

UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année :2003

N° :

LES MATERIAUX D'EMPREINTE

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

*Présentée
et soutenue publiquement par*

CHARDON Etienne
Né le 20 février 1978

Le 04 mars 2003

JURY

Président M. le Professeur Bernard GIUMELLI
Assesseur M. le Professeur Luc HAMEL
Assesseur Mlle le Docteur Brigitte PERON

Directeur de thèse : M. le Docteur Henri LOGET

**BU Santé
Nantes**

PLAN

1. INTRODUCTION	8
2. HISTORIQUE DES MATERIAUX A EMPREINTES.....	9
2.1. Préhistoire.....	9
2.2. Antiquité.....	10
2.3. Moyen-Age.....	10
2.4. Renaissance.....	11
2.5. 18 ^{ème} siècle.....	13
2.6. 19 ^{ème} siècle.....	13
2.6.1. Les cires.....	13
2.6.2. Le plâtre.....	13
2.6.3. La Gutta-Percha.....	14
2.6.4. La pâte Stents et la godiva.....	14
2.6.5. Le développement des porte-empreintes au 19 ^{ème} siècle.....	15
2.7. 20 ^{ème} siècle.....	15
2.7.1. Le développement des cires fonctionnelles.....	15
2.7.2. Les pâtes à l'oxyde de zinc eugénol.....	15
2.7.3. Le développement des matériaux élastiques.....	15
2.7.3.1. Les hydrocolloïdes réversibles.....	16
2.7.3.2. Les hydrocolloïdes irréversibles.....	17
2.7.3.3. Les élastomères.....	18
3. PROPRIETES FONDAMENTALES DES MATERIAUX D'EMPREINTE.....	18
3.1. Définitions fondamentales.....	18
3.1.1. L'élasticité.....	18
3.1.2. La viscosité et la plasticité.....	19
3.1.3. Le fluage.....	19
3.1.4. La thixotropie.....	19
3.1.5. L'hydrophilie.....	19
3.2. Qualités requises.....	19
3.2.1. Stabilité dimensionnelle.....	20
3.2.2. Précision de surface.....	21
3.2.3. Le temps de prise.....	21
3.2.4. Autres qualités.....	23
4. MATERIAUX ACTUELLEMENT UTILISES.....	23
4.1. Les matériaux plastiques.....	23
4.1.1. Les cires.....	23
4.1.1.1 Les différents types de cires.....	23
4.1.1.1.1. Les cires minérales.....	24
4.1.1.1.2. Les cires végétales.....	24
4.1.1.1.3. Les cires animales.....	25
4.1.1.1.4. les cires synthétiques.....	25
4.1.1.1.5. Les cires plastiques à température buccale.....	25
4.1.1.1.6. Les cires à inlay.....	25
4.1.1.2. Propriétés.....	26
4.1.1.2.1. Propriétés physiques.....	26

4.1.1.2.2. Propriétés mécaniques.....	27
4.1.1.2.3. Propriétés chimiques.....	27
4.1.1.3. Domaines d'application.....	27
4.1.1.3.1. Prothèse fixée.....	28
4.1.1.3.2. Occlusodontie.....	28
4.1.1.3.3. Prothèse amovible partielle.....	28
4.1.1.3.4. Prothèse amovible totale.....	29
4.1.2. Les compositions thermoplastiques.....	29
4.1.2.1. Composition.....	29
4.1.2.1.1. Les compositions thermoplastiques anciennes (Stent's et Godiva).....	29
4.1.2.1.2. Les compositions thermoplastiques modernes.....	30
4.1.2.2. Propriétés.....	31
4.1.2.3. Mise en œuvre.....	32
4.1.2.4. Domaines d'application.....	32
4.1.2.4.1. Prothèse fixée.....	32
4.1.2.4.2. Prothèse amovible complète.....	33
4.1.3. Les plâtres.....	33
4.1.3.1. Composition.....	35
4.1.3.2. Réaction de prise: Ré-hydratation.....	35
4.1.3.2.1. Facteurs influençant le temps de prise.....	35
4.1.3.2.1.1. Facteurs physiques.....	36
4.1.3.2.1.1.1 La présence de gypse incuit dans la poudre.....	36
4.1.3.2.1.1.2 Le rapport eau/poudre.....	37
4.1.3.2.1.1.3. Le malaxage.....	37
4.1.3.2.1.1.4. La granulométrie.....	37
4.1.3.2.1.1.5. La température.....	37
4.1.3.2.1.2. Facteurs chimiques : additifs.....	37
4.1.3.2.1.2.1 Les accélérateurs.....	37
4.1.3.2.1.2.2. Les retardateurs.....	38
4.1.3.3. Expansion de prise.....	38
4.1.3.3.1 Facteurs physiques.....	38
4.1.3.3.1.1. La température.....	38
4.1.3.3.1.2. Le rapport eau/poudre.....	38
4.1.3.3.1.3. Temps de spatulation.....	39
4.1.3.3.2. Facteurs chimiques.....	39
4.1.3.4. Stockage.....	39
4.1.3.5. Mise en Œuvre.....	39
4.1.3.5.1. Choix du porte-empreinte.....	40
4.1.3.5.2. Préparation, spatulation.....	40
4.1.3.5.3. Prise d'empreinte.....	40
4.1.3.5.4. Coulée du modèle.....	41
4.1.3.6. Avantages et inconvénients liés à l'utilisation du plâtre.....	41
4.1.3.7. Indications.....	41
4.1.3.7.1. Prothèse amovible totale.....	42
4.1.3.7.2. Prothèse amovible partielle.....	42

4.1.4. Les pâtes à l'oxyde de zinc.	43
4.1.4.1. Compositions.	43
4.1.4.2. Réaction de prise.	44
4.1.4.2.1. Facteurs influençant la vitesse de prise.	44
4.1.4.3. Propriétés.	44
4.1.4.3.1. Stabilité dimensionnelle.	44
4.1.4.3.2. Précision de surface.	45
4.1.4.4. Mise en œuvre.	45
4.1.4.4.1. Mélange.	45
4.1.4.4.2. Désinfection.	45
4.1.4.4.3. Conservation.	45
4.1.4.5. Domaines d'application.	45
4.1.4.5.1. Prothèse amovible complète.	46
4.1.4.5.2. Prothèse amovible partielle.	47
4.2. Les matériaux élastiques.	47
4.2.1. Les hydrocolloïdes.	47
4.2.1.1. Les hydrocolloïdes réversibles.	47
4.2.1.1.1. Généralités.	48
4.2.1.1.2 Phénomène d'hystérésis.	49
4.2.1.1.3. Composition.	50
4.2.1.1.4. Liquéfaction et réaction de prise (gélification).....	50
4.2.1.1.4. Propriétés.	50
4.2.1.1.5.1. Résistance aux déformations mécaniques.	51
4.2.1.1.5.2. Précision dimensionnelle.	51
4.2.1.1.5.3. Précision de surface.	52
4.2.1.1.5.4. Stabilité dans le temps.	52
4.2.1.1.6. Mise en œuvre.	52
4.2.1.1.6.1. Le matériau.	53
4.2.1.1.6.2. Le conditionneur.	53
4.2.1.1.6.3. Porte-empreintes.	54
4.2.1.1.6.4. Désinfection.	55
4.2.1.1.7. Domaines d'application.	55
4.2.1.1.7.1. Indications.	55
4.2.1.1.7.1.1. Prothèse fixée.	55
4.2.1.1.7.1.1. Implantologie.	56
4.2.1.1.7.2. Contre-indications.	56
4.2.1.1.8. Conclusion.	56
4.2.1.2. Les hydrocolloïdes irréversibles.	56
4.2.1.2.1. Composition.	58
4.2.1.2.2. Classification des hydrocolloïdes irréversibles.	59
4.2.1.2.3. Réaction de prise.	59
4.2.1.2.3.1. Facteurs influençant le temps de prise.	60
4.2.1.2.4. Propriétés.	60
4.2.1.2.4.1. Résistance mécanique.	60
4.2.1.2.4.2. Précision de surface.	60

4.2.1.2.4.3. Précision dimensionnelle	60
4.2.1.2.4.4. Stabilité dimensionnelle	60
4.2.1.2.4.4.1. Facteurs influençant la stabilité dimensionnelle.....	61
4.2.1.2.4.5. Etat de surface du modèle en plâtre.	61
4.2.1.2.5. Mise en œuvre.	62
4.2.1.2.5.1. Stockage de la poudre.	62
4.2.1.2.5.2. Porte-empreintes.	62
4.2.1.2.5.3. Préparation.	62
4.2.1.2.5.4. Malaxage.	63
4.2.1.2.5.5. Prise d'empreinte.	64
4.2.1.2.5.6. Traitement de l'empreinte, conservation.....	64
4.2.1.2.5.7. Désinfection.	65
4.2.1.2.6. Domaines d'application.....	66
4.2.1.2.6.1. Prothèse fixée.....	66
4.2.1.2.6.2. Empreintes primaires en prothèse amovible totale.	66
4.2.1.2.6.3. Modèles d'étude et antagonistes.	67
4.2.1.2.7. Conclusion.....	67
4.2.1.3. Les hydro-alginates.	67
4.2.1.3.1. Composition.	67
4.2.1.3.2. Mise en œuvre.	68
4.2.1.3.3. Domaines d'application.....	68
4.2.2. Les élastomères.	69
4.2.2.1. Les élastomères polysulfures.	70
4.2.2.1.1. Composition.	70
4.2.2.1.1.1. La base.	70
4.2.2.1.1.2. Le réactif.	70
4.2.2.1.2. Réaction de prise.	71
4.2.2.1.3. Facteurs de variation du temps de travail.	72
4.2.2.1.4. Propriétés.....	73
4.2.2.1.4.1. Elasticité.....	73
4.2.2.1.4.2. Comportement hydrique.....	73
4.2.2.1.4.3. Précision de surface.....	73
4.2.2.1.4.4. Stabilité dimensionnelle.....	73
4.2.2.1.4.5. Radio-opacité.	74
4.2.2.1.5. Mise en œuvre.	75
4.2.2.1.5.1. Stockage.	75
4.2.2.1.5.2. Spatulation.	75
4.2.2.1.5.3. Porte-empreinte.	75
4.2.2.1.5.4. Conservation des empreintes.....	76
4.2.2.1.5.5. Désinfection.	76
4.2.2.1.6. Domaines d'applications.	76
4.2.2.1.6.1. Prothèse amovible.....	76
4.2.2.1.6.2. Prothèse fixée.....	77
4.2.2.1.6.3. Implantologie.	77
4.2.2.2. Les silicones.....	78

4.2.2.2.1. Composition.	78
4.2.2.2.1.1. Silicones polycondensants.	78
4.2.2.2.1.2. Silicones réticulants par addition.	80
4.2.2.2.2. Propriétés.	82
4.2.2.2.2.1. Précision dimensionnelle.	82
4.2.2.2.2.2. Comportement hydrique.	83
4.2.2.2.2.3. Résistance.	83
4.2.2.2.2.4. Précision de surface.	84
4.2.2.2.2.5. Stabilité dans le temps.	84
4.2.2.2.3. Mise en œuvre.	86
4.2.2.2.3.1. Présentation.	86
4.2.2.2.3.2. Malaxage.	87
4.2.2.2.3.3. Porte-empainte et adhésif.	89
4.2.2.2.3.4. Prise d'empainte.	90
4.2.2.2.3.5. Conservation.	91
4.2.2.2.3.6. Désinfection.	91
4.2.2.2.4. Domaines d'application.	92
4.2.2.2.4.1. Prothèse amovible totale.	92
4.2.2.2.4.2. Prothèse amovible partielle.	93
4.2.2.2.4.3. Prothèse fixée.	94
4.2.2.2.4.3.1. Empreinte globale en un seul temps, technique du double mélange.	94
4.2.2.2.4.3.2. Empreintes globales en deux temps.	95
4.2.2.2.4.4. Implantologie.	96
4.2.2.2.5. Conclusion.	97
4.2.2.3. Les élastomères polyéthers.	98
4.2.2.3.1. Composition.	98
4.2.2.3.2. Propriétés.	99
4.2.2.3.2.1. Résistance.	99
4.2.2.3.2.2. Précision de surface.	100
4.2.2.3.2.3. Stabilité dimensionnelle.	100
4.2.2.3.3. Mise en œuvre.	101
4.2.2.3.3.1. Présentation, spatulation.	101
4.2.2.3.3.2. Porte-empainte.	103
4.2.2.3.3.3. Désinfection.	104
4.2.2.3.3.4. Conservation.	104
4.2.2.3.4. Domaines d'application.	104
4.2.2.3.4.1. Prothèse amovible complète.	104
4.2.2.3.4.2. Prothèse amovible partielle.	105
4.2.2.3.4.3. Prothèse fixée.	106
4.2.2.3.4.4. Implantologie.	106
4.2.2.3.5. Conclusion.	107
4.2.2.4. Comparaisons des différents types d'élastomères.	108
4.2.2.4.1. Propriétés mécaniques comparées.	108
4.2.2.4.2. Propriétés physico-chimiques.	109
4.2.2.4.3. Avantages et inconvénients des différents types d'élastomères.	110

4.3. Récapitulatif sur la décontamination des empreintes.	112
4.3.1. Les solutions décontaminantes.....	112
4.3.2. Les modes de décontaminations selon le matériau.	113
4.3.3. Effets de la décontamination sur la stabilité dimensionnelle des empreintes.	114
4.4. Indications des différents matériaux selon les situations cliniques.	115
5. Toxicité des matériaux à empreintes.	117
5.1. Cytotoxicité.	117
5.1.1. Phénomènes d'allergies liés aux polyéthers.....	119
5.1.1.1. Allergie du patient.	119
5.1.1.2. Allergie du praticien.	119
5.1.2. Phénomènes d'allergies liés aux vinylsiloxanes.	120
5.2. Phénomènes de rétention de matériau.	120
5.3. Conclusion sur la relative toxicité des matériaux à empreintes.	121
6. CONCLUSION.....	122

LES MATERIAUX D'EMPREINTE

1. INTRODUCTION

La notion d'empreinte à visée prothétique est apparue au cours du 18ème siècle, et dès que cette idée fut admise et intégrée par les techniciens-dentistes de l'époque, il fallut trouver un support matériel adéquat. Les recherches portant sur les matériaux d'empreintes ont permis le développement et la mise au point de nombreux produits aux caractéristiques diverses.

La prise d'empreinte constitue une étape essentielle et majeure en odontologie restauratrice. L'empreinte est la reproduction d'une situation clinique par un matériau, elle fige, en quelque sorte, la situation clinique. L'empreinte à visée prothétique est réalisée après stabilisation de l'ensemble du système manducateur : équilibre de l'occlusion, couronnes provisoires dans le cadre de la restauration fixée, traitements parodontaux et chirurgicaux. Le modèle obtenu doit être une reproduction fidèle de l'état clinique et dépend entre autres, de la technique utilisée, de la dextérité du praticien et des qualités du matériau choisi.

Les matériaux d'empreinte peuvent être plastiques ou élastiques ; cette étude porte sur la composition, les propriétés, les modes de mises en œuvre, les domaines d'application cliniques des différents produits et leur biocompatibilité.

Il apparaît essentiel de connaître les matériaux existants et de les choisir selon la situation clinique.

2. HISTORIQUE DES MATERIAUX A EMPREINTES.

2.1. Préhistoire.

Aucune trace de soins dentaires ou de réhabilitation visant à combler un édentement datant de cette époque n'a été retrouvée à ce jour.

2.2. Antiquité.

(16, 48)

- Dans l'ancienne Egypte des évolutions technologiques et des progrès scientifiques importants ont été réalisés. Les archéologues ont retrouvé des aurifications ou des ligatures, mais pour Romagnoli, l'Egypte a peu contribué à l'évolution de l'Art dentaire.

- Les Etrusques, peuple apparu à la fin du VIIème siècle avant J.C en Toscane, ont quant à eux laissé plus de traces sur les techniques dentaires. De nombreux travaux prothétiques ont été retrouvés, tels que des couronnes en or maintenues par cerclages autour des dents adjacentes.

- Les témoignages sur la prothèse en Grèce antique sont rares.

- A Rome, de fausses dents réalisées en os ou en ivoire sont rapportées par Horace dans ses « Satyres » ou par Martial dans ses « Epigrammes ».

Du reste, il est probable que les techniciens-prothesistes de cette période n'avaient pas développé le principe des empreintes.

2.3. Moyen-Age.

(16, 32, 48)

Cette période est comprise traditionnellement entre la disparition de l'empire romain en occident et la chute de Constantinople en 1453.

En occident, cette époque est caractérisée par un fort obscurantisme et le rejet des usages anciens jugés païens, on peut parler de misère scientifique et pour Romagnoli l'odontologie entre « dans une longue période de décadence. »

Néanmoins, Abulcassis de Cordoue écrit un ouvrage médico-chirurgico-pharmacologique au Xème siècle, « Al Tasrif », dans lequel il consacre une partie à l'art dentaire.

2.4. Renaissance.

(16, 32, 48, 54)

Le développement de l'imprimerie permit la diffusion des connaissances, et de la sorte, une accélération des progrès scientifiques.

Beaucoup de prothèses datant de cette époque ont été retrouvées. Elles étaient généralement sculptées d'une seule pièce dans de l'ivoire ou de l'os animal. Le principe des empreintes demeurait encore inconnu, le prothésiste sculptait donc l'intrados de la prothèse pour qu'il s'adapte aux crêtes édentées, l'ajustement restait approximatif.

Certains prothésistes confectionnaient un modèle en bois plus ou moins fidèle de la situation en bouche à partir d'un patron, fabriqué avec du papier, des ciseaux et un compas.

D'autres travaillaient directement en bouche et procédaient par retouches sur le bloc d'ivoire, à la lime et au burin, et après plusieurs essayages, ils finissaient par obtenir un appareil acceptable. On imagine aisément qu'une telle technique nécessitait une grande dextérité de la part du fabricant.

Dans ces conditions la prothèse maxillaire ne mettait pas à profit le palais car sa réalisation sans empreinte aurait été trop difficile. En revanche, l'intrados de la prothèse mandibulaire était plus facile à adapter car moins étendu.

2.5. 18^{ème} siècle. (16, 32, 27, 54)

A cette époque, la publication des diverses expériences et inventions dans le domaine de la dentisterie donne une grande impulsion à l'Art dentaire.

- Avant la moitié du 18^{ème} siècle, il n'existait aucune méthode pour prendre des empreintes au niveau des crêtes alvéolaires.

Une méthode très répandue, consistait à peindre, en quelque sorte, les crêtes avec de la teinture, et de placer un bloc d'ivoire en bouche, puis de le presser contre les crêtes. Les zones du bloc teintées correspondaient alors à des surépaisseurs de l'intrados de la prothèse. Ces zones étaient alors soigneusement enlevées à l'aide de limes, jusqu'à obtention d'un appareil correctement adapté.

- Au début de ce siècle, Pierre Fauchard (fig.1) rédige le premier traité sur l'Art dentaire avec « Le Chirurgien-Dentiste ».

Il y évoque la nécessité d'enregistrer les volumes, et introduit la notion d'empreinte en ces termes : *« Il faut auparavant avoir pris au juste les dimensions, non seulement des deux mâchoires, mais encore celle des gencives.(...) Cela ne contribuera pas peu à rendre les pièces plus fermes et plus stables dans leur assiette ».*

- Mathias Godfroy Purmann (1648-1711) fut le premier à imaginer la prise d'empreinte à l'aide de la cire d'abeille.

Cette technique se répandit lorsque Philip Pfaff de Berlin, dentiste de Frédéric le Grand roi de Prusse, réalisa des empreintes à la cire d'abeille portée à une certaine température dans de l'eau chaude. Il décrivit par la suite le modèle en plâtre.

William Rae, en 1782, disait obtenir *« la mesure des mâchoires dans un bloc de cire pressée sur les gencives, pour ensuite fabriquer un modèle en plâtre de Paris. »*

- Notons les travaux de Duchateau et de Dubois de Chémant, en 1791.

Le dentier en os d'hippopotame de l'apothicaire Duchateau lui occasionnait beaucoup de désagréments, il s'associa alors au dentiste Dubois de Chémant pour en améliorer les qualités. A partir de prises d'empreintes à la cire vierge et la confection d'un modèle en plâtre, ils réussirent à fabriquer des dentiers plus adaptés.



Fig.1 :Pierre Fauchard (16)

2.6. 19^{ème} siècle. (16, 27, 54)

2.6.1. Les cires.

Dans un premier temps, se sont donc développées les empreintes à la cire jaune d'abeille, puis à la cire vierge.

De la térébenthine fut ensuite incorporée à la cire vierge pour obtenir de la cire à modeler. En 1808, Dubois Focon décrit la prise d'empreinte à la cire vierge ou à la cire à modeler.

L'évolution majeure résida cependant en l'adjonction de paraffine, c'est ce que fit Reischenbach en 1831, obtenant ainsi une cire plus facile à manier (54). Cette nouvelle formule donna naissance à la cire rose, toujours utilisée en dentisterie contemporaine.

2.6.2. Le plâtre.

En 1844, Wescott, Dwinelle et Duning, utilisèrent pour la première fois le plâtre de Paris comme matériau à empreintes chez l'édenté total (54).

Wescott donna la paternité de cette découverte à Dunning en disant que ce dernier, en mars 1844, « *essaya le plâtre lorsque sur des tissus flottants, il n'obtenait que des empreintes déformées avec de la cire.* »

En 1862, Franklin décrit une méthode d'empreinte corrigée. Il utilisait de la cire pour l'empreinte préliminaire suivie d'un enregistrement au plâtre.

La cire et le plâtre seront largement utilisés, notamment en prothèse totale, jusqu'au début du 20^{ème} siècle.

2.6.3. La Gutta-Percha.

En 1842, Montgomery découvre la Gutta-Percha obtenue à partir d'arbres de Malaisie. Elle fut introduite en Europe par ce dernier et par Joseph d'Almeida vers 1844. Elle sera exploitée

en dentisterie par les Delabarre père et fils. Delabarre fils eut l'idée de s'en servir pour le rebasage de dentiers en osanore.

En 1848, Blake et Colburn l'utilisèrent pour la prise d'empreintes. Colburn s'exprimait en ces termes : « *le matériau doit être complètement trempé dans de l'eau chaude, et ensuite travaillé et moulé de la même manière que la cire . . . et immédiatement placé en bouche, et fermement maintenu à sa place. »*

Bien que l'intérêt pour ce matériau grandisse durant quelques années, sa popularité baissa à cause de ses propriétés qui en faisait un matériau pour empreintes d'utilisation difficile et aux résultats peu satisfaisants.

2.6.4. La pâte Stents et la godiva.

En 1856, Charles Stents invente une pâte à base de cire et de résine, ancêtre des compositions thermoplastiques actuelles.

Dans le même temps, Hind met au point la Godiva, composée de cire jaune, de résine et de Gutta-Percha.

2.6.5. Le développement des porte-empreintes au 19^{ème} siècle.

En 1820, Delabarre et Maury créèrent l'ancêtre du porte-empreinte moderne : Il s'agissait alors de cuvettes en bois, en étain ou en plomb, appelées aussi cuillères.

En 1840, Charles de Loude décrit un porte-empreinte en étain et en 1847, Désirabode écrit : « *Nous plaçons la cire dans une boîte, une sorte de gouttière semi-elliptique d'or ou d'étain. »*

2.7. 20^{ème} siècle. (9, 10, 27, 54)

2.7.1. Le développement des cires fonctionnelles.

En 1922, Everett décrit une méthode avec une cire dite fluide, facile d'emploi, pour les empreintes en prothèse complète, avec trois consistances. Ces cires se sont développées sous l'impulsion des travaux de Dirksen en 1939 et de Pendleton en 1942.

Elles sont vite devenues populaires et de nombreux cliniciens comme Applegate ou Mc Cracken suggérèrent son emploi.

2.7.2. Les pâtes à l'oxyde de zinc eugénol.

Au début des années 30, A.W. Ward et E.B. Kelly introduisent ce matériau dans la profession.

Tropozzano, en 1939, décrit l'une des toutes premières techniques d'empreinte en prothèse totale utilisant une pâte à l'oxyde de zinc.

2.7.3. Le développement des matériaux élastiques.

2.7.3.1. Les hydrocolloïdes réversibles.

En 1925, Alphons Poller de Vienne, décrit l'agar-agar et suggère son utilisation en prothèse. C'est le premier matériau élastique utilisé avec succès en dentisterie. Il obtient la même année un brevet britannique.

Un brevet américain est déposé en 1928, et le Dentocoll® est commercialisé par la firme De Trey Brothers. Il est d'abord utilisé exclusivement en prothèse totale.

Le Dr JD Hart de Wewoka en Oklahoma, fut le premier à utiliser ces matériaux, en 1930, pour l'empreinte de préparations destinées à des éléments coulés.

Sears en 1937, puis Karlström en 1939, décrivent une méthode de prise d'empreinte avec ce produit pour inlays, couronnes et bridges.

2.7.3.2. Les hydrocolloïdes irréversibles.

L'entrée du Japon dans la seconde guerre mondiale va avoir d'importantes conséquences sur les matériaux dentaires, provoquant une pénurie d'agar-agar qui provenait essentiellement des mers du Japon.

Cela va provoquer l'essor des alginates comme le note le professeur Matthews de l'université de Manchester en 1944 (10). Pour lui, la popularité grandissante de l'alginate est principalement due à la facilité de manipulation. Néanmoins il insiste déjà sur la nécessité d'une technique correcte et le respect des recommandations du fabricant.

Alginate est le nom donné par Stanford à la substance mucilagineuse qu'il fut le premier à extraire à partir d'algues brunes en 1881.

Les hydrocolloïdes alginates se développent donc durant la seconde guerre mondiale comme un substitut aux hydrocolloïdes réversibles, et un brevet britannique est déposé en 1940 par l'« Amalgamated Dental Co. » qui commercialise le Zelex®.

Dolder en 1940, puis Schoonover et Dickson, introduisent l'alginate dans la dentisterie en décrivant ses propriétés physiques et chimiques.

Après la guerre, les alginates sont de plus en plus utilisés, Skinner et Pomés écrivent en 1947 : *« il offre l'avantage que la chaleur ne soit pas nécessaire à sa préparation, et qu'il n'y ait pas de risque de brûlure du patient. »* La même année, Eisenstark suggère son utilisation pour la prothèse fixée, avec seringue et porte-empreinte.

Néanmoins leurs performances médiocres en terme de précision, relativement aux hydrocolloïdes réversibles, limitèrent souvent leur emploi à des situations cliniques simples. En 1976, Lauritzen, par une mise en condition particulière, en améliore considérablement les résultats.

En 1951, Schwartz décrit une méthode mixte dite aux hydroalginates ; cette technique a vu son utilisation compromise dans un premier temps par le manque d'adhérence entre l'hydrocolloïde réversible et l'alginate. A partir de 1980, elle a pu entrer en application grâce aux travaux d'Appleby et Girot.

2.7.3.3. Les élastomères.

Les élastomères font leur apparition dans la profession au début des années 1950.

Ils sont d'abord utilisés en prothèse fixée, puis des techniques pour prothèse amovible totale sont décrites par Joglekor et Sinkforf, Marmor et Herbertson.

- Les polysulfures furent largement utilisés en prothèse fixée dans les années 60, puis en prothèse amovible partielle et complète à partir des années 70.

- Les silicones polycondensants se développent dans les années 60.

- La gamme des élastomères s'enrichit à la fin des années 60 d'un nouveau produit, mis au point par W Schmidt et coll., appelé polyéther. Les élastomères polyéthers sont aujourd'hui encore distribués exclusivement par la firme ESPE (Impregum® et Permadyne®).

- Les silicones polymérisant par addition ont été développés au sein du programme spatial Apollo. Le premier de ces matériaux utilisés en odontologie fut commercialisé sous le nom de President® en 1975, puis bien d'autres produits firent leur apparition, tels Permagem®, Reflect® ou Reprosil®.

3. PROPRIETES FONDAMENTALES DES MATERIAUX D'EMPREINTE.

(8, 11, 14, 17, 25, 41, 51)

3.1. Définitions fondamentales.

3.1.1. L'élasticité.

L'élasticité représente la capacité du matériau à reprendre sa forme initiale après une déformation. La limite d'élasticité est dépassée lorsque le matériau ne retrouve pas sa forme de départ. Une bonne élasticité permet l'enregistrement des éléments anatomiques présentant de fortes contre-dépouilles, sans déformation permanente lors du retrait de l'empreinte.

Notion de recouvrance élastique :

La recouvrance élastique est la capacité d'un matériau à retrouver sa forme initiale après la déformation temporaire liée à la désinsertion de l'empreinte, avec le moins possible de distorsion résiduelle.

3.1.2. La viscosité et la plasticité.

Elles se caractérisent par la propriété d'un matériau à se déformer sous l'application d'une contrainte et à conserver la forme ainsi obtenue après la suppression de cette contrainte.

Si la contrainte nécessaire est importante, on dit que le matériau est visqueux. Au contraire si cette contrainte est faible, on parle de matériau peu visqueux ou fluide.

La viscosité représente donc la consistance d'un matériau avant la prise.

Ainsi, si l'on veut enregistrer des détails de petites dimensions, comme des rainures, un matériau fluide est plus indiqué. En revanche, si on recherche une compression des tissus de soutien, il convient d'opter pour un matériau de plus haute viscosité.

3.1.3. Le fluage.

C'est la déformation que subit un matériau sous une charge constante. Cette déformation est d'autant plus importante que la contrainte est élevée et que le temps d'application de la contrainte est long.

3.1.4. La thixotropie.

Elle correspond à la baisse de la viscosité avec le temps de cisaillement. Cela signifie que lors du malaxage, la structure initiale est détruite augmentant ainsi la fluidité et donc la capacité d'étalement du produit, ce qui autorise un enregistrement précis des détails. Pendant la période de repos, la structure se reforme, et ainsi la viscosité et la stabilité dimensionnelle vont augmenter.

3.1.5. L' hydrophilie.

Un matériau est dit hydrophile lorsqu'il entre en contact intime avec une surface humide, alors que le matériau hydrophobe est repoussé. L'hydrophobie constitue une difficulté en prothèse amovible, en revanche, en prothèse conjointe on peut facilement assécher les préparations à condition d'être rigoureux.

3.2. Qualités requises.

3.2.1. Stabilité dimensionnelle.

C'est la capacité d'un matériau à conserver ses dimensions une fois l'empreinte désinsérée.

Elle doit évidemment être la meilleure possible, et dépend de plusieurs facteurs :

- la contraction thermique qui a lieu lors du passage de la température buccale à la température ambiante ;
- la continuation de la polymérisation, à l'origine d'une contraction ;
- les phénomènes d'imbibition et de synérèse observables chez les hydrocolloïdes.

3.2.2. Précision de surface.

Elle est fonction de :

- la granulométrie ;
- l'énergie de surface ;
- la tension superficielle ;
- la capacité de mouillage, favorisée par le pouvoir d'étalement du matériau, et positivement liée à l'hydrophilie du matériau ;
- la faible viscosité du matériau qui entraîne un fort pouvoir d'étalement.

On peut définir l'angle de contact correspondant à l'angle formé par le matériau avec la surface clinique : plus la valeur de l'angle tend vers 0° plus la mouillabilité est bonne et meilleure est la précision de l'empreinte.

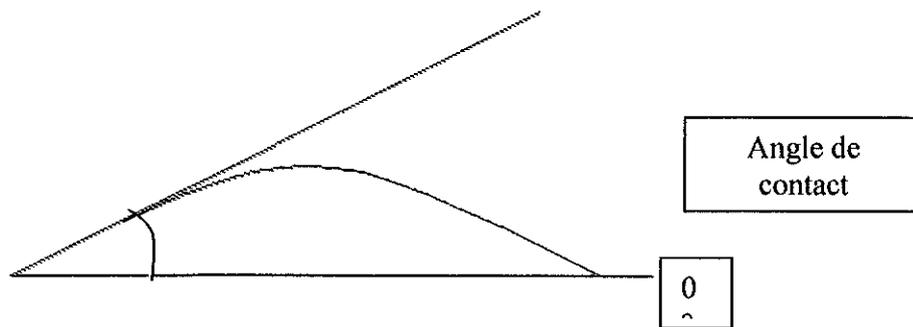


Fig.2 :angle de contact matériau-surface à mouler

S'ajoutant aux propriétés intrinsèques du matériau, de nombreux facteurs interviennent dans la précision :

- la technique d'empreinte, avec un porte-empreinte adéquat.
- l'état de surface des préparations.
- la qualité de la mise en condition gingivale.
- le traitement de l'empreinte.
- les manipulations des cliniciens et prothésistes.

3.2.3. Le temps de prise.

Il doit satisfaire à deux exigences contradictoires :

- être suffisamment long pour autoriser une manipulation aisée d'une part ;
- être suffisamment court pour ne pas provoquer une gêne exagérée chez le patient.

3.2.4. Autres qualités.

Un matériau d'empreinte doit présenter certains caractères tels que :

- la non toxicité ;
- une saveur acceptable pour le patient ;
- une manipulation aisée ;

4. MATERIAUX ACTUELLEMENT UTILISES.

4.1. Les matériaux plastiques.

4.1.1. Les cires.

(11, 21, 24, 41, 47)

Mathias Godefroy Purmann fut le premier à imaginer l'emploi de la cire pour la réalisation de prothèses dentaires.

Il existe différentes sortes de cires, mais les propriétés liées à leur utilisation ne peuvent être obtenues qu'au moyen de mélanges.

4.1.1.1 Les différents types de cires.

4.1.1.1.1. Les cires minérales.

Elles sont obtenues à partir des hydrocarbures saturés.

- *Les paraffines.*

Ce sont des alcanes de formule générale C_nH_{2n+2} , n étant compris entre 20 et 40. Leur température de fusion se situe entre 40 et 70°C. Ces cires sont fragiles et s'écaillent facilement, elles sont mélangées à d'autres cires afin de corriger ces défauts.

- *Les cires micro-cristallines.*

Ce sont des dérivés de l'ozokérite purifiée à l'eau chaude et au noir animal. Leur température de fusion est comprise entre 70 et 80°C.

- *Les cires dures.*

Leur température de fusion de 128°C limite leur utilisation.

4.1.1.1.2. Les cires végétales.

Ce sont des cériques extraits de plantes et d'arbres divers.

La cire de Carnauba entre dans la composition des cires à inlay et des cires collantes.

Les cires végétales mélangées à d'autres cires permettent d'en améliorer les propriétés:

- d'augmenter le fluage.
- de donner une surface lisse.
- d'augmenter la température de fusion.

4.1.1.1.3. Les cires animales.

Ce sont aussi des cériques, proches des cires végétales.

- *La cire d'abeille.*

Ce fut le premier matériau d'empreinte utilisé au 18^{ème} siècle.

Cette cire sécrétée par les abeilles correspond aux rayons des ruches. Elle est de couleur jaune mais peut être décolorée par le noir animal ou par le soleil ; ainsi épurée, elle prend le nom de cire vierge. Cette opération permet d'augmenter sa température de fusion. C'est une cire cassante et fragile à température ambiante, mais plastique en bouche.

- *Le blanc de baleine*
- *L'acide stéarique*

4.1.1.1.4. les cires synthétiques.

Elles permettent de corriger les défauts des cires naturelles, mais ne s'y substituent pas.

On distingue différentes cires :

- Cires de polyéthylène
- Cires de polyéthylène glycol
- Cires d'hydrocarbures

4.1.1.1.5. Les cires plastiques à température buccale.

Elles sont composés de paraffine (50 à 60%), de cérésine (20%), de blanc de baleine ou palmitate de cétyle (20%), et de résine (10%).

4.1.1.1.6. Les cires à inlay.

Elles sont composées de mélanges de cires minérales, végétales et animales.

La paraffine, élément de base, constitue le cœur structural de ces cires et forme avec la cire d'abeille une phase homogène. Elle est modifiée par la cire de Carnauba ou la cire de Candellila. On distingue trois types de cires à inlay (types A, B et C), celle de type B étant destinée à l'utilisation en milieu buccal.

Le ramollissement devrait théoriquement se faire à la chaleur sèche. Leur mise en œuvre doit éviter toutes contraintes thermiques et mécaniques.

4.1.1.2. Propriétés.

4.1.1.2.1. Propriétés physiques.

- Intervalle de ramollissement

Plus il est important, plus la cire est ductile et moins elle est fragile, mais la stabilité dimensionnelle diminue. La stabilité dimensionnelle et la ductilité évoluent en sens contraire, c'est pourquoi il est préférable d'utiliser des cires dures type Moyco, si cette indication est justifiée, pour l'enregistrement des rapports inter-maxillaires qui exige une grande précision.

- Point d'inflexion

Il est situé sur la courbe de refroidissement à peu près au milieu de l'intervalle de ramollissement. A cette température, la cire peut y être travaillée avec le minimum de distorsions.

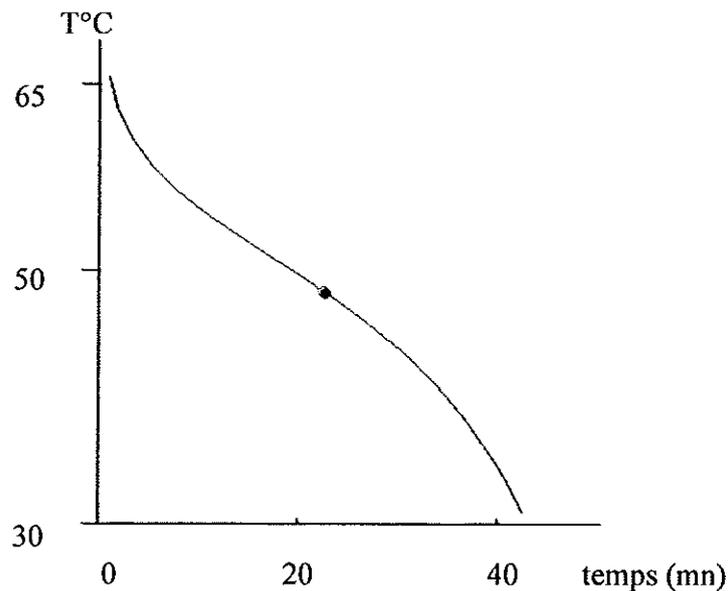


Fig.3.- Courbe de refroidissement d'une cire, d'après Ogolnik (41). Le point au milieu de la courbe représente le point d'inflexion.

- Coefficient de dilatation thermique

Les cires présentent les coefficients de dilatation thermique les plus élevés parmi les matériaux utilisés en odontologie : entre 250 et $530 \cdot 10^{-6}$ par °C.

- Fluage

Il dépend :

- du ramollissement des esters ;
- du changement de la phase cristalline ;
- du fluage propre à la phase amorphe.

- Distorsions.

Elles sont dues au fort coefficient de dilatation thermique, au fluage et au phénomène de relaxation des contraintes.

On peut minimiser ces distorsions en chauffant la cire de façon uniforme.

4.1.1.2.2. Propriétés mécaniques.

Le module de Young, l'élasticité et la ductilité dépendent de la température. La ductilité des cires dépend également de leur teneur en huiles.

4.1.1.2.3. Propriétés chimiques.

Les cires résistent bien à l'oxydation et à l'hydrolyse.

4.1.1.3. Domaines d'application.

4.1.1.3.1. Prothèse fixée.

Les cires à inlay sont utilisées pour la prise d'empreinte de la préparation par méthode directe.

4.1.1.3.2. Occlusodontie.

On enregistre l'occlusion avec des cires chargées de poudre métallique type Aluwax® (aluminium) ou Corprwax® (cuivre ou bronze). Les cires dures sont aussi indiquées mais ont l'inconvénient d'être fragiles et cassantes.

4.1.1.3.3. Prothèse amovible partielle.

Des cires plastiques à température buccale peuvent être utilisées pour réaliser des empreintes corrigées permettant de mouler sous pression les segments édentés, selon la technique d'Applegate et Mac Cracken.

4.1.1.3.4. Prothèse amovible totale.

Pour certains auteurs, les cires ne peuvent être utilisées pour la prise d'empreinte chez l'édenté total, alors que d'autres, comme Mac Cracken, recommandent son usage pour les empreintes secondaires.

Une étude de Firtell et Koumjian (21) montre qu'une cire fluide ramollissant à température buccale peut être utilisée au même titre qu'un polysulfure light. Les auteurs concluent qu'il n'y a pas de différences statistiques dans les résultats entre les deux matériaux.

Les principaux avantages de ces cires en prothèse amovible totale par rapport aux autres matériaux sont :

- la transparence qui permet de localiser aisément les régions de surpression ;
- la neutralité vis à vis de la salive ;
- le coût peu élevé du produit ;
- la possibilité de corriger facilement, en procédant à des ajouts ou en éliminant des excès.

Néanmoins, des contre-dépouilles importantes entraînent des distorsions et la réaction de prise exothermique du plâtre lors de la coulée peut provoquer des variations dimensionnelles préjudiciables pour le modèle.

4.1.2. Les compositions thermoplastiques.

(11, 13, 41, 45, 46, 49)

On distingue les compositions thermoplastiques anciennes (Stent's ou Godiva), des plus récentes du type pâte de KERR.

4.1.2.1. Composition.

4.1.2.1.1. Les compositions thermoplastiques anciennes (Stent's et Godiva).

Ce sont des mélanges de cires d'abeille et de résines ou de cires d'abeille et de gutta-percha.

Elles comportent une charge minérale : talc ou sulfate de baryum.

Elles sont généralement commercialisées en plaques circulaires de 5 mm d'épaisseur :

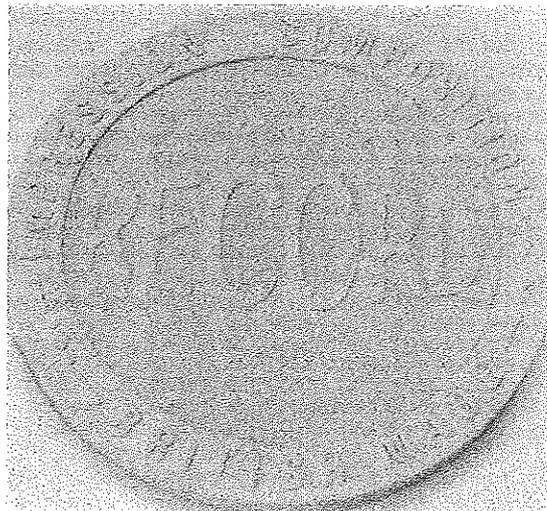


Fig.4 : Plaque de Stents.

4.1.2.1.2. Les compositions thermoplastiques modernes.

Les compositions actuelles ne comportent plus de cires animales ni de gutta-percha.

Elles sont constituées d'une phase amorphe et d'une phase cristalline auxquelles s'ajoutent des colorants.

- La phase amorphe (35 à 40 %) est formée de résines naturelles (copal, colophane, kauri, dammar) ou artificielles synthétisées à partir de l'acide coumarinique.
- La phase cristalline comprend une charge et un plastifiant.

La charge inerte (45 %) est à base de talc ou de craie. Son rôle est de diminuer la viscosité et le fluage et d'augmenter la rigidité du mélange par des phénomènes de friction.

Le plastifiant (18 à 20 %) est constitué d'acides gras : acide stéarique, palmitique, oléique ou paraffine.

- Les colorants permettent de classer les compositions selon leur température de fusion :

Rouge : $55^{\circ}\text{C} < t_f < 56^{\circ}\text{C}$;

Grise : $53^{\circ}\text{C} < t_f < 54^{\circ}\text{C}$;

Verte : $50^{\circ}\text{C} < t_f < 51^{\circ}\text{C}$.

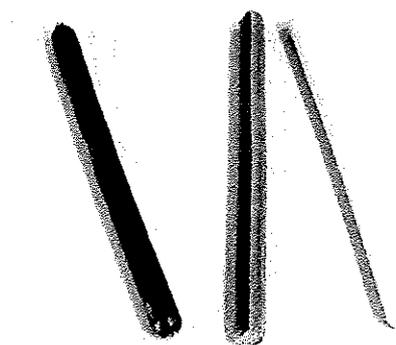


Fig.5 : Bâtonnets cylindriques de pâte de Kerr verte, rouge et grise.

Tous les composants ont des actions plus ou moins antagonistes qui sont bien déterminées afin de donner au matériau les caractéristiques souhaitées :

- l'acide stéarique augmente la plasticité ;
- l'acide palmitique et la résine augmentent la dureté alors que l'acide oléique la diminue ;
- l'acide oléique diminue l'intervalle de fusion.

4.1.2.2. Propriétés

-On observe une contraction thermique lors du passage de la température buccale à la température ambiante ; elle se situe entre 0,3 % et 0,4 % (pourcentage linéaire). Elle est comparable à celle observée chez les élastomères.

-Comme pour les cires, des déformations dues à la réaction exothermique du plâtre à modèle peuvent se produire, surtout au niveau des zones fines de l'empreinte.

-La stabilité dans le temps de ces matériaux permet de différer la coulée.

4.1.2.3. Mise en œuvre.

Les compositions thermoplastiques se présentent sous formes de plaques, de bâtonnets ou de cônes, et de couleurs différentes selon leur température de fusion comme nous l'avons vu précédemment.

Le matériau doit être ramolli de façon homogène, ceci est très important pour la qualité de l'empreinte.

L'idéal est de réaliser le ramollissement au bain-marie à température constante ou mieux à la chaleur sèche. Lors de la réalisation du joint périphérique en prothèse totale, on chauffe le plus souvent à l'aide d'une lampe torche, les retouches et ajouts sont possibles.

Il existe un risque de brûlure des muqueuses avec ce matériau, il convient donc de ne pas l'introduire en bouche à une température trop élevée.

4.1.2.4. Domaines d'application.

4.1.2.4.1. Prothèse fixée.

Ce matériau est indiqué dans la méthode de l'empreinte unitaire à la bague de cuivre, très rarement utilisée aujourd'hui.

4.1.2.4.2. Prothèse amovible complète.

Les compositions thermoplastiques sont utilisées pour la réalisation du joint périphérique lors de l'empreinte secondaire.

On peut les utiliser pour l'empreinte primaire mucostatique (pâte de Kerr, Ex-3-n K, Ex-3-n gold) (47). Mais l'empreinte se montre trop compressive, déprime fortement les tissus, enregistre mal les contre-dépouilles, et ne présente aucune précision de surface. On lui préfère donc le plâtre ou des matériaux élastiques (hydrocolloïdes ou élastomères) .

4.1.3. Les plâtres.

(8, 9, 11, 14, 39, 41, 45, 46, 49, 50)

Le plâtre est un matériau apparaissant comme indispensable à tous les échelons de la confection des pièces prothétiques adjointes, conjointes ou implanto-portées. Bien que présentant certains inconvénients, le plâtre peut quelquefois être utilisé au cabinet dentaire pour la prise d'empreinte.

4.1.3.1. Composition.

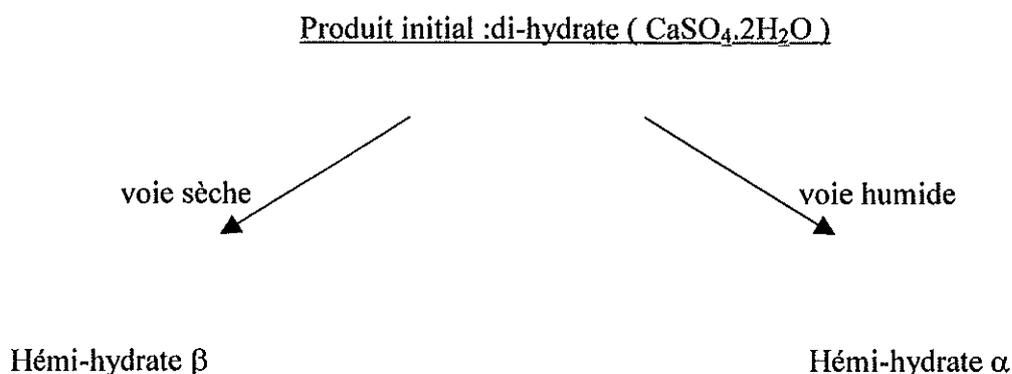
Les plâtres sont des produits manufacturés, fabriqués à partir du gypse ou sulfate de calcium dihydraté de formule $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$. On obtient du plâtre par décomposition thermique des gypses (naturels ou synthétiques).

Le sulfate de calcium bi-hydraté devient héli-hydraté par traitement thermique :



Par la décomposition thermique du gypse on obtient une série de produits partiellement hydratés ou anhydres. Cette évolution thermique du gypse peut-être résumée par le tableau (fig.4).

On peut traduire l'obtention d'héli-hydrate de la façon suivante:



Température	Conditions de cuisson	Produit initial	Produit obtenu	Caractéristiques du produit obtenu
110-120° C et 150-180° C	Air libre Voie sèche	Di-hydrate	Hémi-hydrate β	rhomboédrique métastable
125° C	Autoclave Voie humide	Di-hydrate	Hémi-hydrate α	rhomboédrique métastable
220° C		Hémi-hydrate	Anhydrite III	hexagonal métastable
350° C		Anhydrite III	Anhydrite II	rhomboédrique stable
1230° C		Anhydrite II	Anhydrite I	amorphe
1250° C		Anhydrite I	CaO + SO ₂ + 1/2 O ₂	décomposition

Fig.6 : évolution thermique du gypse, d'après Ogolnik (41).

L'hémi-hydrate α est constitué de gros cristaux de 5 à 100 μm de long et de 2 à 50 μm de large, distincts, juxtaposés, sensiblement prismatiques. Pour l'hémi-hydrate β, les cristaux sont de formes plus irrégulières, formant un agrégat poreux de microcristaux, dont certains ne dépassent pas 1 μm.

4.1.3.2. Réaction de prise: Ré-hydratation.

Par ajout d'eau au plâtre ainsi obtenu, il y a absorption de celle-ci par la poudre d'hémi-hydrate et il se forme par cristallisation rapide une nouvelle masse dure formée de cristaux de gypse enchevêtrés. Cette réaction s'accompagne d'un dégagement de chaleur qui se poursuit bien après le durcissement. La réaction de prise du plâtre peut être schématisée ainsi :



En ce qui concerne l'hémi-hydrate β (plâtre de Paris), nous pouvons écrire :

Hémi-hydrate β \rightarrow di-hydrate constitué de sphérolites (houppes aciculaires)

Cette réaction entraîne une formation de vide entre les cristaux, et s'accompagne donc d'une expansion de prise moyenne de 0,4%.

Notons que le phénomène de la prise est bien plus complexe qu'une simple hydratation. Il faut tenir compte des différences de solubilité du dihydrate et de l'hémi-hydrate, et du changement de système cristallin. Le Chatelier fut le premier en 1887 à proposer une interprétation valable de la prise, c'est la théorie cristalloïde. D'autres théories ont suivi, comme celle de Michaelis et Kühl (la théorie colloïdale), celle de Baykoff (théorie mixte de colloïdation et de cristallisation), puis celle de Lafuma (zéolithes).

4.1.3.2.1. Facteurs influençant le temps de prise.

4.1.3.2.1.1. Facteurs physiques.

Le moment où l'aiguille de Vicat ne s'enfonce plus dans le matériau, correspond à la fin de la réaction de prise. On peut aussi utiliser la thermométrie ou la thermographie qui permet de visualiser la prise par repérage du maximum d'exothermie.

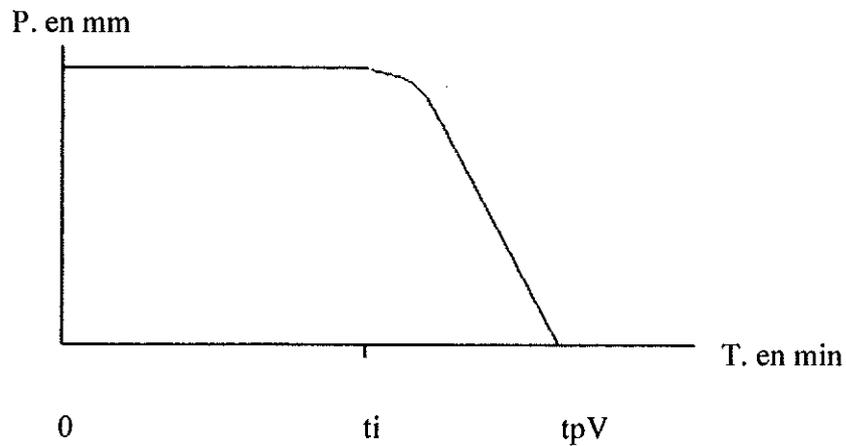


Fig.7 :prise du plâtre.

P :pénétration de l'aiguille.

T_{pV} :temps de prise de Vicat.

4.1.3.2.1.1.1 La présence de gypse incuit dans la poudre.

Cela augmente la vitesse de réaction.

4.1.3.2.1.1.2 Le rapport eau/poudre.

Un rapport E/P bas :

- accélère la prise
- augmente l'exothermie
- entraîne une expansion de prise importante
- augmente la résistance et la dureté

Un rapport E/P élevé :

- facilite la manipulation
- limite l'expansion et l'exothermie

4.1.3.2.1.1.3. Le malaxage.

Un malaxage rapide et prolongé permet la dissolution plus rapide de l'hémi-hydrate, et accélère ainsi la prise.

Néanmoins, il ne faut pas poursuivre le malaxage au-delà de la période d'induction au risque de détruire les premiers cristaux formés. Le plâtre est alors dit « tué ».

4.1.3.2.1.1.4. La granulométrie.

Le temps de prise diminue quand la taille des particules diminue. L'augmentation des interfaces eau/hémi-hydrate qui sont d'autant plus importantes que l'hémi-hydrate est finement écrasé, peut expliquer ce phénomène.

4.1.3.2.1.1.5. La température.

Au-dessous de 10°C, la réaction est accélérée.

Entre 10°C et 40°C, la température ne change rien.

Au-delà de 50°C, l'hémi-hydrate devient beaucoup moins soluble et la réaction s'arrête.

4.1.3.2.1.2. *Facteurs chimiques : additifs.*

4.1.3.2.1.2.1 Les accélérateurs.

Ils augmentent la vitesse de dissolution de l'hémi-hydrate.

Sont surtout utilisés le sulfate de potassium à 2% ou des sels neutres comme le chlorure de sodium à 5%

4.1.3.2.1.2.2. Les retardateurs.

Ils agissent sur la vitesse de croissance des cristaux de di-hydrate.

On utilise surtout :

- le borax
- le carbonate de K et le carbonate de Na
- les citrates alcalins

4.1.3.3. Expansion de prise.

La prise du plâtre s'accompagne d'une augmentation de volume de l'ordre de 0,4%. Cette expansion doit être connue du praticien et maîtrisée, car elle peut être à l'origine d'erreurs non négligeables au cours des différentes phases de conception prothétiques. On cherche donc à réduire ce phénomène en agissant sur les facteurs physiques et chimiques.

4.1.3.3.1 Facteurs physiques.

4.1.3.3.1.1. *La température.*

Lorsqu'elle diminue, l'expansion augmente.

4.1.3.3.1.2. *Le rapport eau/poudre.*

Lorsque la proportion d'eau diminue, l'expansion augmente.

4.1.3.3.1.3. *Temps de spatulation.*

Au-delà de 5 minutes, lorsque ce temps augmente, l'expansion augmente.

Notons que le sens des variations des facteurs physiques qui augmente l'expansion de prise est le même que celui qui diminue le temps de prise. En effet, au cours d'une précipitation rapide, les cristaux n'ont pas le temps d'occuper au mieux l'espace disponible, il y a encombrement stérique et donc augmentation du volume.

4.1.3.3.2. Facteurs chimiques.

Les substances influant sur le temps de prise ont également une incidence sur l'expansion. Le sulfate de potassium et le chlorure de sodium diminuent l'expansion.

4.1.3.4. Stockage.

L'hémi-hydrate doit être tenu à l'abri de l'air et de l'humidité, sinon le plâtre s'évente. Tenir la boîte à l'abri de la chaleur. Avant usage, la boîte doit être agitée pour homogénéiser la granulométrie.

4.1.3.5. Mise en Œuvre.

Le plâtre utilisé dans la prise d'empreinte est le plâtre β ou plâtre de Paris, car il permet d'obtenir des mélanges très fluides.

Les plâtres fluides obtenus avec des rapports E/P élevés permettent d'obtenir des empreintes mucostatiques très précises en prothèse complète. On peut également s'en servir en prothèse partielle pour l'enregistrement des crêtes édentées, par la méthode de l'empreinte primaire alginate-plâtre.

4.1.3.5.1. Choix du porte-empreinte.

L'une des qualités incomparable de ce matériau est de pouvoir être placé in situ à l'aide d'une spatule à bouche.

On peut utiliser un porte-empreinte qui doit être non perforé, sans système rétentif, de préférence métallique et déformable.

4.1.3.5.2. Préparation, spatulation.

Utiliser de l'eau à environ 21°C, pour un malaxage manuel.

Si l'on peut malaxer sous vide, il faut disposer d'un temps de travail plus long et donc utiliser de l'eau froide (5 à 6°C).

Un rapport eau/hémi-hydrate de 0,6 à 0,7 est considéré comme adéquat. Un tel mélange entraîne une faible résistance mécanique et autorise la fracture de l'empreinte au cas où les zones de contre-dépouille seraient très marquées et empêcheraient le retrait d'un seul coup.

Il ne faut pas rajouter de poudre après le début du mélange, afin d'éviter un produit fragile dû à des temps de prise différents. Il ne faut pas non plus rajouter de l'eau pour ne pas affaiblir la structure cristalline, et provoquer une expansion hygroscopique.

La consistance correcte est obtenue en 1 à 2 minutes, elle doit être crémeuse et homogène. Pour chasser les bulles d'air on peut utiliser un vibreur électrique, lorsque la spatulation se fait manuellement.

4.1.3.5.3. Prise d'empreinte.

Il est impératif d'attendre la fin de la prise, et de ne pas retirer l'empreinte prématurément. Les contacts avec la salive peuvent perturber la réaction de prise.

On apprécie la prise par l'échauffement et la dureté.

4.1.3.5.4. Coulée du modèle.

Elle peut être différée. Il est impératif d'utiliser un séparateur plâtre-plâtre pour éviter une adhérence entre empreinte et modèle.

4.1.3.6. Avantages et inconvénients liés à l'utilisation du plâtre.

-On reproche généralement au plâtre de nombreux inconvénients comme celui d'être à l'origine de réflexes nauséux, ou d'être un matériau difficile à utiliser. Mais cela dépend seulement de la façon de l'utiliser par le praticien et de la relation avec le patient.

-Pour éviter des réflexes nauséux, il est conseillé de placer le patient en position orthostatique. Il est également conseillé de confectionner une digue en cire au niveau postérieur du porte-empreinte maxillaire pour éviter toute déglutition (45).

-La prise du matériau peut donner une impression d'assèchement de la muqueuse, désagréable pour le patient.

-En présence de fortes contre-dépouilles, la désinsertion du porte-empreinte semble compromise, étant donné qu'il ne s'agit pas d'un matériau élastique. Elle peut se faire néanmoins en fracturant une partie de l'empreinte et en la reconstituant ensuite, à condition que le durcissement ait été suffisant avant la cassure (45).

-Ce matériau permet d'enregistrer les surfaces d'appui sans déplacement, dans une physiologie voisine de l'état de repos.

4.1.3.7. Indications

Le plâtre trouve ses indications en prothèse amovible, même si d'autres matériaux, plus récents, lui sont souvent préférés (hydrocolloïdes et élastomères).

4.1.3.7.1. Prothèse amovible totale.

Il demeure le matériau de choix pour la prise d'empreinte primaire mucostatique chez l'édenté total en assurant d'excellents résultats. Si l'empreinte primaire au plâtre paraît d'un abord difficile, elle donne une réplique très fidèle et sans déformation des surfaces d'appui. Elle

permet aux forces exercées par les prothèses lors de la mastication de ne pas aggraver une pathologie existante.

4.1.3.7.2. Prothèse amovible partielle.

Une empreinte primaire alginate-plâtre peut être indiquée dans les cas d'édentements de Classe I de Kennedy de grande étendue, où la valeur de l'enregistrement de l'appui ostéo-muqueux est primordiale, destinés à être traités par prothèse complète immédiate ou par prothèse amovible partielle. La partie dentée est enregistrée avec un alginate, et dans un second temps la partie édentée est enregistrée avec un plâtre.

4.1.4. Les pâtes à l'oxyde de zinc.

(9, 11, 14, 46)

L'oxyde de zinc est un matériau très répandu en odontologie.

Il entre dans la composition de divers ciments ou comme charge dans les compositions thermoplastiques, les hydrocolloïdes et les élastomères. C'est enfin l'élément de base de certains matériaux à empreintes.

4.1.4.1. Compositions.

Les pâtes ZOE pour empreintes se présentent sous formes de deux pâtes en tubes.

-Matériaux de base, pâte n°1 :

-oxyde de zinc qui entre pour 80 % dans sa composition

-19 % d'huiles inertes ou de colophane dont le rôle est d'améliorer l'homogénéité du produit

-1 % de chlorure de magnésium, accélérateur de prise.

-Matériaux réactifs, pâte n°2 :

-eugénol, 56 %

-résine type colophane, 16 %, augmentant l'homogénéité

-huile d'olive, 16%, neutralisant l'action irritante de l'eugénol

-huile de lin, 6 %, plastifiant

-huile minérale, 6%.

-poudres inertes (talc, terre d'infusoire ou de diatomée) incorporées aux huiles pour former une pâte.

Néanmoins le produit peut manquer de plasticité, diminuant ses qualités de précision, ce qui peut être corrigé par addition d'eugénoL.

4.1.4.4. Mise en œuvre.

4.1.4.4.1. Mélange.

Le mélange se fait sur un support rigide, par spatulation de quantité égale des deux pâtes. Pour obtenir un mélange homogène, le malaxage doit durer au moins 3 minutes.

C'est un matériau délicat à manipuler car il est collant, on peut donc vaseliner ses doigts et les lèvres du patient pour remédier à cet inconvénient. De plus l'eugénoL peut avoir un potentiel irritant.

4.1.4.4.2. Désinfection.

Il est conseillé d'immerger l'empreinte dans une solution à base de glutaraldéhyde à 2 %, après l'avoir nettoyée à l'eau.

4.1.4.4.3. Conservation.

La conservation des empreintes prises avec de la pâte ZOE peut se faire sans limite de temps. Il n'y a pas de conditions particulières de stockage du fait du comportement hydrique neutre.

4.1.4.5. Domaines d'application.

4.1.4.5.1. Prothèse amovible complète.

On utilise ce produit pour les empreintes secondaires anatomo-fonctionnelles. Lors de la réalisation des empreintes secondaires, il est mis en place dans le porte-empreint individuel après marginage des bords à l'aide de pâte thermoplastique.

Il est également utilisé pour la stabilisation des bases d'occlusion sur les modèles.

4.1.4.5.2. Prothèse amovible partielle.

Ces pâtes sont indiquées :

- lors d'empreintes analytiques des segments édentés (empreintes de stabilisation).
- pour réaliser une empreinte séquentielle corrigée avec le châssis métallique mandibulaire.

Dans cette technique on réalise une empreinte de stabilisation dans un premier temps, puis une empreinte sous pression occlusale au niveau des crêtes édentées.

4.2. Les matériaux élastiques.

4.2.1. Les hydrocolloïdes.

Les hydrocolloïdes, réversibles et irréversibles, utilisés en odontologie, sont des polysaccharides extraits d'algues marines.

Comme cela a été décrit dans la partie historique, Poller fut le premier à proposer les dérivés de l'agar-agar, comme matériaux à empreinte. Les alginates se sont ensuite développés durant la seconde guerre mondiale, du fait de la pénurie en agar-agar.

4.2.1.1. Les hydrocolloïdes réversibles.

(11, 25, 26, 36, 41, 51)

4.2.1.1.1. Généralités.

Les hydrocolloïdes réversibles sont à base d'agar-agar, extrait d'algues rouges ou rhodophycées qui contiennent la gélose. Leur principale caractéristique est comme leur nom l'indique, la réversibilité. Portés à haute température, ils se liquéfient, puis lorsque la température baisse à celle de la cavité buccale, ils se gélifient.

On peut résumer ainsi leur réversibilité :

Augmentation de t° , liquéfaction : GEL \rightarrow SOL

Baisse de t° , solidification : SOL \rightarrow GEL.

4.2.1.1.2 Phénomène d'hystérésis.

L'agar-agar passe à l'état de gel aux alentours de 35°C et se liquéfie à 60°C, cet intervalle entre les températures de gélification et de liquéfaction (la température de liquéfaction est plus élevée que celle de gélification) est appelé hystérésis ou hystérèse. Ce phénomène est à la base des applications cliniques de ce matériau en odontologie.

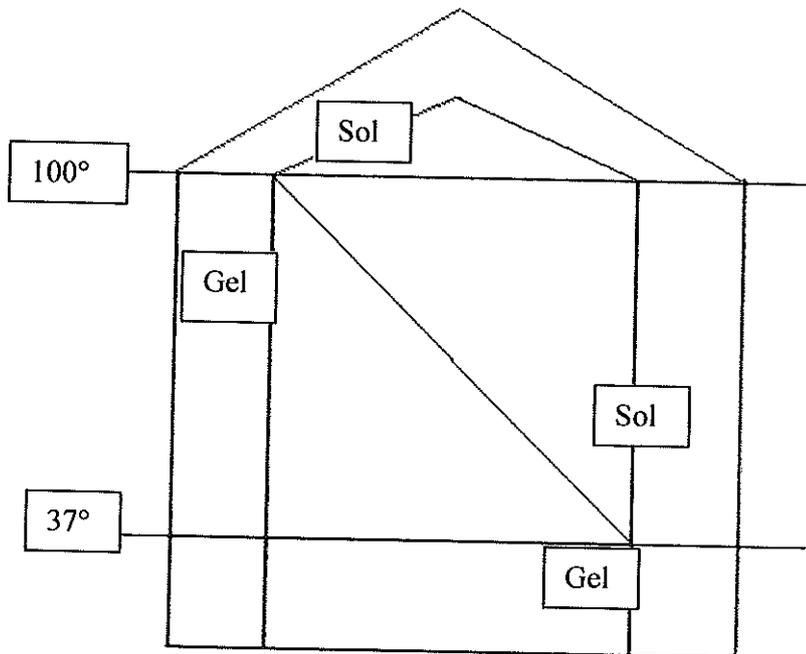


Fig.8 :Phénomène d'hystérèse, d'après Ogołnik R. (41).

100°C : température de liquéfaction ;

37°C : température de gélification.

4.2.1.1.3. Composition.

-Le composant de base est la gélose d'agar-agar, colloïde organique hydrophile, qui constitue 4 à 15 % du produit. Il s'agit d'un polysaccharide constitué par le galactane lui-même polymère linéaire du D-galactose.

-L'eau est le composant principal en poids (83 %), d'où l'importance des phénomènes de synérèse et d'imbibition.

Les hydrocolloïdes sont ainsi constitués de particules de $0,001\mu$ à $0,2\mu$ en suspension dans l'eau, auxquelles on adjoint divers produits pour améliorer les qualités du matériau.

-Le borax (0,2 %) : il augmente la viscosité du sol et résistance du gel en accroissant la densité des fibrilles du réseau tridimensionnel. C'est un ralentisseur de la prise du plâtre.

-Le sulfate de potassium, $K_2 SO_4$ (1,7 à 2 %) : il accélère la prise du plâtre et compense ou neutralise ainsi l'action du borax sur le plâtre, et préserve la précision de surface.

-Les charges : -la terres de diatomées ou d'infusoires (algues unicellulaires) ;

-silice ;

-argile ;

-oxyde ;de zinc

-cire ;

-fibres de cellulose.

Ces charges ont pour rôle d'augmenter la résistance du gel et de régulariser sa viscosité et sa rigidité.

-Les produits accessoires :

-Des résines ou des cires régulent les variations thermiques.

-La glycérine (1 %) à un rôle de plastifiant et facilite la manipulation du produit.

-Le thymol (0,5 à 1 %) est bactéricide et conservateur.

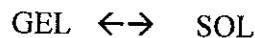
- Le menthol a un rôle antiseptique.
- Des colorants sont ajoutés comme le vermillon.

4.2.1.1.4. Liquéfaction et réaction de prise (gélification).

Les hydrocolloïdes réversibles sont des produits commercialisés à l'état solide. La liquéfaction est l'étape qui permet de faire passer les hydrocolloïdes réversibles de l'état de solide à l'état visqueux qui autorise leur utilisation clinique.

L'élévation de la température jusqu'à 100 °C détruit la structure fibrillaire du gel, l'ébullition à cette température doit être maintenue 10 à 15 mn.

Cette réaction est réversible, car en abaissant la température autour de 37 °C l'agar-agar se gélifie : le sol revient à l'état de gel.



La réaction de prise est donc une gélification sous l'effet d'un abaissement de température. Les fibrilles caractéristiques de sa structure unies seulement par des liaisons physiques sont facilement rompues par une nouvelle hausse de température, le gel contenant dans ses mailles le milieu de dispersion qu'est l'eau.

4.2.1.1.4. Propriétés.

4.2.1.1.5.1. Résistance aux déformations mécaniques.

La faible rigidité du gel fait qu'il peut se déchirer dans les zones anfractueuses et de contre-dépouille importantes.

La rigidité et la résistance du gel dépendent des facteurs suivants :

- la concentration en gélose : si elle augmente, elle améliore la résistance par constitution d'un réseau fibrillaire plus dense.
- les charges inertes solidifient le gel.
- la température : sa diminution augmente la cohésion interfibrillaire

Cependant, la résistance des hydrocolloïdes réversibles s'est considérablement améliorée depuis le début de leur utilisation, et les progrès continuent.

4.2.1.1.5.2. Précision dimensionnelle.

Les hydrocolloïdes réversibles sont les matériaux d'empreinte les plus élastiques, et peuvent supporter une déformation allant jusqu'à 80 % avec une perte de précision réduite entre 0,05 % et 0,10 %.

Contrairement aux élastomères, il n'existe pas de phénomène de retrait lors du passage de la température buccale à celle du plâtre. La gélification correspond à un stade terminal contrairement à une polymérisation qui continue dans le temps, les déformations s'en trouvent ainsi réduites.

4.2.1.1.5.3. Précision de surface.

La faible tension superficielle permet de réaliser une empreinte non compressive. Cette grande capacité de mouillage permet d'avoir un angle de contact "matériau-surface à enregistrer" proche de celui de l'eau.

Le fort pouvoir d'étalement est dû à l'hydrophilie extrême d'une part, et à la très basse viscosité du sol d'autre part.

Le pouvoir de définition est très élevé, de l'ordre de 10 μm .

Lors de la coulée du plâtre, il y a une limitation de la précision du modèle à 20 µm du fait de l'empoisonnement des germes de gypse par les colloïdes et les borates ainsi que par l'exsudat synérétique. Cet inconvénient existe malgré l'incorporation d'accélérateurs de la prise du plâtre agissant à l'interface empreinte-plâtre.

4.2.1.1.5.4. Stabilité dans le temps.

Le phénomène de synérèse débute dès le retrait de l'empreinte, ce qui impose la coulée immédiate du modèle. De 0,1 % dans les dix premières minutes, la contraction atteint 10 % en une heure.

Donc, laissée à l'air libre, l'empreinte se contracte, et même si par absorption d'eau elle peut retrouver son volume initial, la réimbibition n'est pas toujours régulière. Néanmoins, la conservation est possible dans des serviettes humides, des bains aqueux ou des solutions de sulfate de potassium à 2 %.

4.2.1.1.6. Mise en œuvre.

L'utilisation des hydrocolloïdes réversibles nécessite un équipement spécifique :

- le matériau lui-même
- un conditionneur comportant 3 cuves qui permettent de préparer le produit
- une série de porte-empreintes à circulation interne d'eau.

4.2.1.1.6.1. Le matériau.

Il existe trois consistances différentes :

- Haute viscosité (heavy body), en tube pour le porte-empreinte.

-Moyenne viscosité (regular), en tube ou injecté à la seringue.

-Basse viscosité, en bâtonnets ou carpules destinés à être injecté avec une seringue.

Cela dit, la viscosité dépend grandement de la température de stockage, ce qui rend indispensable un paramétrage précis des températures du conditionneur.

4.2.1.1.6.2. *Le conditionneur.*

Le conditionneur standard comporte trois compartiments ayant chacun leur fonction et leur température spécifique (26,36).

-La première cuve sert à chauffer le matériau pendant 10 à 15 mn pour le faire passer de l'état de gel à l'état de sol. La température de l'eau portée à 100 °C permet donc la liquéfaction du gel en brisant le réseau fibrillaire.

-La deuxième cuve permet de stocker les tubes, seringues ou cartouches précédemment bouillis, dans une eau maintenue à 60 – 65 °C. Le produit prêt à l'emploi à l'état de sol, peut être conservé ainsi pendant 4 à 5 jours, au-delà il est nécessaire de reliquéfier le matériau.

-La troisième cuve est utilisée au moment de la prise d'empreinte, elle sert à tempérer le porte-empreinte garni du matériau haute viscosité en abaissant la température de 65 à 45 °C. La baisse de la température permet d'augmenter la viscosité du produit et de le rendre plus compressif d'une part, et permet son utilisation sans risquer de brûler les muqueuses.

L'eau des bacs doit être changée le plus souvent possible pour réduire la prolifération bactérienne. Du désinfectant peut y être ajouté pour éradiquer ce phénomène.

4.2.1.1.6.3. *Porte-empreintes.*

On utilise des porte-empreintes métalliques munis d'un système de circulation interne de refroidissement par de l'eau à 18 – 20 °C. Ce dispositif comporte deux tuyaux, l'un relié à la

tuyauterie (la prise d'eau est ouverte lorsque l'on désire déclencher la gélification), l'autre relié au système d'évacuation de l'unit.

Ces porte-empreintes sont de préférence non perforés pour assurer une bonne compression et possèdent des bords rétentifs de type Rimlock pour maintenir le produit à l'intérieur.

Ces porte-empreintes sont souvent peu anatomiques, il est alors nécessaire :

-de réaliser des butées d'enfoncement

-d'utiliser de la cire à coffrer pour adapter l'anatomie des bords du porte-empreinte à celle du vestibule.

On utilise une seringue pour injecter le produit de basse viscosité au niveau des préparations pour prothèse conjointe. Etant donné le faible pouvoir de compression des hydrocolloïdes réversibles, le produit de basse viscosité ne peut fuser dans un sulcus trop étroit sous l'action du produit de haute viscosité. L'usage de ce matériau nécessite donc une mise en condition gingivale parfaite.

Pour des raisons indiquées précédemment l'empreinte doit être traitée immédiatement, après avoir été rincée, coulée avec un plâtre pierre afin d'obtenir un modèle sans déformations.

De plus, pour des raisons évidentes d'hygiène, on ne doit pas réutiliser le matériau, leur stérilisation étant hasardeuse

4.2.1.1.6.4. Désinfection.

L'empreinte doit certes être coulée dans les quinze à trente minutes, mais doit auparavant être décontaminée. L'eau du troisième bac du conditionneur, d'une température de 45° C est particulièrement contaminée par des bactéries par ailleurs différentes des germes opportunistes buccaux.

L'empreinte peut être décontaminée par pulvérisation, ou par trempage dans une solution à base de glutaraldéhyde à 2 % ou d'hypochlorite de sodium à 1 %. Dans le cas du trempage, le

temps d'immersion ne doit pas excéder dix minutes afin d'éviter toutes modifications dimensionnelles.

4.2.1.1.7. Domaines d'application.

4.2.1.1.7.1. Indications.

4.2.1.1.7.1.1. Prothèse fixée.

Pour les préparations cavitaires pures (inlays-onlays) aux limites juxta ou supra-gingivales. Ces hydrocolloïdes peuvent aussi être indiqués pour des reconstitutions par facettes.

Pour les préparations coronaires périphériques à recouvrement total, avec mise en condition gingivale de haute qualité si les limites sont sous-gingivales et si le parodonte le permet.

Pour des préparations corono-radiculaires si les tenons anatomiques sont larges et courts.

Selon de nombreux auteurs (26,36,52), les hydrocolloïdes réversibles réalisent le compromis le plus acceptable du caractère contradictoire des impératifs à satisfaire (précision de surface et stabilité dimensionnelle). Par ailleurs ces matériaux possèdent une tension superficielle plus basse que celle des élastomères, donc un plus grand pouvoir d'étalement.

4.2.1.1.7.1.1.1. Implantologie.

Enregistrement des transferts d'implants, pour la confection des piliers implantaires.

4.2.1.1.7.2. Contre-indications.

- Limites sous gingivales, et impossibilité d'une mise en condition tissulaire de qualité.
- Préparations en biseau donnant une épaisseur trop fine de matériau risquant de se déchirer.

4.2.1.1.8. Conclusion.

Les hydrocolloïdes réversibles présentent deux principaux avantages :

- Un prix de revient par empreinte des plus bas
- Des performances constantes en terme de précision.

Utilisés depuis plus d'un demi-siècle, les hydrocolloïdes réversibles sont encore d'actualité, même s'ils sont peu utilisés, et font partie de l'arsenal des techniques d'empreintes en prothèse fixée.

4.2.1.2. Les hydrocolloïdes irréversibles.

4.2.1.2.1. Composition.

(1, 4, 5, 11, 14, 41, 50)

Le produit de base est un sel de l'acide alginique préparé à partir des phacophycées (algues brunes). Le sel d'acide alginique insoluble est rendu soluble par estérification par d'autres sels (Na-K).

-Les alginates sont toujours alcalins. Ce sont des alginates de sodium, de potassium parfois d'ammonium ou de magnésium. Ils représentent 12 % de la formule.

-Le réactif est un sulfate de calcium dihydraté ($\text{Ca SO}_4 - 2\text{H}_2\text{O}$), à proportion de 12 %.
Lors de la prise, il libère des ions Ca^{++} qui réagissent avec l'acide alginique.

-Le phosphate trisodique (Na_3PO_4), présent à 2 %, c'est un retardateur de prise qui permet de disposer d'un temps de travail suffisamment long.

-La charge représente 70 % de l'ensemble, il s'agit de talc ou de terre d'infusoires et de diatomées. Les rôles de la charge sont :

-d'assurer le remplissage, limiter la granulométrie et de contrôler la consistance de l'alginate pendant le malaxage.

-d'augmenter la rigidité du gel et de lui donner une certaine résistance mécanique.

-de conférer au matériau une texture lisse, non gluante.

-Le borax (0,2 %), augmente la densité et également la résistance du gel.

-Des correcteurs :

-des silicofluorures de sodium qui améliorent l'aspect du produit et la surface du plâtre.

-du sulfate de zinc ou du fluorure de sodium qui améliorent la qualité du plâtre lors de la coulée.

-De l'oxyde de magnésium, modificateur du pH.

-Des glycols pour éviter les poussières de poudre.

-Des correcteurs de goûts.

-Des colorants, importants pour l'examen de l'empreinte.

4.2.1.2.2. Classification des hydrocolloïdes irréversibles.

Ils sont classés selon deux critères.

Avant 1978, ils étaient classés uniquement suivant leur temps de prise :

-type I : prise rapide pour temps de prise inférieur à 3 mn à 32 °C.

-type II : prise normale pour un temps de prise situé entre 3 et 5 mn à 32 °C.

Ensuite est apparue une autre classification, suivant le degré de précision, s'ajoutant à la première :

-classe A : empreinte précise, pour inlays et couronnes.

-classe B : empreinte courante, pour prothèse adjointe partielle.

-classe C : empreinte pour modèles d'études et fabrication de porte-empreintes individuels.

Cette classification n'est plus d'actualité aujourd'hui, mais montre l'intérêt de la granulométrie dans la qualité de reproduction.

Les alginates de classe A sont plus performants que ceux de classe B (alginates traditionnels), particulièrement en ce qui concerne la déformation permanente et la reproduction de détails. La stabilité dimensionnelle est également supérieure.

Fig.9 : Normes AFNOR-1979

Caractéristiques	Classe A	Classe B	Classe C
Reproduction des détails (en μm)	<20	50	75
Déformation permanente (en %)	<3	<5	<7

Notons que pour la classe A, les détails reproduits sont souvent inférieurs à 10 μm . Les meilleurs résultats des alginates de classe A relativement à ceux de classe B sont liés à leur granulométrie plus fine, une faible viscosité et un plus grand pouvoir d'étalement.

4.2.1.2.3. Réaction de prise.

Cette réaction se fait par addition d'eau à l'alginate alcalin, pour donner un sol. Le phosphate trisodique retarde la prise, lorsqu'il est épuisé l'alginate résiduel réagit avec le réactif (le sulfate de calcium dihydraté).

L'alginate de potassium ou de sodium se transforme en alginate de calcium insoluble qui précipite. C'est une réaction de double échange, avec apparition de pontages entre les radicaux acides, aboutissant à la formation d'un gel insoluble alcalino-terreux.



La structure tridimensionnelle des fibrilles d'alginate de calcium est dite en " tas de brindilles ", dans les mailles de ce gel est retenue l'eau.

4.2.1.2.3.1. Facteurs influençant le temps de prise.

- L'utilisation d'eau calcaire augmente le temps de prise, par ajout d'ions calcium.
- La proportion de retardateurs (phosphate trisodique).
- La température de l'eau : il est préférable d'utiliser de l'eau froide dans le but d'avoir un temps de travail assez long. Le temps de gélification augmente, quand la température de l'eau diminue.
- Le temps de spatulation : une spatulation vive et rapide hydrate rapidement la poudre et donne un meilleur résultat qu'une spatulation lente.
- Le rapport eau/poudre : s'il diminue, le temps de gélification augmente. Cependant, il vaut mieux éviter de modifier ce rapport pour ne pas altérer les qualités du matériau.

4.2.1.2.4. Propriétés.

4.2.1.2.4.1. Résistance mécanique.

La résistance à la compression est supérieure à celle des hydrocolloïdes réversibles.

4.2.1.2.4.2. Précision de surface.

Le pouvoir de définition des alginates est inférieur à celui des hydrocolloïdes réversibles. Le fait de lisser le matériau avec un doigt mouillé avant la prise d'empreinte permet d'augmenter la capacité de reproduction.

4.2.1.2.4.3. Précision dimensionnelle

Comparativement aux hydrocolloïdes réversibles, la réversibilité des contraintes est plus discutable, la résistance à la compression (0,8 MP) est quant à elle équivalente. Des études de Brugirard menées en 1983 sur le Calginat® (4), montrent que le premier alginate de classe A était déjà dans les standards cliniques des matériaux de précision.

4.2.1.2.4.4. Stabilité dimensionnelle.

Les variations volumiques des hydrocolloïdes irréversibles sont importantes si l'empreinte est conservée à l'air libre ou longtemps. Ces variations s'expliquent par la grande quantité d'eau contenue dans le gel, les mouvements hydriques entraînent soit une contraction, soit une dilatation :

- conservation dans un milieu hydrique → gonflement du matériau par imbibition
- conservation à l'air libre → contraction par évaporation et phénomène de synérèse.

Les alginates de classe A possèdent une bonne stabilité dimensionnelle obtenue par la présence de rétenteurs d'eau (gommés naturels) dans leur composition. Les empreintes aux alginates de classe A peuvent être conservées en sachets de polyéthylène étanches, sous vide, pendant quelques heures.

4.2.1.2.4.4.1. Facteurs influençant la stabilité dimensionnelle.

- La classe du produit : la classe A est plus satisfaisante.
- Le malaxage : il doit être énergique et uniforme dans les mouvements.
- La manipulation : maintenir le porte-empreinte sous pression constante et le retirer d'un coup sec dans l'axe le plus proche de l'axe général des dents. Il faut éviter d'appliquer des contraintes sur les parties d'alginate non soutenues par le porte-empreinte, car il y a risque de déformation.

-La coulée du modèle : il est préférable de couler le plâtre immédiatement. Si la coulée est différée, l'on doit éviter les phénomènes de synérèse ou d'imbibition : utiliser un milieu de conservation saturé en humidité. Eliminer les excès de matériau sur lesquels des forces continues peuvent s'exercer lorsque l'on pose l'empreinte, surtout au niveau des secteurs postérieurs.

4.2.1.2.4.5. Etat de surface du modèle en plâtre.

Il existe une certaine incompatibilité entre l'alginate et le plâtre pierre, due au pH acide des alginates selon certains auteurs. Cependant, l'état de surface obtenu est, dans la majorité des cas, nettement suffisant pour permettre, par exemple, l'adaptation d'une pièce prothétique avec précision. Afin d'éviter une perte de précision, il est conseillé de respecter les principes suivant :

- Polir les préparations en prothèse conjointe.
- Rincer les empreintes, les sécher légèrement pour faire disparaître tout liquide stagnant au fond des indentations, les conserver dans un sachet hermétique saturé d'humidité.
- Démouler le modèle au-delà de 2 heures.

4.2.1.2.5. Mise en œuvre.

4.2.1.2.5.1. Stockage de la poudre.

La conservation du produit doit se faire dans un endroit sec et frais, à l'abri de l'humidité, étant donné le caractère hydrophile des alginates. En aucun cas le produit ne doit subir de réfrigération car cela altère beaucoup le temps de prise.

4.2.1.2.5.2. Porte-empreintes.

On peut utiliser des porte-empreintes de série pleins, présentant des rétentions internes de type Rimlock® ou perforés de type Coé®. Il est nécessaire d'encoller le porte-empreinte avec un adhésif adapté aux alginates, plusieurs minutes avant la mise en place du matériau.

On peut également prendre un porte-empreinte individuel en résine, perforé ou non, enduit d'adhésif.

En prothèse fixée, on peut utiliser une seringue d'injection, comme les seringues Stabyl®, permettant un enregistrement des limites de préparations.

4.2.1.2.5.3. Préparation.

La poudre doit être agitée avant emploi, ceci est capital afin d'uniformiser la granulométrie. Cela permet de bien répartir les particules de densités différentes (terre de diatomée, sulfate de calcium, alginate de potassium).

Il est conseillé d'utiliser de l'eau déminéralisée, elle peut être réfrigérée (6-8 °C), de façon à allonger le temps de prise. Il faut suivre les indications du fabricant relatives au rapport eau/poudre, et ne jamais rajouter de poudre ni d'eau après le début du mélange.

4.2.1.2.5.4. *Malaxage.*

La mise en condition du produit peut s'effectuer selon trois modalités :

- la spatulation manuelle, déconseillée par de nombreux auteurs
- la spatulation automatique par malaxeur électrique
- la vibro-spatulation sous vide, la plus satisfaisante.

La spatulation manuelle doit être vigoureuse et ne pas dépasser une minute durant laquelle doivent être effectués deux cents tours. Un malaxage insuffisant compromet la formation du gel, par mauvais mouillage de la poudre. Cependant un malaxage qui dure trop longtemps détruit la structure fibrillaire en tas de brindilles se formant.

Dans tous les cas, une spatulation incorrecte a pour conséquence une perte de résistance du matériau.

La supériorité de la spatulation mécanique sous vide ne fait aucun doute et est reconnue par de nombreux auteurs. Le matériel de la société Whip Mix convient parfaitement, le R.Mix est plus cher mais plus fonctionnel.

Cette technique présente certains avantages :

- un mélange eau-poudre parfaitement homogène
- une baisse du nombre de bulles
- une précision de surface de haute qualité
- un temps de travail allongé, bénéfique d'un point de vue clinique.

	Spatulation manuelle	Saptulation mécanique sous vide	Vibro-spatulation mécanique sous vide
Déformation Linéaire moyenne	Dispersion des résultats	0,05 %	0,0503 %
Déformation angulaire moyenne	0,20°	0,19°	0,09°

Fig.10 :Comparaison de la déformation de l'alginate selon le type de matériaux.
D'après les résultats des travaux de Martin (35).

4.2.1.2.5.5. *Prise d'empreinte.*

(12, 35, 39)

Avant la prise d'empreinte, il est essentiel de contrôler l'adaptation en buccale des porte-empreintes pour garantir une épaisseur de matériau d'au moins 3 mm assurant une résistance suffisante.

Il est conseillé d'ajuster de la cire souple à la partie postérieure du porte-empreinte pour endiguer le trop plein d'alginate.

Lorsque l'on utilise l'alginate pour une empreinte de préparations de prothèse conjointe, il est impératif de procéder à une rétraction gingivale rigoureuse du fait de la faible compressibilité du matériau, caractéristique des hydrocolloïdes. Cependant, c'est un matériau hydrophile, et l'on peut faire une injection dans le sulcus avec une seringue.

Avant de porter le porte-empreinte chargé en bouche, on lisse la surface avec le plat de la spatule ou l'index. Le porte-empreinte doit être maintenu en bouche sous pression statique durant la prise du matériau. Le retrait s'effectue d'un coup sec en respectant au mieux l'axe général des dents.

4.2.1.2.5.6. *Traitement de l'empreinte, conservation..*

L'empreinte est rincée sous l'eau courante juste après sa désinsertion, et examinée. Avant la coulée du plâtre, l'empreinte est décontaminée. Elle doit ensuite être rincée à l'eau, et séchée

doucement pour éliminer l'eau stagnant dans les indentations. Ceci est important car s'il reste du liquide au fond des indentations au moment de la coulée, le plâtre chasse l'eau de manière irrégulière, ce qui altère l'état de surface du modèle et la précision.

L'idéal est de pouvoir couler l'empreinte dans les minutes qui suivent sa désinsertion. Si la coulée n'est pas immédiate, comme c'est souvent le cas en pratique, on place l'empreinte en atmosphère humide dans un sachet hermétique. Quelques gouttes d'eau sont suffisantes pour saturer le volume du sachet. Si l'on met trop d'eau, il risque de se produire un phénomène d'imbibition opérant une déformation et compromettant la précision dimensionnelle de l'empreinte.

4.2.1.2.5.7. Désinfection.

Il existe des alginates dit « antimicrobiens », dont la poudre contient des antiseptiques dont l'action est incontestable (exemple : Blueprint Asept® de De Trey/Dentsply), mais s'avère néanmoins insuffisante.

Les hydrocolloïdes irréversibles présentent deux inconvénient majeur :

- l'instabilité dimensionnelle ;
- la perméabilité du gel, qui facilite la contamination par rapport aux élastomères.

Trois méthode sont utilisables pour la décontamination, et font l'objet de nombreuses controverses dans la littérature :

- La pulvérisation d'une solution désinfectante.
- L'immersion dans une solution à base d'hypochlorite ou de glutaraldéhyde à 2 %. Selon Johnson et coll., la qualité de surface des modèles est améliorée par l'immersion de l'empreinte d'alginat dans une solution de glutaraldéhyde.
- L'empreinte peut être enveloppée dans une gaze imbibée de solution désinfectante. Il s'agit là d'une procédure intermédiaire aux deux précédentes.

4.2.1.2.6. Domaines d'application.

(1, 4, 5, 12, 25, 39, 41, 46, 50)

4.2.1.2.6.1. Prothèse fixée.

Les alginates (de classe A) sont utilisables en prothèse fixée dans la majorité des cas.

C'est une technique de double mélange réalisée par injection à la seringue d'un alginate fluide, avec une sur-empreinte à l'aide du porte-empreinte chargé d'alginate plus compressif.

Ils sont adaptés également pour les préparations cavitaires destinées aux restaurations collées et aux préparations d'ancrages partiels. L'hydrophilie de ce matériau rend inutile un séchage intempestif des préparations.

Les limites de l'utilisation des alginates en conjointe sont liées à leurs faibles performances mécaniques qui les contre-indiquent dans certaines situations :

- logements de tenons anatomiques ou fortement divergents
- axes des préparations trop divergents de l'axe de désinsertion de l'empreinte.
- préparations aux limites sous gingivales sans préparations sulculaires suffisantes.

L'alginate demeure encore dans l'esprit de certains praticiens un matériau pour empreinte de précision relative. Mais avec un protocole bien codifié, il représente dans certains cas, une alternative aux élastomères pour un prix nettement inférieur.

4.2.1.2.6.2. Empreintes primaires en prothèse amovible totale.

C'est un produit qui convient aux bouches sèches, et du fait de sa prise rapide, aux patients nauséeux.

La viscosité de l'alginate est modulable par modification du rapport eau-poudre, comme cela a été expliqué précédemment. Il est donc possible de préparer un alginate plus fluide pour des crêtes flottantes qui interdisent toute compression et tout déplacement des tissus. Une consistance normale s'adapte néanmoins dans la majorité des situations.

Une méthode préconisée par Schreinemakers, et citée par Schoendorff (48) consiste à faire suivre une empreinte prise avec un alginate ferme d'une sur-empreinte prise avec un alginate fluide, permettant ainsi d'améliorer l'état de surface.

4.2.1.2.6.3. Modèles d'étude et antagonistes.

La facilité d'emploi de l'alginate indique son utilisation pour la réalisation de modèles d'études dans toutes les disciplines (orthodontie, prothèse, implantologie) et de modèles antagonistes.

4.2.1.2.7. Conclusion.

Les hydrocolloïdes irréversibles sont des produits faciles d'emploi, peu coûteux et constants dans les résultats obtenus, dont les indications sont larges et ne se limitent pas simplement à des empreintes pour modèle antagoniste ou modèle d'étude.

4.2.1.3. Les hydro-alginates.

(1, 11, 52)

4.2.1.3.1. Composition.

C'est une technique qui combine l'utilisation d'hydrocolloïdes irréversibles fluides et d'hydrocolloïdes réversibles plus visqueux.

Le point délicat réside dans l'adhérence entre les deux types d'hydrocolloïdes. L'adhérence qui se fait est due à une liaison chimique entre un Agar et l'alginate. Cette liaison

chimique est d'autant meilleure que l'alginate est de viscosité élevée et l'hydrocolloïde réversible de basse viscosité.

4.2.1.3.2. Mise en œuvre.

L'hydrocolloïde réversible est conditionné selon le protocole habituel.

Il peut se présenter sous forme :

- de sticks utilisables en seringue à hydrocolloïde
- de carpules à mettre dans une seringue à anesthésie
- ou de seringues jetables.

L'hydrocolloïde irréversible est de classe A. Il est possible d'utiliser un porte-empreinte du commerce ou un porte-empreinte individuel dans le but d'obtenir une épaisseur de matériau constante.

L'alginate est préparé de façon classique et placé dans le porte-empreinte, au même moment, l'hydrocolloïde est sorti du conditionneur et est injecté. L'aiguille doit rester plongée dans l'alginate de sorte à éviter toute formation de bulles.

Rapidement, le porte-empreinte doit être mis en bouche alors que l'hydrocolloïde réversible est encore à l'état de sol pour que l'adhérence entre les deux matériaux soit bonne.

Les phénomènes de synérèse et d'imbibition sont évidemment très préjudiciables pour la qualité de l'empreinte, elle doit donc être coulée rapidement.

4.2.1.3.3. Domaines d'application.

Les indications sont les mêmes que pour les hydrocolloïdes réversibles en prothèse fixée. Les limites sont les tenons divergents et les préparations en grand nombre.

4.2.2. Les élastomères.

Les élastomères sont des caoutchoucs synthétiques, largement utilisés par les praticiens pour les empreintes de précision, notamment en prothèse fixée. Comme vu précédemment dans l'histoire, les premiers sont apparus à la fin des années 50, et la gamme des élastomères n'a cessé de s'enrichir au fil des années.

Cette gamme comprend :

- les thio-caoutchoucs
- les silicones de première et deuxième génération
- les polyéthers.

Les élastomères peuvent être mis en forme selon différentes techniques plus ou moins compressives ; ce qui leur donne une grande souplesse d'utilisation, et permet au chirurgien-dentiste de sélectionner la famille de matériaux et la mise en œuvre qui lui apparaît la mieux appropriée à chaque situation clinique.

4.2.2.1. Les élastomères polysulfures.

(9, 11, 14, 21, 41, 47, 50, 52, 56)

4.2.2.1.1. Composition.

Les polysulfures sont des élastomères réticulant par condensation, qui dérivent des hydrocarbures sulfurés ou thioplastes dépolymérisés.

Ils se présentent sous forme de deux pâtes : la base d'une part et l'initiateur induisant la réticulation d'autre part.

4.2.2.1.1.1. La base.

C'est une pâte blanche constituée de :

-80 % de monomères à 3 radicaux thiols (HS), obtenus par action d'un dérivé chloré du glycol sur un sulfure alcalin (Na₂S).

-20 % de charge constituée de bioxyde de titane (TiO₂) ou de sulfate de calcium (Ca SO₄). Le rôle de la charge est de plastifier la base.

4.2.2.1.1.2. Le réactif.

C'est une pâte brune constituée de :

-peroxyde de plomb (PbO₂)

-liants organiques plastifiants (18 %) à base d'huile de ricin ou d'acide oléique.

-4 % de soufre en excès dont le rôle est d'éliminer le plomb sous forme de sulfure de plomb (PbS).

C'est une réaction légèrement exothermique, qui s'accompagne de l'élimination d'un produit de condensation (l'eau).

Le rapprochement des chaînes macromoléculaires au niveau des sites de pontages, et l'élimination d'eau expliquent que la réaction s'accompagne d'un retrait volumique.

Le temps de prise relativement long (8 à 12 mn) peut être diminué en présence d'eau ou augmenté par adjonction de retardateurs hydrophobes comme l'acide oléique.

Fig.11 :Comparaison du temps de prise des élastomères :

	Polysulfure	Silicone polycondensé	Silicone par addition	Polyéther
Temps de travail	Long	Court	Court / modéré	Court

Le temps de travail (intervalle de temps pendant lequel la pâte peut être manipulée et placée en bouche) qui en résulte est relativement long. Plusieurs facteurs peuvent modifier ce temps.

4.2.2.1.3. Facteurs de variation du temps de travail.

-La température de la plaque : lorsque cette température diminue, le temps de travail augmente.

-La température de l'accélérateur : lorsqu'elle diminue, le temps de travail augmente, quand par exemple, le tube est conservé au réfrigérateur.

-La quantité d'accélérateur : si elle augmente, le temps de travail est plus court. Mais cette modification est déconseillée car elle nuit aux propriétés mécaniques de l'élastomère.

-Adjonction d'eau : si on ajoute une goutte d'eau pendant le mélange, le temps de prise diminue.

-Adjonction d'acide oléique : cela augmente le temps de prise.

4.2.2.1.4. Propriétés.

4.2.2.1.4.1. Elasticité.

Les élastomères présentent de manière générale une élasticité inférieure à celle des hydrocolloïdes. Cependant les polysulfures présentent une résistance au déchirement supérieure à celle des silicones, et le passage des contre-dépouilles s'effectue avec plus de facilité..

4.2.2.1.4.2. Comportement hydrique.

Les thio-caoutchoucs sont des matériaux hydrophobes, ce qui est préjudiciable pour le mouillage et la précision de surface de l'empreinte.

4.2.2.1.4.3. Précision de surface.

Du fait de l'hydrophobie très forte de ces matériaux, on ne peut obtenir des empreintes extrêmement précises. La reproduction des détails est de l'ordre de 20 μm .

L'obtention de surfaces lisses et peu détaillées présente un vif intérêt en prothèse amovible complète, en facilitant le mouillage de l'intrados en résine par le film salivaire.

Notons enfin, que les thiocols ne présentent pas de réactions avec le plâtre à modèle, excluant une possible perte de précision par interaction matériau-plâtre.

4.2.2.1.4.4. Stabilité dimensionnelle.

Pour les élastomères, la polymérisation n'est pas achevée lors du retrait de l'empreinte. La vulcanisation des thiocols perdure dans le temps, contrairement aux hydrocolloïdes pour lesquels la gélification représente un stade terminal caractéristique de leur stabilité chimique.

Après trente minutes, la déformation est faible, mais après trois jours elle de l'ordre de 0,15 % à 0,90 %.

La récupération élastique après désinsertion est lente, c'est la moins rapide des élastomères, imposant ainsi de retarder légèrement la coulée.

Néanmoins du fait de la déformation et du fluage du matériau sous son propre poids, il est nécessaire de couler l'empreinte moins d'une heure après le retrait dans le but d'obtenir une précision dimensionnelle optimale.

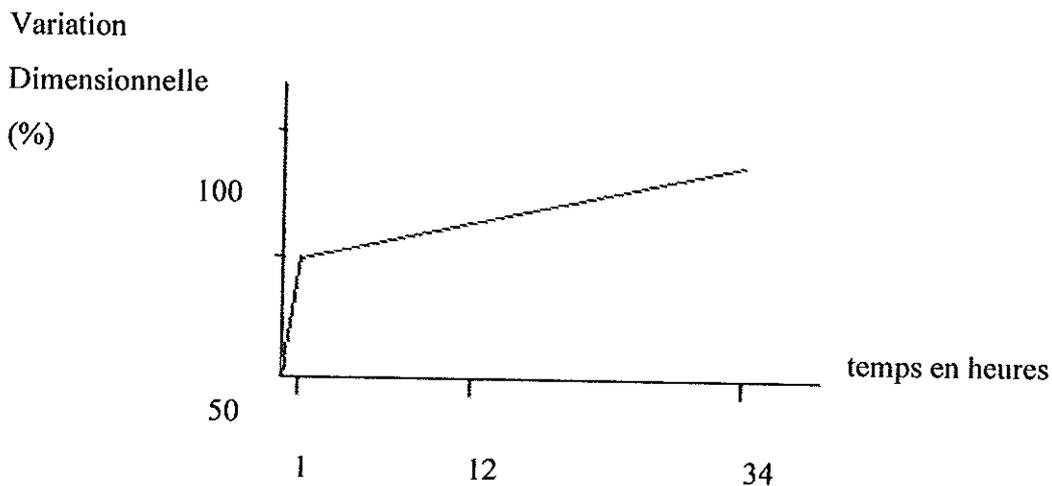


Fig.12 :Variation dimensionnelle dans le temps des polysulfures.
d'après Craig RG et coll. (14).

Le coefficient de dilatation thermique est élevé ($150 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), et responsable lors du passage de la température buccale à la température ambiante d'une contraction proche de 0,25 %.

4.2.2.1.4.5. Radio-opacité.

Les polysulfures sont les seuls matériaux radio-opaques. Cela peut sembler incongru de parler de radio-opacité pour des matériaux d'empreinte, mais cette propriété peut s'avérer utile.

En effet, si un excès de matériau persiste dans le sulcus ou dans une petite plaie muqueuse, cela peut provoquer une inflammation localisée. Il peut alors être objectivé au moyen d'un cliché radiographique.

Cette radio-opacité est due au dioxyde de plomb qui est par ailleurs responsable de la relative toxicité du matériau ; cela sera étudié ultérieurement dans la partie consacrée à la toxicité.

4.2.2.1.5. Mise en œuvre.

4.2.2.1.5.1. Stockage.

Les pâtes sont commercialisées en tubes, nous disposons de trois viscosités différentes : haute, moyenne et basse (heavy, regular et light).

4.2.2.1.5.2. Spatulation.

Le but est d'obtenir un mélange homogène qui ne doit pas se prolonger au-delà de l'induction de la vulcanisation. Si on insère le porte-empainte après le début de la réaction de prise, il se produit des phénomènes de distorsions.

Le malaxage des deux pâtes est assez difficile. En règle générale l'homogénéité est contrôlée par l'uniformité de la couleur du mélange. Le temps de mélange est d'une minute maximum.

4.2.2.1.5.3. Porte-empainte.

On peut utiliser :

- un porte-empainte métallique perforé encollé d'adhésif (colle butylique).
- un porte-empainte de Jouvin, démontable.
- un porte-empainte individuel en résine enduit d'adhésif qui permet, entre autre, d'avoir une épaisseur de matériaux régulière.

Le garnissage du porte-empreinte doit permettre d'obtenir une fine épaisseur de produit de l'ordre de 2 à 4 mm.

En prothèse fixée, on peut l'utiliser en seringue, pour faire une empreinte en double viscosité. Le matériau est placé dans la seringue en frottant l'extrémité postérieure sur la plaque de spatulation, puis on insère le piston. Le thiocol est alors injecté dans le sulcus guidé et poussé par un jet d'air suivi de l'insertion du porte-empreinte chargé.

4.2.2.1.5.4. Conservation des empreintes.

Comme cela a été expliqué précédemment, la coulée de l'empreinte ne doit pas être différée de plus d'une heure. L'idéal est donc de couler soit même les empreintes aux polysulfures avant de les envoyer au laboratoire.

Il est théoriquement possible de réaliser plusieurs moulages à partir d'une même empreinte, à condition de les effectuer presque aussitôt après la prise.

4.2.2.1.5.5. Désinfection.

La plupart des auteurs conseillent l'immersion de l'empreinte préalablement rincée dans une solution à base de glutaraldéhyde à 2 %, pendant une période de dix à soixante minutes. L'état de surface des répliques en plâtre se trouve être altéré par les solutions désinfectantes.

4.2.2.1.6. Domaines d'applications.

4.2.2.1.6.1. Prothèse amovible.

Les thio-caoutchoucs apparaissent comme des matériaux de choix pour les empreintes secondaires aussi bien en prothèse partielle qu'en prothèse complète. On utilise, bien entendu dans ce cas, un porte-empreinte individuel.

En prothèse complète, le surfaçage peut être réalisé avec un polysulfure de basse viscosité après marginage à la pâte de Kerr ou à l'aide d'un polyéther. Un mélange de Permlastic® light de Kerr et Neoplex regular® de Surgident® peut être utilisé (47).

4.2.2.1.6.2. Prothèse fixée.

Leur emploi est limité en prothèse conjointe du fait de leur relatif manque de précision de surface. On leur préférera les hydrocolloïdes ou d'autres types d'élastomères.

Ils peuvent néanmoins être utilisés dans la plupart des situations cliniques, sauf pour les tenons du fait de leur manque de rigidité.

4.2.2.1.6.3. Implantologie.

Leur emploi en prothèse implantaire est contre-indiqué du fait de leurs performances bien inférieures à celle polyéthers et des silicones polymérisant par addition, en terme de précision et de rigidité (56).

4.2.2.2. Les silicones.

Le début des années 60 a vu l'émergence des diméthylpolysiloxanes, ou silicones polycondensants. En 1975, les vinylpolysiloxanes ou silicones réticulants par addition, sont apparus. Ces deux silicones présentent une grande similitude, et seront donc étudiés en parallèle.

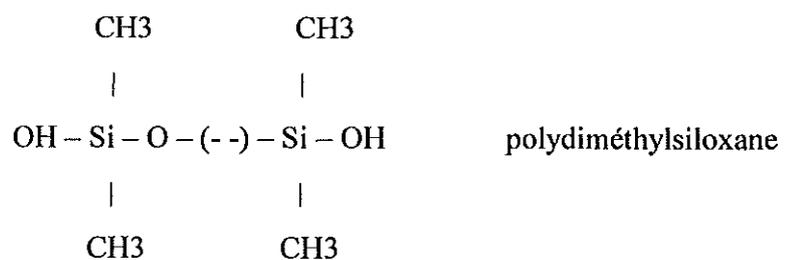
4.2.2.2.1. Composition.

(11, 14, 17, 41, 44, 52)

4.2.2.2.1.1. Silicones polycondensants.

-La pâte de base :

-Le polydiméthylsiloxane, monomère, constitué de chaînes Si-O et de radicaux hydroxyles (OH) réactifs. Ce sont ces radicaux OH en bout de chaînes qui représentent les sites actifs et permettent la formation de pontages lors de la réaction de prise.



-La charge: elle augmente la viscosité de la pâte.

-Des particules de silice de 10 à 20 μm dont le rôle est d'augmenter la rigidité et la stabilité dimensionnelle.

-Un agent de réticulation.

-L'activateur :

-Octoate d'étain ou ester d'acide d'alcyle.

-Charges plastifiantes.

-Aldéhydes ou oxydes de chrome :accepteur d'hydrogène, pour éviter le dégagement d'hydrogène nuisible à la surface du moulage.

-Réaction de prise :

L'agent de réticulation présent dans la base permet l'accrochage des molécules entre elles par pontage entre les atomes d'oxygène et les atomes de silicium. Il y a élimination de molécules d'alcool (ROH) qui constituent le produit de condensation.

C'est une réaction exothermique qui s'accompagne d'un retrait volumique de l'ordre de 3 %. Cette polymérisation se prolonge dans le temps, les pontages s'établissent au fur et à mesure, provoquant ainsi un phénomène de contraction progressive.

-Le réactif :

-Organosulfure de platine ;

-Alkylène alkoxyane ;

-Charges plastifiantes ;

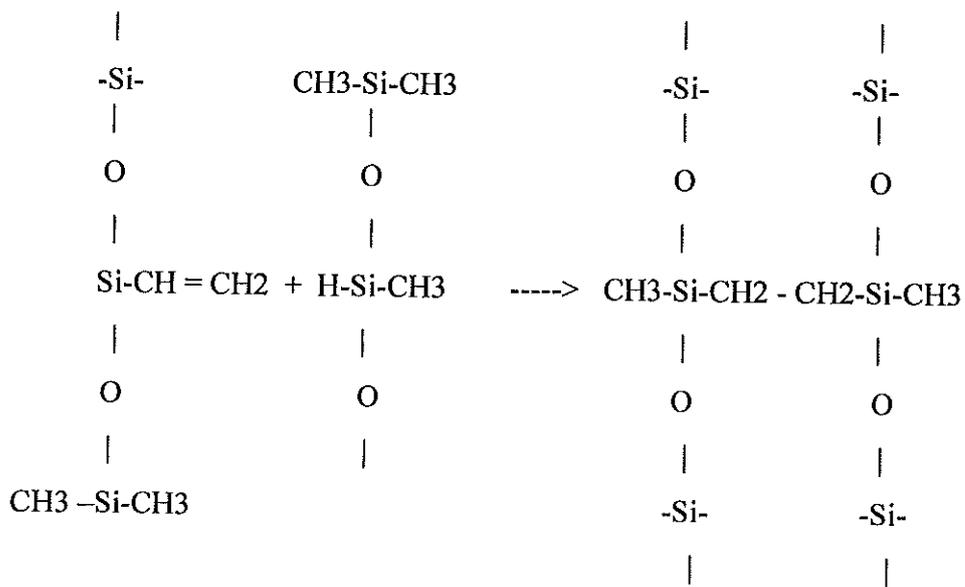
-Colorants.

Les colorants ont une importance capitale pour la lisibilité de l’empreinte et donc son évaluation. Par exemple la lisibilité des limites est difficile avec l’Honigum, à cause de la couleur jaune du light. En revanche, pour la gamme Flexitime, la lisibilité est aisée par des couleurs bien choisies.

-Réaction de prise :

La polymérisation est de type radicalaire, et n’entraîne pas l’élimination d’un produit de condensation. Le fait qu’il n’y ait pas de produit réactionnel secondaire améliore la stabilité dimensionnelle du matériau par rapport aux silicones de première génération.

La réaction de polyaddition entraîne la formation d’hydrogène gazeux pouvant induire des porosités. La plupart des produits contiennent des absorbeurs d’hydrogène comme le noir de palladium.



Vinyl-siloxane

hydrogènesiloxane

silicone par addition

4.2.2.2.2. Propriétés.

(7, 8, 13, 17, 25, 41, 52)

4.2.2.2.2.1. Précision dimensionnelle.

Elle est meilleure pour les silicones de deuxième génération que pour ceux de première génération et dépend de plusieurs critères :

-le fluage des silicones réticulant par addition est trois fois moins important que celui de leurs homologues polycondensés.

-Le coefficient de dilatation thermique des silicones est de $200 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. Les variations thermiques provoquent des variations dimensionnelles qui sont moins marquées pour les vinylsiloxanes en raison de leurs charges minérales.

-La phase d'induction très courte des silicones polycondensés, et leur début de prise brusque représentent des inconvénients. Le risque est d'introduire le matériau après le commencement de la prise ce qui est préjudiciable pour la précision de l'empreinte.

4.2.2.2.2. Comportement hydrique.

Les silicones sont des matériaux hydrophobes, ce qui concourt à leur stabilité dimensionnelle, mais diminue leur capacité d'étalement sur des surfaces humides.

Il existe néanmoins des silicones siloxanes à caractère moins hydrophobe grâce à l'adjonction de surfactants. Néanmoins le caractère hydrophile des polyéthers s'avère supérieur à celui des élastomères vinylpolysiloxanes « hydroactifs ». L'incorporation de surfactants, molécules polaires présentant souvent des groupements hydroxy, aux silicones, leur confère un certain degré de polarité et une meilleure mouillabilité sur des surfaces humides. La cinétique d'étalement de l'eau sur ces élastomères modifiés s'en trouve améliorée par rapport à des polysiloxanes hydrophobes classiques. Toutefois, ces résultats demeurent éloignés de la capacité de mouillage exceptionnelle des hydrocolloïdes réversibles et irréversibles.

4.2.2.2.3. Résistance.

Selon Calamand et Colomb, la résistance à la déformation est neuf fois supérieure pour les silicones par addition comparativement aux silicones de première génération.

Cela leur confère une aptitude plus grande à supporter des contraintes élevées comme c'est le cas lors du retrait de l'empreinte au niveau de contre-dépouilles très marquées.

4.2.2.2.4. Précision de surface.

Les silicones sont disponibles dans une large gamme de viscosités, leur précision est supérieure à celle des thio-caoutchoucs. La reproduction des détails est de l'ordre de 20 μm .

La précision est légèrement compromise par interactions avec le plâtre, des produits de condensations en ce qui concerne les silicones de première génération.

La capacité d'étalement des vinylsiloxanes est quatre fois supérieure à celle des polycondensés, la qualité de l'empreinte s'en trouve accrue.

Les silicones Honigum® (Zenith/DMG) possèdent une matrice micro-cristalline à base de cire conçue pour améliorer la qualité de surface et la reproduction des détails.

4.2.2.2.5. Stabilité dans le temps.

Lors du retrait du porte-empreinte, la polymérisation n'est pas achevée. La stabilité chimique est atteinte en trois jours pour les silicones polycondensants et est bien plus rapide pour les silicones réticulant par addition. Les silicones par addition sont donc beaucoup plus stables dans le temps, leur stabilité dimensionnelle est quatre fois supérieure. Les variations dimensionnelles sont d'autant plus importantes que l'épaisseur de matériau par rapport à la préparation est plus grande, d'où l'intérêt de porte-empreintes individuels ajustés. Une épaisseur maximale de 4 mm semble être optimale.

Les variations dimensionnelles dans le temps (en 12 heures) sont de :

-0,6 % pour les siloxanes condensés

-0,05 % pour les vinylpolysiloxanes.

Les silicones par addition présentent donc une stabilité dimensionnelle excellente, supérieure à celles des autres élastomères.

Fig.13 :Caractéristiques principales comparées entre les deux types de silicones : exemple de quelques formes commerciales :

	Temps de travail min-sec	Déformation permanente %	Déformation élastique %	Variation dimensionnelle % (en 24h)
OPTOSIL +® (1 ^{ère} génération)		1,4	2,0	-0,11
XANTOPREN® (1 ^{ère} génération)				
-light	3'	0,3	5,5	-0,53
-regular	2'30	1,0	3,8	-0,66
REPROSIL® (2 ^{ème} generation)				
-light	3'	0,25	3,5	0,10
-regular	3'	0,25	3	0,08
-medium	3'15	0,25	3	0,06
-putty	2'30	0,25	1,5	0,09

D'après Calamand et Colomb (13).

La précision dimensionnelle peut être améliorée considérablement pour les silicones polycondensants, par l'adhésion du matériau au support ;mais cela sera exposé ultérieurement.

4.2.2.2.3. Mise en œuvre.

(3, 7, 9, 13, 20, 23, 37, 44, 49)

4.2.2.2.3.1. Présentation.

Ces matériaux sont disponibles en plusieurs viscosités. Certaines firmes en proposent cinq (President®, commercialisés par la firme Coltène / Whaledent).

Les deux pâtes des polyvinylsiloxanes sont conditionnées en pots ou en double cartouche pour les basses viscosités, à placer dans un système auto-mélangeur.



Fig.14 et 15 : exemple de dispositifs mélangeurs de la marque Affinis.

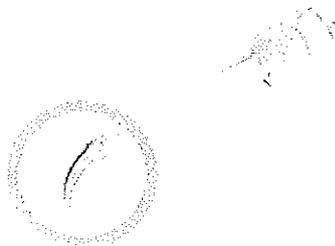


Fig.15 :embout mélangeur ;il doit être fin pour permettre l'injection de matériau fluide au niveau cervical des préparations et l'obtention du profil d'émergence des préparations en prothèse fixée.

Ces dispositifs mélangeurs sont très répandus car ils facilitent la manipulation. Même si le prix de revient du matériau ainsi présenté est supérieur, il y a moins de risques de formation de bulles et le mélange est homogène.

Fig.17 :
Silicone President®.

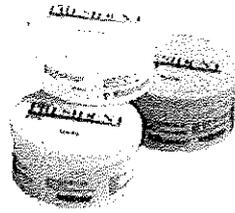


Fig.18:La gamme de silicones A de la firme
Kerr est disponible en quatre viscosités :



Pour les silicones polycondensés, la base se présente en tube ou en pot, l'accélérateur est sous forme liquide ou en gel. Quatre viscosités sont disponibles : Très haute, haute, moyenne et basse.

4.2.2.3.2. *Malaxage.*

Il doit permettre l'obtention d'un mélange homogène et se faire rapidement pour limiter la plasticité résiduelle.

La spatulation peut être manuelle ou mécanique.

-Spatulation manuelle :

On considère le produit comme bien malaxé lorsque sa couleur et sa consistance sont homogènes.

Le malaxage des pâtes de haute viscosité peut engendrer des difficultés si on utilise des gants en latex, qui perturbent la polymérisation.

Le problème n'est pas systématique, et concerne certains produits manipulés avec certains gants. Ce sont très certainement les dérivés soufrés contenus dans le latex, qui sont à l'origine du retard de polymérisation. Cet inconvénient peut être pallié en utilisant des gants en vinyle lors du malaxage de matériau de haute viscosité.

-Spatulation mécanique :

Elle est bien plus rapide, ce qui augmente légèrement le temps de travail, et permet l'obtention d'un mélange plus homogène réduisant ainsi nettement le risque d'emprisonnement de bulles d'air.

Divers systèmes de mélange et d'injection automatiques existent :

-Le MixStar®, est conçu pour les cartouches de Honigum® ;il est compatible avec les cartouches de matériaux pour mélangeurs automatiques (Flexitime®). Il est muni d'un minuteur sur le boîtier et l'activation du mélange se fait par une pédale ou sur l'unit.

Fig.19 :
Système MixStar®.





Fig.20 :Cartouche de Honigum® pour MixStar®.

-Le système Pentamix 2® est utilisable aussi bien avec des silicones par addition (Dimension®, Flexitime®) qu'avec des polyéthers (Permadyne®, Impregum®). Le temps de mélange est court.

4.2.2.2.3.3.Porte-empreinte et adhésif.

On choisit un porte-empreinte perforé, que l'on enduit d'adhésif au moins 15 mn avant la prise d'empreinte. Cela permet de maintenir le matériau dans le porte-empreinte et d'éviter une déformation qui affecterait la précision du modèle positif unitaire. L'utilisation d'un porte-empreinte perforé et d'un adhésif, minimise le phénomène de retrait de polymérisation inévitable.



Fig.21 :liquide adhésif pour silicones.

De plus, les porte-empreintes perforés assurent un retrait plus aisé en cas de contre-dépouille de relief gingivo-osseux, et évitent une compression excessive.

Dans le cas d'un porte-empreinte non perforé, type Rim-lock®, seul l'adhésif assure la rétention du matériau.



Fig.22 : porte-empreinte type Rim-lock®.

En ce qui concerne les silicones polycondensants, l'adhésion au porte-empreinte conditionne grandement la précision dimensionnelle du matériau (18). L'adhésion matériau-support permet de contrer ou même d'orienter dans le sens positif, des variations d'origine chimique et thermique qui se font toutes dans le sens du retrait volumétrique global de l'élastomère. La mise en œuvre simultanée de l'adhésif chimique déposé dans un porte-empreinte perforé semble être le meilleur système de rétention de l'élastomère sur son support. Dans de telles conditions, la précision d'une empreinte prise aux élastomères polycondensants apparaît équivalente à celle qu'il est possible d'obtenir avec les élastomères polymérisant par addition.

4.2.2.2.3.4. *Prise d'empreinte.*

Etant donné le caractère hydrophobe des silicones, malgré l'existence de produits hydrocompatibles, il est important de sécher les surfaces à enregistrer et de les maintenir au sec, afin d'acquérir un état de surface et une reproduction des détails de haute qualité.

Il faut respecter le temps de polymérisation préconisé par le fabricant. Ce temps de prise est d'autant plus court que les viscosités sont plus basses.

La désinsertion de l'empreinte doit s'effectuer rapidement et axialement pour éviter toute déformation du matériau. L'empreinte doit être rincée et séchée puis être vérifiée.

Une empreinte de bonne qualité présente les caractères suivants :

- une teinte uniforme ;
- une adhérence des matériaux de viscosités différentes ;
- l'absence de bulles ;
- l'adhésion parfaite du matériau au porte-empreinte.

L'empreinte doit ensuite être immergée dans une solution désinfectante avant la coulée du modèle.

4.2.2.2.3.5. Conservation.

Comme cela a été vu précédemment, la polymérisation des silicones polycondensés s'accompagne d'un dégagement de produits de réaction secondaires qui provoquent une déformation de l'empreinte. Par ailleurs, la récupération élastique de ces élastomères demande 10 à 12 mn. Il faut donc tenir compte de ces deux paramètres, l'empreinte doit donc être coulée au bout de 15 mn. Si la coulée est différée, la conservation de l'empreinte se fait dans un sachet.

Les empreintes au polyvinylsiloxanes présentent une stabilité dimensionnelle dans le temps remarquable, elles peuvent donc être conservées à température ambiante avec un taux d'humidité autour de 50 %.

4.2.2.2.3.6. Désinfection.

(29, 38)

Il est impératif de traiter les silicones dans des délais les plus brefs, et ce, qu'ils soient polycondensés ou réticulant par addition.

Toutes les solutions peuvent être utilisées pour le trempage, mais les solutions les plus adaptées semblent être celles à base d'aldéhydes. En effet, les solutions à base de formaldéhyde ou de glutaraldéhyde n'entraînent aucune variation dimensionnelle pour un temps d'immersion de

quinze minutes. Au bout d'une heure, les variations atteignent 0,1 %. Au bout de 18 heures d'immersion, la fidélité des empreintes est affectée. Lepe et coll. ont montré par ailleurs que les variations dimensionnelles peuvent se faire de manière positive sur certaines zones de l'empreinte et de manière négative sur d'autres (notamment dans le sens bucco-lingual). Des valeurs de variations négatives génèrent des dies de dimensions réduites et posent ainsi des problèmes insurmontables en prothèse fixée.

Une étude sur la stérilisation d'empreintes polyvinylsiloxanes a été effectuée par Olin et coll. (42) de l'université du Minnesota. Les empreintes stérilisées par autoclaves au gaz d'oxyde d'éthylène ou par autoclaves à vapeur, subissent des variations volumiques importantes comparativement aux empreintes décontaminées de manière habituelle. La stérilisation des empreintes à visée prothétique au silicone n'est donc pas envisageable pour la décontamination.

4.2.2.2.4. Domaines d'application.

(3, 7, 9, 13, 23, 24, 25, 28, 44, 50, 56)

4.2.2.2.4.1. Prothèse amovible totale.

-Empreinte préfonctionnelle

C'est une technique préconisée par certains auteurs, dont le but est d'obtenir les limites du PEI dans des conditions satisfaisantes. Il s'agit d'une empreinte avec un silicone de haute viscosité, rebasée par un silicone plus fluide.

-Modification de la prothèse.

Il s'agit de réaliser une mise en condition en rebasant l'intrados de la prothèse complète à l'aide d'une résine à prise retardée ; une empreinte est ensuite prise avec un silicone très fluide.

-Empreinte secondaire.

Gibert (24) conseille pour le bordage, l'utilisation d'un silicone de moyenne viscosité modelable à la main tel que le Sta-Seal F®.

Pour l'enregistrement des surfaces d'appui, des silicones fluides ou très fluides type Xantropen® sont conseillés. Il faut penser à ménager des événements sur le PEI maxillaire.

L'usage des siloxanes pour les empreintes secondaires présente des avantages :

-La viscosité du silicone de bordage est plus satisfaisante que la plasticité de la pâte de Kerr.

-Le temps de modelage nécessaire à l'enregistrement des mouvements fonctionnels est plus long, de l'ordre de 2 mn, au lieu de quelques dizaines de secondes avec la pâte de Kerr réchauffée.

-Empreinte secondaire piézographique.

L'empreinte piézographique est une technique délicate destinée particulièrement aux patients très âgés présentant des crêtes osseuses fortement résorbées.

Elle peut se faire avec ou sans porte-empreinte, car on peut se servir d'un fil métallique cranté façonné sur le sommet de la crête du modèle en plâtre issu de l'empreinte primaire. On utilise un silicone de haute viscosité rebasé dans un second temps par un silicone plus fluide. Le but est l'obtention de l'enregistrement physiologique, par la phonation et la déglutition, du volume disponible pour la prothèse.

4.2.2.2.4.2. Prothèse amovible partielle.

On réalise des empreintes séquentielles corrigées à l'aide de silicone très fluide sous pression occlusale (9).

4.2.2.2.4.3. Prothèse fixée.

Les silicones sont utilisables dans tous les cas, que ce soit pour les préparations périphériques ou corono-radiculaires et les inlays.

Deux techniques sont utilisables :

- le double mélange ;
- la « wash-technic ».

4.2.2.2.4.3.1. Empreinte globale en un seul temps, technique du double mélange.

Un matériau de faible viscosité est injecté à la seringue au niveau de la préparation, un porte-empreinte, garni de matériau lourd de la même famille, recouvre l'ensemble de l'arcade. Il est absolument impératif de réaliser au préalable un écartement gingival de qualité pour permettre au matériau de fuser au-delà des lignes de finitions et d'enregistrer la zone non préparée. Cela permet au prothésiste de confectionner un profil d'émergence physiologique sans sur-contours, ni sous-contours.

Cette technique est indiquée pour :

- les préparations cavitaires pour inlay ;
 - les préparations pour restaurations corono-radiculaires : inlay-core, dent à tenon.
- L'enregistrement du logement de tenon se fait soit à l'aide d'un tenon calibré en métal, soit en injectant du matériau fluide.

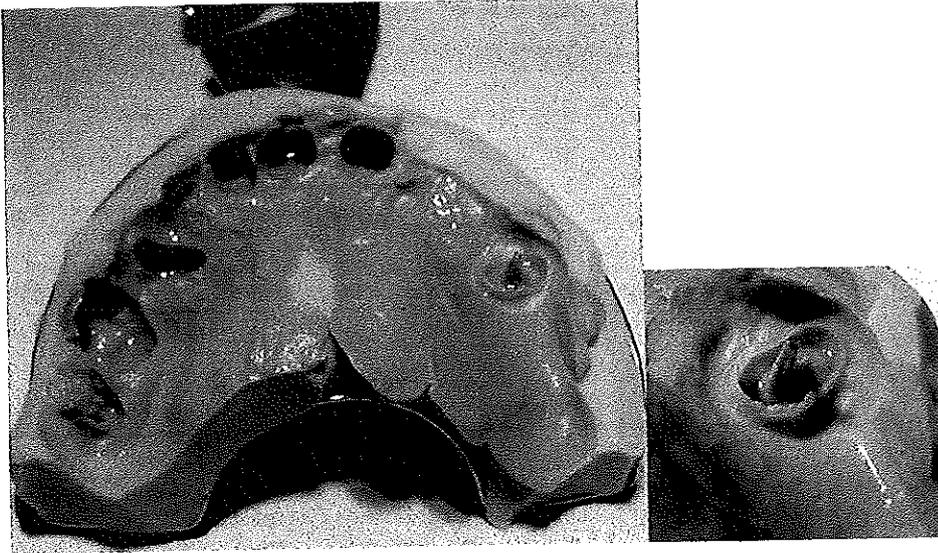


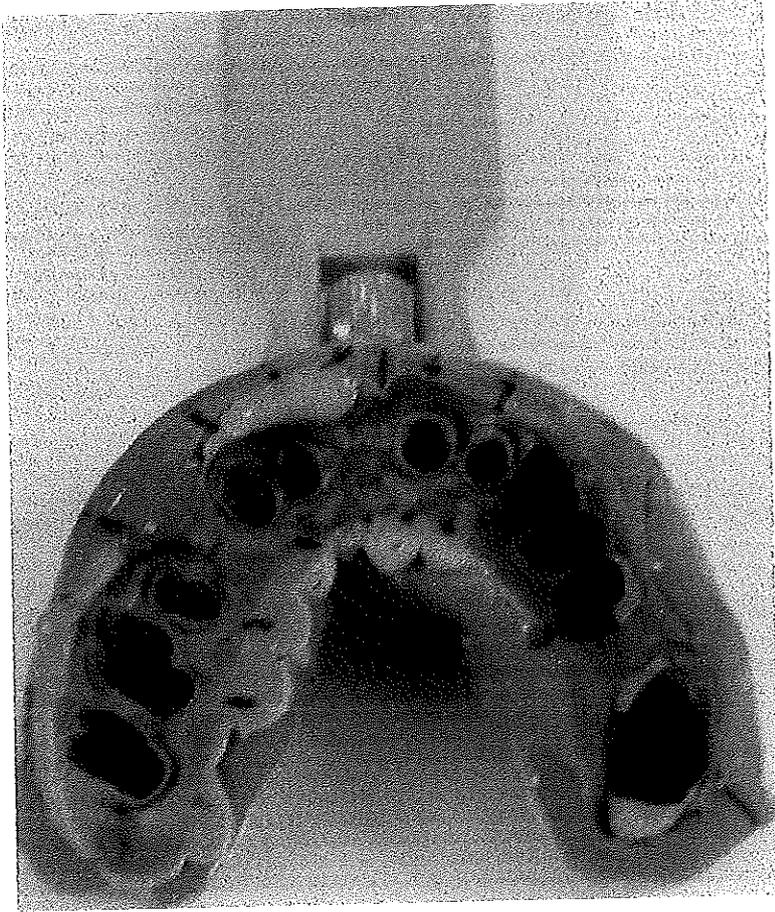
Fig.23 : empreinte en un seul temps d'une préparation pour inlay-core sur la 15.

4.2.2.2.4.3.2. Empreintes globales en deux temps.

La « wash-technic », ou empreinte rebasée, est une méthode d'empreinte largement utilisée par les praticiens français. Il s'agit d'un enregistrement global ou partiel de préparations prothétiques en deux temps et mettant en œuvre un silicone sous deux viscosités différentes. Une première empreinte est réalisée à l'aide d'un porte-empreinte de série chargé d'un matériau de haute viscosité. Cette empreinte est aménagée et chargée dans un second temps d'un matériau de basse viscosité, et réinsérée en bouche dans sa position initiale. La fiabilité des résultats de cette technique dépend essentiellement des qualités intrinsèques des élastomères silicones utilisés, et de la mise en œuvre d'un protocole strict et rigoureux (44).

Cette technique est réservée à l'enregistrement de préparations simples dans un contexte clinique favorable, pour des préparations corono-périphériques dispersées sur l'arcade, avec des limites cervicales sous-gingivales. Elle est formellement contre-indiquée pour les cas suivants : préparations cavitaires complexes, restaurations à tenons dentinaires, dents en malposition, lyse parodontale importante et présence de dents mobiles.

Fig.24 :exemple d'empreinte par « wash-technic » :



4.2.2.2.4.4. *Implantologie.*

Des études menées par Wee (56), de l'université de l'Ohio, montrent que les modèles issus d'empreintes aux polyéthers ou aux silicones par addition de haute viscosité, sont significativement plus précis que ceux issus d'empreinte aux polysulfures.

Les polyvinylsiloxanes sont indiqués en raison de leur précision et de leur rigidité suffisante. Les polyéthers leur sont généralement préférés, mais dans le cas d'arcades partiellement édentées avec présence de forte contre-dépouilles, la désinsertion s'avère plus aisée pour les silicones, du fait de leur élasticité supérieure.

Notons l'utilisation particulière de silicones polycondensants en chirurgie orthognatique, préconisée par L. Giaoui et P. Leyder (23). Dans cette discipline, l'utilisation per-opérateur de gouttières chirurgicales est un élément de rigueur souhaitable. Les auteurs ont développé une alternative à l'emploi de la gouttière, en utilisant un bourrelet occlusal en silicone. Son utilisation réduit les aléas du positionnement inter-arcade en per-opérateur. Ce procédé peut être étendu à de nombreuses indications en chirurgie orthognatique.

4.2.2.2.5. Conclusion.

Les silicones de seconde génération représentent un progrès net par rapport à leurs homologues polycondensés. Ce sont des matériaux de choix en prothèse conjointe, mais leur utilisation s'étend à tous les domaines de la prothèse dentaire. Néanmoins, les silicones conventionnels ne sont pas des substances à empreintes obsolètes, la mise en œuvre d'un protocole strict permet d'obtenir de bons résultats.

4.2.2.3. Les élastomères polyéthers.

Ils sont aussi appelés caoutchoucs épimines.

4.2.2.3.1. Composition.

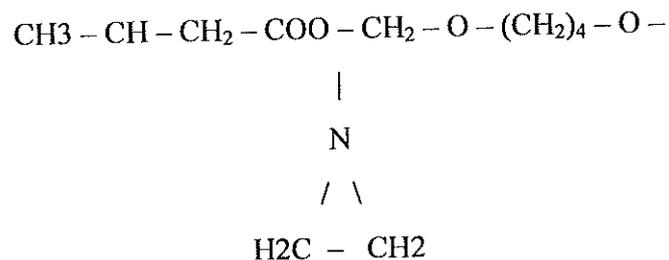
(2, 11, 14, 18, 41)

-La base.

Le polyéther de base réagit avec l'acide crotonique.

Cela donne un copolymère polyéther de haut poids moléculaire dont les groupements éthylène-imine situés en bout de chaîne constituent le radical réactif.

Le polymère obtenu correspond à un polyéther non saturé de formule :



-Le catalyseur.

C'est un ester de l'acide sulfonique. Il renferme un plastifiant comme l'éther de glycol et des charges minérales inertes (silice).

Cet initiateur provoque l'ouverture des cycles éthylène-imine pour former le pontage interchaînes.

-Réaction de prise :

C'est une polyaddition, initialisée par le sulfonate aromatique qui forme les pontages par polymérisation cationique.

Il n'y a pas de produit de réaction, comme c'est le cas pour les polyvinylsiloxanes, ce qui explique le bon comportement dimensionnel du matériau.

Le temps de prise est d'environ 4 à 6 minutes, le temps de travail est suffisamment long (2 à 4 minutes) ce qui représente un atout pour la mise en œuvre.

Les polyéthers obtenus sont des gels colloïdaux hydrophiles, les chaînes étant réticulées au niveau des groupements imines terminaux par le sulfonate aromatique.

4.2.2.3.2. Propriétés.

(7, 14, 17, 18, 41, 52)

4.2.2.3.2.1. Résistance.

Le module d'Young est de 2,5 Mpa, les polyéthers sont ainsi les élastomères les plus rigides. Cette rigidité s'accompagne d'une faible résistance à la déformation en flexion qui constitue un risque de déchirure lors du retrait de l'empreinte. Leur faible résistance à l'arrachement est par contre voisine de celle des silicones. Ces deux propriétés étant en antagonisme, cela oblige un certain soin lors du retrait de l'empreinte, pour éviter une déformation permanente.

L'Impregum Penta Soft® est moins rigide que l'Impregum originel (Impregum Penta®).

4.2.2.3.2.2. Précision de surface.

Les polyéthers présentent une capacité de reproduction des détails qui est excellente. Leur caractère hydrophile autorise cette bonne précision (c'est la seule famille d'élastomères à comportement hydrophile).

Leur mouillabilité exceptionnelle témoigne de leur véritable hydrophilie.

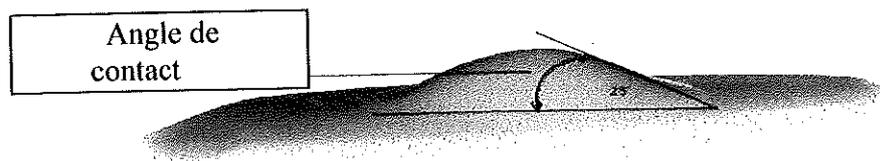


Fig.25 :angle de contact.

4.2.2.3.2.3. Stabilité dimensionnelle.

Elle est satisfaisante, à condition de conserver l'empreinte dans un milieu sec.

Lors du retrait de l'empreinte, il s'effectue :

- une contraction thermique linéaire par passage de la température buccale à la température ambiante de l'ordre de $-0,40\%$;
- une contraction résiduelle d'environ $0,30\%$ à 24 heures, car la réaction de polymérisation n'est achevée qu'à hauteur de 90% , comme pour l'ensemble des élastomères.

4.2.2.3.3. Mise en œuvre.

(2, 7, 18, 19, 30, 45, 52)

4.2.2.3.3.1. Présentation, spatulation.

La spatulation manuelle ne donne pas un matériau aussi homogène que le malaxage par mélangeur automatique.

Les polyéthers sont commercialisés exclusivement par la firme 3M ESPE. Le conditionnement des matériaux permet donc leur utilisation avec le système Penta.

Le polyéther est contenu dans un tube ou boudin, que l'on insère dans une cartouche 3M ESPE. La cartouche est ensuite introduite dans le Pentamix auto-mélangeur (fig.25), il suffit alors d'appuyer sur un bouton pour enclencher le mélange et obtenir la quantité souhaitée.

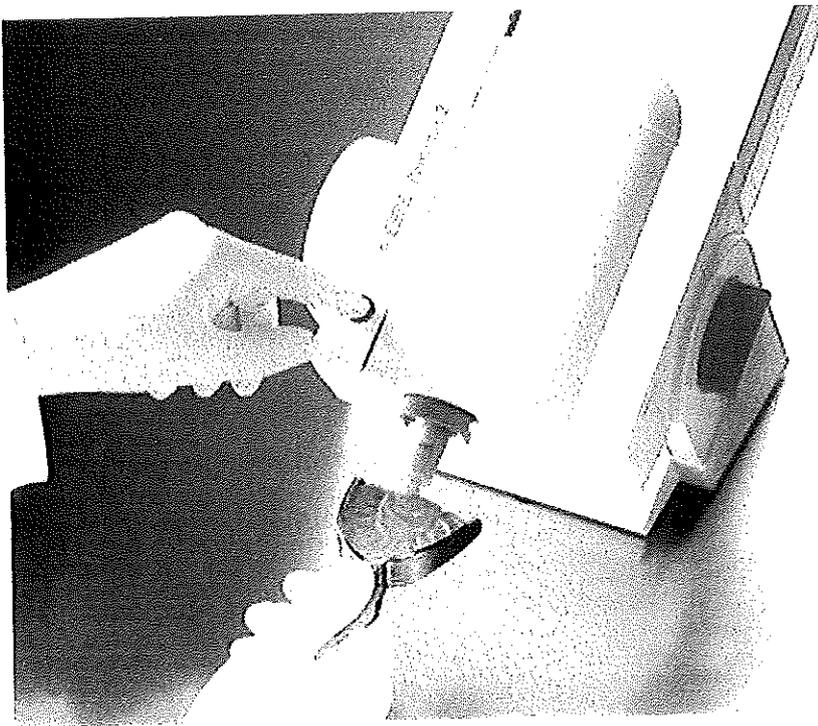


Fig.26 :système Pentamix 2® de 3M ESPE.

Arbre de transmission

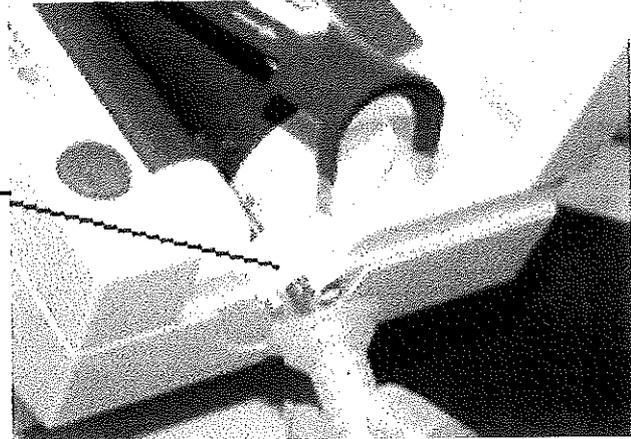


Fig.27 :système Pentamix®.

Les dispositifs d'automalaxages procurent un mélange homogène et constant dans des rapports plastomère de base / catalyseur toujours réguliers, et génèrent ainsi une réaction de pontage uniforme.

Les polyéthers se présentent ainsi sous deux formes commerciales : Impregum® et Permadyne®.

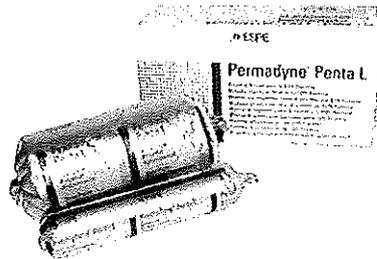


Fig.28 :présentation commerciale de la Permadyne®.

On reproche souvent aux polyéthers l'inconvénient de n'être disponibles que dans une seule viscosité, ce qui est faux, car un choix de viscosités différentes, certes restreint comparé aux silicones, est disponible. Cela permet leur usage en technique monophasé ou en double mélange.

Le principal inconvénient de ces élastomères est en fait le prix : le prix de revient d'une empreinte est estimé autour de 6,50 euros en moyenne (Impregum Pentasoft®) contre environ 2,00 euros pour une empreinte avec un silicone « putty » en pots.

4.2.2.3.3.2. Porte-empreinte.

On peut utiliser un porte-empreinte métallique ou un PEI encollé d'un adhésif, on peut aussi remplir une seringue chargée de matériau. Certains produits sont disponibles en cartouches pour pistolet.



Fig.29 :pistolet auto-mélangeur pour polyéther, d'après 3M ESPE.



Fig.30 :mise en place du matériau à l'aide d'une seringue, au niveau des préparations.

4.2.2.3.3.3. Désinfection.

(29, 33, 38)

L’empreinte doit être rincée, séchée, examinée et désinfectée, plutôt par spray que par immersion. D’une manière générale, l’immersion est proscrite car elle est source de variations dimensionnelles et d’altération de la reproduction des détails. On pulvérise donc une solution à base de glutaraldéhyde à 2 % ou d’hypochlorite. Cependant certains auteurs estiment que l’immersion est un mode de décontamination envisageable, et que cette technique n’altère en rien la fidélité de l’empreinte et la reproduction des détails.

4.2.2.3.3.4. Conservation.

La conservation de l’empreinte ne pose pas de difficultés particulières, bien qu’il soit préférable de la traiter dans les délais les plus courts. L’empreinte doit être gardée au sec ; un délai de 15 minutes pour la coulée semble optimal.

Si la conservation ne se fait pas en milieu sec, la stabilité de dimension risque d’être affectée par l’absorption d’eau.

4.2.2.3.4. Domaines d’application.

(2, 7, 9, 18, 30, 45, 56)

4.2.2.3.4.1. Prothèse amovible complète.

Les polyéthers autorisent des enregistrements de joints fonctionnels hauts et larges, sans surextensions ni surépaisseurs, permettant une sustentation et une rétention de qualité de la prothèse.

Grâce à leurs propriétés thixotropiques, les polyéthers sont aptes à mouler les volumes par la physiologie : leur consistance offre une résistance suffisante aux forces musculaires sans pour autant les entraver.

Les auteurs qui préconisent l'utilisation des polyéthers en prothèse totale (46), procèdent de la façon suivante :

- les joints périphériques sont enregistrés à l'aide d'un produit de haute viscosité comme la Permadyne orange® ou Impregum F®;
- le surfaçage est réalisé avec un matériau de plus basse viscosité comme la Permadyne bleue®.

Une empreinte mixte, polyéther-polysulfure est également possible. Dans ce cas, les bords sont déterminés par des enregistrements fonctionnels successifs à l'aide de polyéthers. Le surfaçage est réalisé avec un polysulfure de basse viscosité : Permlastic® light et Neoplex®. Cette technique est utilisée par Daas et Postaire (15) pour le traitement d'un patient présentant une hémimandibulectomie par une prothèse totale supra-radicaire. Une telle empreinte permet un positionnement précis des répliques des parties femelles des attachements ainsi que l'enregistrement des mouvements physiologiques et des surfaces d'appui de la prothèse amovible.

4.2.2.3.4.2. Prothèse amovible partielle.

Les polyéthers peuvent être utilisés pour des empreintes secondaires destinées à des prothèses supra-radicales ou amovibles partielles à base résine ou à châssis métallique. Cependant, en présence de dents longues ou triangulaires ainsi que d'espaces interdentaires larges, ils peuvent poser des problèmes de désinsertion à cause de leur rigidité après polymérisation.

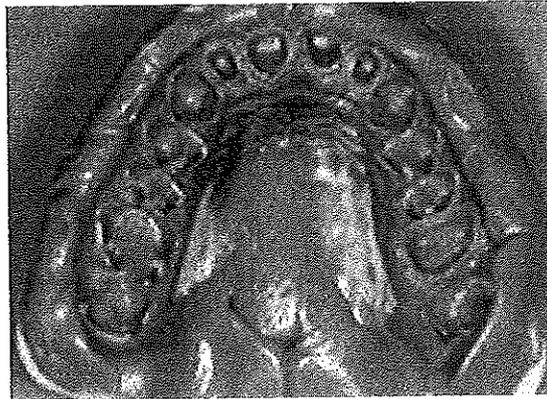
Pour une empreinte globale, on peut utiliser la Permadyne® orange et l'Impregum F® dans le but d'enregistrer les bords. Le surfaçage se fera à l'Impregum F® et Permadyne® bleue (44).

Il est possible de réaliser une empreinte dissociée, consistant à réaliser une empreinte partielle de correction à l'aide du châssis métallique. Ce type d'empreinte est indiqué dans les cas de classes I et II mandibulaires de moyenne étendue afin de compenser le problème de la dualité tissulaire.

4.2.2.3.4.3. Prothèse fixée.

Les polyéthers peuvent servir pour les empreintes de préparations périphériques ou corono-radicales, et préparations pour inlays.

Fig.31 :
exemple d'empreinte prise avec
Impregum Penta Soft®



4.2.2.3.4.4. Implantologie.

Les empreintes multi-implants requièrent rigidité, distorsion minimale et précision. Les polyéthers répondent parfaitement à ces différentes exigences, c'est la raison pour laquelle ils sont largement utilisés par les confrères implantologistes.

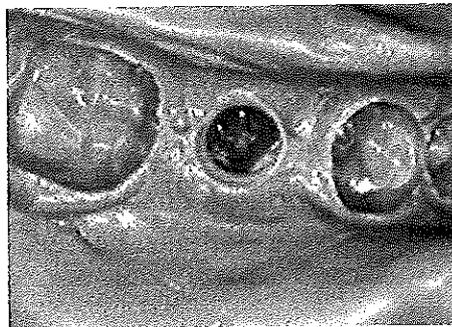


Fig.32 :détails d'une empreinte pour prothèse implantaire unitaire,
d'après 3M ESPE.

Une difficulté peut survenir lors de la désinsertion dans le cas de contre-dépouilles particulièrement marquées, du fait de leur grande rigidité ; dans ce cas les silicones peuvent constituer une alternative. En effet, la plus grande élasticité de ces derniers permettra un retrait sans trop de contraintes

4.2.2.3.5. Conclusion.

Les polyéthers sont indiqués dans plusieurs domaines car se sont des matériaux de qualité qui restent néanmoins particulièrement onéreux. Leurs propriétés en font des matériaux de choix pour la prothèse implantaire.

4.2.2.4. Comparaisons des différents types d'élastomères.
(11, 17, 25, 50, 52, 56)

4.2.2.4.1. Propriétés mécaniques comparées.

Biomatériaux Propriétés mécaniques	Polysulfure	Silicone (condensation)	Silicone (addition)	Polyéther
Déformation permanente, en %	2,1	0,5	0,3	1,1
Résistance à la déformation e flexion, en%	7	5	2,6	2
Reproduction des détails, en μm	25	25	25	25
Variations dimensionnelles à 24 heures	0,50	0,60	0,05	0,30
Module d'élasticité, en MPa	0,25 à 0,75	0,25 à 0,60	0,20 à 0,60	2,27

Fig.33 :comparaison des propriétés mécaniques des élastomères (tableau de synthèse).

Notons que la déformation permanente est une fonction inverse de la viscosité du plastomère. Cela signifie que un produit de faible viscosité se déforme plus qu'un produit plus visqueux. Cette déformation est variable selon la nature chimique de l'élastomère, et dépend du

temps séparant la polymérisation apparente de l'application de la contrainte et aussi de la durée de cette contrainte.

Le tableau nous donne les valeurs des retraits volumiques à 24 heures des différents élastomères. Il nous montre notamment un retrait linéaire de $-0,5\%$ pour les polysulfures, de $-0,6\%$ pour les silicones polycondensés, ce qui est inacceptable au vu des critères de précision requis en prothèse fixée selon Degrange (17).

4.2.2.4.2. Propriétés physico-chimiques.

-Mouillabilité :

La mouillabilité définit l'aptitude des élastomères à mouiller et à s'étaler sur les surfaces dentaires et muqueuses à reproduire. Le potentiel de reproductibilité des détails en dépend.

Notons que la viscosité du produit intervient sur la cinétique d'étalement : il apparaît ainsi évident qu'un élastomère de faible viscosité mouillera plus rapidement qu'un élastomère de haute viscosité.

-Comportement hydrique.

Parmi les quatre familles d'élastomères, trois possèdent un caractère hautement hydrophobe : ce sont les polysulfures et les deux classes d'organosiloxanes. Comme vu précédemment, le comportement amélioré de certains silicones demeure imparfait. Seul les élastomères polyéthers montre des propriétés hydrophiles, liées à la polarité des groupements éthylène-imines.

4.2.2.4.3. Avantages et inconvénients des différents types d'élastomères.

Nous avons inclus dans le tableau qui suit (fig.33) les alginates, pour avoir une comparaison plus globale.

Rappelons que les silicones de seconde génération présentent diverses améliorations par rapports à leurs homologues polycondensés :

- une stabilité dimensionnelle 4 fois supérieure ;
- un risque de déformations permanentes 9 fois inférieur ;
- une mémoire élastique 2 fois supérieure.
- une dureté finale 2 fois supérieure ;
- un temps de travail sensiblement plus long pour un temps de prise bien plus court.

Matériaux	Avantages	Inconvénients
Hydrocolloïdes irréversibles	Manipulation simple Porte-empreinte du commerce Faible coût	Faible résistance aux contraintes Coulée immédiate Coulée uniquement en plâtre Problème de décontamination
Elastomères polysulfures	Faible coefficient de dilatation thermique Stabilité dimensionnelle Bonne élasticité	Déformation permanente importante Traitement rapide Hydrophobie Goût désagréable Collants Spatulation délicate
Elastomères silicones réticulant par addition	Stabilité dimensionnelle Bonne élasticité Résistance à la déformation Basse tension superficielle Certains sont hydrocompatibles Manipulation aisée Polyvalent	Temps de travail peut être trop court Coût
Elastomères polyéthers	Inodore Bonne élasticité Précision Rigidité Thixotropie Hydrophilie	Déformation permanente Rigidité peut être un inconvénient Conservation au sec Coût

Fig.34 :avantages et inconvénients des élastomères et alginates (tableau de synthèse) .

4.3. Récapitulatif sur la décontamination des empreintes.

(29, 33, 38, 42)

4.3.1. Les solutions décontaminantes.

Les solutions décontaminantes à utiliser doivent être sélectionnées en fonction de leurs propriétés bactéricides, fongicides, virucides et éventuellement sporicides. Celles-ci sont appréciées en terme de tests d'efficacité imposés, en France, par l'AFNOR, en sa commission « antiseptiques et désinfectants ».

Les solutions sont le plus souvent à base de formaldéhyde, glutaraldéhyde, hypochlorite de sodium ou de dérivés iodés. Elles ont des propriétés et des caractéristiques différentes.

Le formaldéhyde et le glutaraldéhyde sont des aldéhydes et ont pour propriété de sceller ou fixer les membranes cellulaires. Ils bloquent ainsi les échanges cellulaires, tuant de la sorte les micro-organismes.

Les solutions à base de glutaraldéhyde sont actuellement considérées comme supérieures si elles ont un pH alcalin, lequel diminue le risque de variations dimensionnelles. Un temps d'immersion de 60 mn est conseillé, mais on peut limiter cette recommandation aux seules empreintes aux élastomères. En effet, un temps si long pour des empreintes à l'alginate entraînerait d'importantes modifications volumétriques.

4.3.2. Les modes de décontaminations selon le matériau.

Nous avons vu pour les principaux matériaux, le mode de décontamination envisageable, en voici la synthèse :

Matériaux	Procédure	Produits
Hydrocolloïdes réversibles	Immersion 30 mn dans un dérivé iodé ou Immersion 10 mn Pulvérisation	Dérivés iodés Glutaraldéhyde à 2% Hypochlorite de Na à 1%
Hydrocolloïdes irréversibles	Pulvérisation Immersion 15 mn Immersion + pulvérisation avec l'hypochlorite	Glutaraldéhyde à 2%, 2,5% Hypochlorite Alcool + aldéhyde Dérivés iodés
Silicones polymérisant par condensation	Immersion 15 à 60 mn	Glutaraldéhyde à 2% Hypochlorite
Silicones réticulant par addition	Immersion 10 à 60 mn	Dérivés iodés
Polysulfures	Immersion 10 à 60 mn	Glutaraldéhyde à 2% Hypochlorite Dérivés iodés
Polyéthers	Pulvérisation Immersion + pulvérisation si hypochlorite	Glutaraldéhyde à 2% Hypochlorite
Oxyde de zinc - eugénol	Immersion 10 à 60 mn	Glutaraldéhyde à 2% Dérivés iodés

Fig.35 :méthodes de décontaminations selon le type de matériau.

D'après MULLER M. et coll. (38).

Il est important de signaler qu'il existe certaines controverses au sujet de la méthode et des produits à utiliser en fonction du matériau. Il n'y a pas, à l'heure actuelle, de consensus dans la littérature concernant le mode de décontamination des empreintes.

4.3.3. Effets de la décontamination sur la stabilité dimensionnelle des empreintes.

Ce tableau montre les variations dimensionnelles des empreintes d'abord rincées à l'eau puis immergées pendant 15 mn dans des produits décontaminant. Les variations dimensionnelles sont exprimées en % :

produits matériaux	Gigasept® S&M (Sterling)	Germispad® (Spad)	Dentasept® neutre (Anios)	Dentasept® Ultra (Anios)	Aldysept® (Anios)
Alginate Pralgex S®	0,002%	0,002%	0,002%	0,004%	0,006%
Silicone Coltoflax® (polycondensé)	0%	0,006%	0,006%	0,014%	0%
Silicone Express 3M® (addition)	0,002%	0,004%	0,004%	0%	0,002%

Fig.36 : Décontamination et stabilité dimensionnelle.

D'après MULLER M. et coll. (38).

Germispad® et Dentasept® sont des produits à base de glutaraldéhyde.

Gigasept® est à base d'aldéhydes.

Aldysept® est à base de formaldéhyde et de glutaraldéhyde.

4.4. Indications des différents matériaux selon les situations cliniques.

Le tableau (fig.36) résume globalement les indications en fonction du cas prothétique. Il faut bien entendu tenir compte des limites de ces indications, énoncées pour chaque produit dans les paragraphes précédents qui leur sont relatifs.

Il apparaît donc clairement qu'il n'existe pas de matériau d'empreinte idéal en odontologie. Il est indispensable pour le praticien d'avoir à sa disposition différents types de produits qui lui permettent de travailler dans toutes les situations, en combinant les qualités des matériaux et les techniques d'empreinte.

Même si les matériaux plastiques peuvent être jugés par certains archaïques ou dépassés, il n'en est rien, car ils constituent encore aujourd'hui des matériaux de choix, notamment en prothèse complète.

Le caractère hydrophile des hydrocolloïdes en fait des matériaux très intéressants.

Les élastomères, qui présentent une très large gamme de produits, sont des matériaux très polyvalents, et sont associés aux techniques prothétiques les plus modernes comme la prothèse implantaire, ou les silicones et polyéthers sont tout indiqués.

On voit bien qu'il n'existe pas de règle stricte pour l'indication des matériaux dans une situation clinique donnée. Le choix du matériau se fera selon les préférences du clinicien, en terme de préparation ou de manipulation, selon l'expérience qu'il aura avec tel ou tel matériau, et selon le prix de revient qui joue un rôle non négligeable en pratique libérale.

Fig.37 : Indications des différents matériaux d'empreinte (tableau de synthèse).

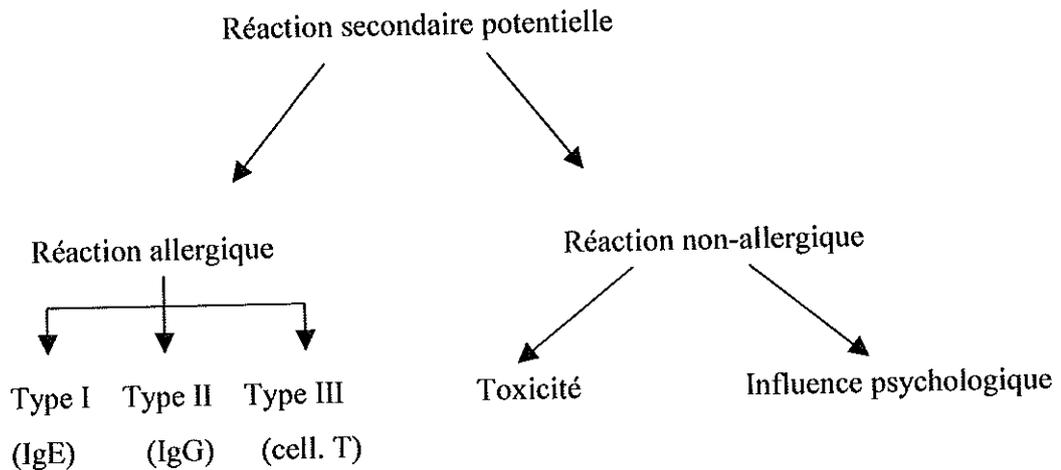
Indications Matériaux	Modèle d'étude	Enregistre- ment de l'occlusion	Prothèse Adjointe Totale *	Prothèse Adjointe Partielle *	Prothèse Conjointe	Prothèse Implantaire
Cires		++	+		(+)	
Compositions Thermoplastiques			++			
Plâtre			++	+ (crêtes édentées)		
Oxyde de zinc Eugénol			++	+ (crêtes édentées)		
Hydrocolloïdes Réversibles					++	+
Hydrocolloïdes Irréversibles	++		+	+	+	
Elastomères Polysulfures			++	++	+/-	
Elastomères Silocones			++	+	++	++
Elastomères Polyéthers			++	+	+	++

*Empreintes primaires et/ou secondaires.

5. Toxicité des matériaux à empreintes.

(6, 22, 31, 34, 51, 53, 55)

Pour H. Lygre (34), le potentiel de réactions défavorables des matériaux utilisés en dentisterie peut se résumer ainsi :



La toxicité des matériaux à empreintes présente deux aspects différents :

- le potentiel cytotoxique des matériaux ;
- les réactions inflammatoires lors de rétentions de matériaux au sein des muqueuses.

5.1. Cytotoxicité.

Pour les matériaux d'empreintes, la probabilité de réaction toxique est minime mais le potentiel existe.

Une étude de l'université du Maryland en 1993 a apporté la confirmation de l'existence de la cytotoxicité des matériaux d'empreintes, et vient ainsi en appui à la littérature qui mentionne ces réactions adverses. Les auteurs de cette étude sont cependant prudents sur la corrélation qui peut se faire entre étude in vitro et réalité clinique.

Tout les matériaux à empreintes possèdent un certain degré de cytotoxicité :

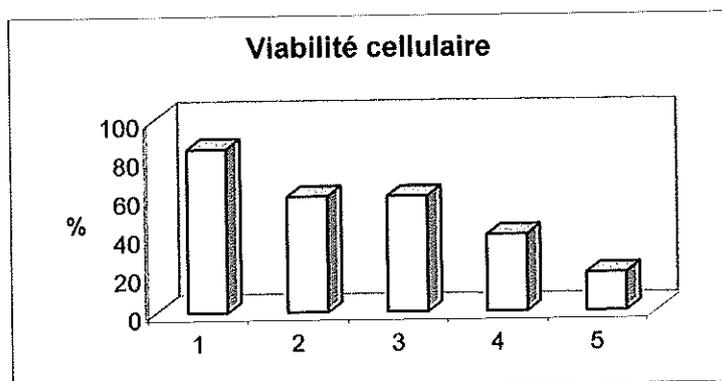


Fig.38 :viabilité cellulaire en fonction du matériau utilisé.
d'après JR Sydiskis et coll (55).

Légende :

- 1 : Permlastic® (polysulfure)
- 2 : Reprosil® (vinyl-siloxane)
- 3 : Surgident® (oxyde de zinc – eugénol)
- 4 : Jeltrate® (hydrocolloïde réversible)
- 5 : Impregum® (polyéther)

En ce qui concerne les polysulfures, la toxicité s'explique par la présence de dioxyde de plomb (PbO₂), relativement irritant pour les tissus mous.

Le potentiel cytotoxique des pâtes ZOE et des polyéthers mis en évidence par le graphique, correspond aux nombreux cas d'allergies rapportés par différents auteurs.

5.1.1. Phénomènes d'allergies liés aux polyéthers.

5.1.1.1. Allergie du patient.

Le potentiel allergique des polyéthers a été décrit de nombreuses fois par différents auteurs. L'Impregum® s'est montré responsable de réactions allergiques parfois sévères.

Cette réaction se traduit par une sensation de brûlure des muqueuses lors de la prise d'empreinte. Par la suite le patient peut développer une stomatite plus ou moins sévère selon les cas qui peut aller jusqu'à une lésion ulcéreuse. Il paraît important de noter que les patients qui développent ce genre de lésions ne sont pas nécessairement considérés comme des patients à risque d'allergies. Le plus souvent, lors de l'interrogatoire rien ne laisse présager l'apparition de telles réactions vis à vis des matériaux de prise d'empreintes.

Pour de nombreux auteurs, l'allergène en cause semble être l'acide sulfonique et ses dérivés contenus dans le catalyseur.

Ainsi, le praticien utilisant des polyéthers doit-il être conscient du potentiel allergique et irritant de ces matériaux. Il doit être d'autant plus vigilant que l'expérience montre que les patients susceptibles de réagir à ces produits sont souvent des patients sans antécédents permettant d'envisager ces effets indésirables.

5.1.1.2. Allergie du praticien.

Kulenkamp (31) décrit des allergies de contact présentées par certains dentistes et assistantes dentaires avec les composants du Scutan® et de l'Impregum®. Des contacts manuels répétés sur une longue période peuvent générer des dermatites allergiques, de type eczéma. Le Scutan® et l'Impregum® contiennent du sulfonate sous des formes similaires, mais pour Kulenkamp, le potentiel allergisant du catalyseur de l'Impregum® serait plus important que celui du Scutan®.

Le port des gants, lors du malaxage ou de la prise d'empreinte, résout le problème et permet de prévenir ce genre d'effets néfastes.

5.1.2. Phénomènes d'allergies liés aux vinylsiloxanes.

Des cas d'allergie de contact après utilisation de Silodent® qui est un matériau silicone, ont été rapportés. La réponse allergique est provoquée là aussi par le catalyseur (43).

5.2. Phénomènes de rétention de matériau.

Des lésions gingivales ont été observées et décrites, à la suite de l'utilisation de polysiloxanes. Il s'agit alors de phénomènes de rétention d'une partie de matériau qui est donc un corps étranger, provoquant une réaction inflammatoire.

Lors d'une prise d'empreinte, le matériau peut se trouver impacté dans le tissu gingival, par pression exercée dans le sulcus. Cette pression sulculaire se fait d'abord par l'utilisation d'un fil rétracteur, et puis par l'injection du matériau light à l'aide de la seringue ou du pistolet mélangeur. Un morceau de matériau peut alors se trouver prisonnier dans les tissus, et être responsable par la suite d'une lésion gingivale. Sivers (53) décrit pour un cas une hypertrophie et une hyperplasie évoquant un granulome pyogène. La lésion doit être traitée chirurgicalement.

Des précautions sont envisageables pour éviter ces complications :

- un positionnement atraumatique du fil sulculaire ;
- un placement contrôlé du matériau fluide ;
- lors de l'examen de l'empreinte, vérifier l'intégrité du matériau ;
- exploration du sulcus à la sonde.

S'il y a eut rétention de matériau, la radiographie peut aider au diagnostic, selon la radio-opacité du matériau utilisé (c'est le cas des polysulfures).

5.3. Conclusion sur la relative toxicité des matériaux à empreintes.

Les phénomènes de réactions allergiques ou inflammatoires, liés à des biomatériaux d'empreinte, sont très rares et restent des cas isolés. Les réactions sont beaucoup plus répandues en ce qui concerne d'autres matériaux, comme les alliages métalliques utilisés en dentisterie restauratrice, ou les amalgames d'argent utilisés en soins conservateurs.

Les matériaux d'empreintes sont néanmoins des produits potentiellement cytotoxiques. Le chirurgien-dentiste doit avoir cette notion présente à l'esprit dans l'exercice de la pratique quotidienne.

6. CONCLUSION.

La connaissance des propriétés fondamentales des matériaux d'empreinte et des multiples paramètres ayant une influence sur la valeur de l'empreinte est indispensable. Face à la multiplicité des produits, de plus en plus performants, actuellement disponibles, le praticien doit rester prudent et choisir avec rigueur les matériaux qu'il utilisera. L'enregistrement de la situation clinique est une étape de la chaîne du traitement prothétique et elle ne peut être réussie qu'en respectant les protocoles et indications spécifiques de chaque matériau.

La mise en œuvre de certains produits est particulièrement aisée, c'est le cas des silicones dont les différentes formes commerciales en facilitent l'emploi, même si le temps de travail parfois court doit impérativement être respecté. Le matériau le plus facile à manipuler semble néanmoins être l'alginate, au protocole préparatoire des plus simples. Certains matériaux plastiques, comme le plâtre ou les pâtes à l'oxyde de zinc, requièrent plus d'expérience et de dextérité ; cela vaut aussi pour les hydrocolloïdes réversibles, dont le protocole est assez complexe. La manipulation des polysulfures peut apparaître difficile, quant au polyéthers, l'usage de malaxeurs automatiques garantit des empreintes de qualité, mais à un coût plus élevé que pour les autres matériaux.

Comme nous l'avons vu, tous les matériaux d'empreinte trouvent leurs indications dans la pratique dentaire actuelle, que ce soient des matériaux anciens comme le plâtre ou des produits plus récents comme les silicones de seconde génération commercialisés depuis environ 30 ans. Il est donc important qu'un praticien utilise plusieurs types de matériaux dans le but de pouvoir répondre aux différentes situations cliniques et aux besoins des patients.

Les alginate paraissent très intéressants, notamment pour les empreintes primaires, et aussi grâce à leur grande simplicité d'emploi. Les silicones, particulièrement ceux réticulant par addition, constituent des matériaux de choix en prothèse fixée ; les polyéthers remplissent

également le cahier des charges en prothèse conjointe, et sont indiqués dans le cadre de l'implantologie. Ces deux élastomères peuvent être utilisés en prothèse amovible, mais on peut leur préférer les polysulfures pour des restaurations sub-totales ou totales. Pour la prothèse complète, le praticien peut encore opter pour les pâtes à l'oxyde de zinc – eugénoI, associées à des compositions thermoplastiques.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.

1. ALLARD Y et VIGUIE G.
Les hydro-alginates.
Rev Odontostomatol 1990;**19**:213-221.

2. APAP M.
Faut-il craquer pour le Pentamix ?
Indépendantaire 2002 ;3 :44-50.

3. ARCHIEN C. et coll.
La prothèse immédiate sous contrôle du patient. Une technique originale.
J Dent Que 2002;**39**:101-108.

4. BALLEYDIER M.
Empreinte en prothèse conjointe à l'aide des alginates de haute définition.
Actual Odontostomatol (Paris) 1995;191:405-426.

5. BEURRIER P et BRAU-ARNAUTY P.
A propos de l'empreinte à l'alginate en prothèse fixée :une technique originale.
Clinic 2002 ;23 :683-693.

6. BLANKENAU RJ, KELSEY WP et CAVEL WT.
A possible allergic response to polyether impression material: a case report.
J Am Dent Assoc 1984;**108**:609-611.

7. BOHIN F.

Le point sur les matériaux d’empreinte.

Inf Dent 2002;4:209-215.

7. BOIS D, ALLARD Y et MALQUARTI G.

Les propriétés fondamentales des produits d’empreinte.

Rev Odontostomatol 1990;19:181-186.

9. BOREL JC, SCHITTLY J et EXBRAYAT J.

Manuel de prothèse partielle amovible. 2^e ed.

Paris : Masson, 1994.

10. BRADEN M.

Centenary year of scientific papers in the British Dental Journal.

Br Dent J 1997 ;182:112-113.

11. BURDAIRON G.

Abrégé de biomatériaux dentaires. 2^e ed.

Paris : Masson, 1990.

12. CAIRE T.

Mise en œuvre des alginates en prothèse fixée.

Synergie Prothétique 2001;3:47-55.

13. CALAMAND P et COLOMB C.

Empreinte globale aux élastomères silicones la wash-technique.

Rev Odontostomatol 1990;19:225-235.

14. CRAIG RG, O'BRIEN WJ et POWERS M.
Dental Materials.
St Louis : Mosby, 1996.

15. DAAS M et POSTAIRE M.
Traitement d'un cas d'hémi-mandibulectomie par une prothèse complète supraradiculaire.
Actual Odontostomatol (Paris) 1998;201:29-37.

16. DECHAUME M et HUARD P.
Histoire illustrée de l'Art dentaire.
Paris : Dacosta, 1977.

17. DEGRANGE M.
Structure, propriétés des élastomères et précision des empreintes.
Actual Odontostomatol (Paris) 1995;191:369-385.

18. DELCROIX P, POSTAIRE M, NASER B et coll.
Polyéthers et empreinte secondaire.
Inf Dent 1994 ;10:829-835.

19. DI FELICE R, SCOTTI R et BELSER UC.
The influence of the mixing technique on the content of voids in two polyether impression materials.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 2002;112:12-16.

20. EID N, CAIRE T et DEGRANGE M.
Adhésion au porte-empreinte et précision des élastomères silicones polycondensés.
Cah Prothèse 1992;77:97-102.

21. FIRTELL DN et KOUMJIAN JH.

Mandibular complete denture impressions with fluid wax or polysulfide rubber : A comparative study.

J Prosthet Dent 1992;**67**:801-804.

22. FISHER AA.

Allergic stomatitis from dental impression compounds.

Cutis 1985;**36**:295-296.

23. GIAOUI L. et LEYDER P.

Utilisation per-opératoire d'un bourrelet occlusal en silicone à appui palatin et ligual en chirurgie orthognatique.

Rev Stomatol Chir Maxillofac 2000;**101**:259-262.

24. GIBERT Y et BLANDIN M.

Technique originale de prise d'empreinte secondaire en prothèse adjointe complète.

Rev Odontostomatol 1991;**19**:9-19.

25. GOMBEAUD F, COLLIN P, COHEN M et coll.

A propos de la prise d'empreintes en prothèse conjointe.

Rev Odontostomatol (Paris) 1994;**23**:257-289.

26. GUILBERT P et ROZANES S.

Actualité des hydrocolloides réversibles.

Actual Odontostomatol (Paris) 1995;**191**:427-442.

27. HANSON O et EKLUND J.

A historical review of hydrocolloids and an investigation of the dimensional accuracy of the new alginates for crown and bridge impressions when using stock trays.

Swed Dent J 1984;**8**:81-95.

28. JARDEL V, RICHARD A et HIRIGOYEN M.
Les empreintes piézographiques.
Cah Prothèse 1992;79:27-35.
29. JOHNSON GH et coll.
Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion.
J Prosthet Dent 1998;79:446-453.
30. KHOURY C et PAPE FW.
Prise d'empreinte et enregistrement occlusal de reconstitutions implanto-portées de grande étendue : une nouvelle approche thérapeutique.
Implantodontie 2001;43:15-23.
31. KULENKAMP D, HAUSEN BM et SCHULZ KH.
Contact allergy caused by new dental impression materials.
Hautarzt 1977;28:353-358.
32. LAIGNEL G et LAVASTINE R.
Histoire générale de la médecine, de la pharmacie, de l'art dentaire et de l'art vétérinaire.
Tome 6.
Paris : Albin Michel, 1977.
33. LEPE X et JOHNSON GH.
Accuracy of polyether and silicone after long-term immersion disinfection.
J Prosthet Dent 1997;78:245-249.

34. LYGRE H.

Prosthetic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature.

Acta Odontol Scand 2002;**60**:1-9.

35. MARTIN P et BIZEUL D.

La vibrospatulation sous vide de l'empreinte à l'alginate et du plâtre de moulage. Etudes méthodologique, apports cliniques.

Cah Prothèse 1988;**64**:37-44.

36. MALQUARTI G et MARTIN J-P.

Les hydrocolloïdes réversibles.

Rev Odontostomatol 1990;**19**:197-209.

37. MILLARD B.

How to make a good impression (crown and bridge).

Br Dent J 2001;**191**:402-405.

38. MULLER M, BOLLA M et GABINSKI A.

Décontamination des empreintes.

Actual Odontostomatol (Paris) 1995;**189**:51-71.

39. NASER B, DAAS M et POSTAIRE M.

L'empreinte alginate-plâtre.

Clinic 1997;**18**:531-533.

40. O'CALLAGHAN MG.

Using diagnostic impressions to evaluate the fit of existing removable prostheses.

J Am Dent Assoc 2001;**132**:1128-1129.

41. OGOLNIK R, PICARD B et DENRY I.
Cahiers de biomatériaux dentaires.
Paris : Masson, 1992.
42. OLIN PS, HOLTAN JR, BREITBACH RS et coll.
The effects of sterilization on addition silicone impressions in custom and stock metal trays.
J Prosthet Dent 1994;71:625-630.
43. OLVETI E et HEGEDUS C.
Contact allergy reactions to Silodent impression material.
Forgorv Sz 1994;87:115-119.
44. PETITJEAN Y.
La wash-technique.
Cah. Prothèse 1988;61:21-33.
45. POSTAIRE M et NASER B.
L'empreinte secondaire aux polyéthers en prothèse adjointe partielle.
Rev Odontostomatol (Paris) 1999;28:113-119.
46. POSTAIRE M et RIGNON-BRET J-M.
L'empreinte mucostatique en prothèse adjointe complète.
Cah Prothèse 1985;49:73-82.
47. RIGNON-BRET JM et RIGNON-BRET C.
Les empreintes mandibulaires chez l'édenté total.
Actual Odontostomatol (Paris) 2001;214:189-206.

48. ROMAGNIOLI M.
De l'hippopotame à la porcelaine.
Inf Dent 1988;4:237-281.
49. RUDD RW et RUDD KD.
A review of 243 errors possible during the fabrication of removable partial denture: Part I.
J Prosthet Dent 2001;86:251-261.
50. SCHOENDORFF R, ALLEGRE P, EDOUARD G et coll.
Quatre méthodes d'empreinte primaire en prothèse adjointe totale.
Rev Odontostomatol (Paris) 1991;20:21-31.
51. SHAPIRO N.
Severe gingival damage after polysiloxane impression procedures.
J Periodontol 1988;59:769-771.
52. SHILLINGBURG HT.
Bases fondamentales en prothèse fixée.
Paris : CdP, 1996.
53. SIVERS J E et JOHNSON G K.
Adverse soft tissue response to impression procedures : report of case.
J Am Dent Assoc 1988;116:58-60.
54. STARCKE EN.
A historical review of complete denture impression materials.
J Am Dent Assoc 1975;91:1037-1041.

55. SYDISKIS R J et GERHERDT D E.

Cytotoxicity of impression materials.

J Prosthet Dent 1993;**69**:431-435.

56. WEE AG.

Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions.

J Prosthet Dent 2000;**83**:323-330.

CHARDON (Etienne).- Les matériaux d'empreinte.- 132 f., ill., graph.,
tabl., 30 cm.- (Thèse : 3^{ème} cycle : Sci. Odontol. ; Nantes ; 2003).
N°43 16 03

De tout temps, la restauration prothétique dentaire a été une préoccupation, et du Moyen-âge à nos jours les techniques ont évolué pour tendre vers une reproduction correcte des surfaces. Les matériaux d'empreinte, plastiques ou élastiques, sont étudiés et leurs caractéristiques analysées. Leurs propriétés et leurs indications différentes permettent de les comparer et d'en optimiser l'usage en ciblant leur emploi. Enfin, notons que de rares phénomènes d'allergies et de toxicité peuvent être observés dans certains cas.

Rubrique de classement : Matériaux

Mots clés : Histoire de l'empreinte dentaire
Matériaux
Hydrocolloïdes
Elastomères

MeSH : History of dental impression
Materials
Hydrocolloids
Elastomers

JURY :
Président : M. le Professeur Bernard GIUMELLI
Assesseur : M. le Professeur Luc HAMEL
Assesseur : Mlle le Docteur Brigitte PERON
Directeur : M. le Docteur Henri LOGET

Adresse de l'auteur : Etienne CHARDON
9 rue Fourcroy
44000 Nantes