



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE NANCY-METZ
UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2013

N°6096

THESE

Pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Par

François KANNENGIESSER

Né le 29 Avril 1986 à METZ (57)

**Le Modèle de Travail en Prothèse Fixée :
Concepts et Préceptes**

Présentée et soutenue publiquement le 16 avril 2013

Examineurs de la thèse :

Monsieur J-P. LOUIS
Monsieur P. DE MARCH
Monsieur C. ARCHIEN
Madame P. CORNE

Professeur des Universités
Maître de Conférences
Maître de Conférences
Assistant Hospitalier Universitaire

Président
Juge
Juge
Juge

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI – Pr Francis JANOT - Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mme Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques JAGER Stéphanie JULHIEN-COSTER Charlotte LUCAS Cécile	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle M.	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> GEORGE Olivier BLAISE Claire EGLOFF Benoît	Professeur des Universités* Maître de Conf. Associé Assistante Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. M.	<u>CLEMENT Céline</u> JANOT Francis CAMELOT Frédéric	Maître de Conférences* Professeur Contractuel Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle M.	<u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine MILLER Neal PENAUD Jacques BÖLÖNI Eszter JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistante Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. M. Mme M.	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BAPTISTA Augusto-André CURIEN Rémi GUILLET-THIBAUT Julie MASCHINO François	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante* Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	<u>WESTPHAL Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences* Professeur des Universités* Assistant Associé
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. Mlle M.	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe MORTIER Eric BALHAZARD Rémy PECHOUX Sophie VINCENT Marin	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant* Assistante Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. Mlle Mlle M. M. M. Mme	<u>DE MARCH Pascal</u> LOUIS Jean-Paul ARCHIEN Claude SCHOUVER Jacques CORNE Pascale CORROY Anne-Sophie LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles RIFFAULT-EGUETHER Amélie	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Assistante Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. M.	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Associé

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ou improbation.*

REMERCIEMENTS

A NOTRE PRESIDENT DU JURY

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Officier des Palmes Académiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités- Praticien Hospitalier

Président Honoraire et Secrétaire perpétuel de l'Académie Nationale de
Chirurgie-Dentaire

Membre de l'Académie Lorraine des sciences

Sous-section : Prothèse

***Vous nous faites le grand honneur d'accepter
la présidence de notre thèse.***

***Nous garderons en mémoire le souvenir de la
qualité de votre enseignement clinique et
théorique, si précieux.***

***Nous nous rappellerons aussi de vos qualités
humaines et pédagogiques exceptionnelles.***

***Veillez trouver dans ce travail le témoignage
de notre profond respect et de notre gratitude.***

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Claude ARCHIEN

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy I

Habilité à diriger des Recherches

Maitre de Conférences des Universités- Praticien Hospitalier

Sous section : Prothèses

Vous nous faites l'honneur d'accepter de faire partie de notre jury de thèse.

Merci de l'intérêt que vous avez porté à notre travail, dès ses débuts.

Nous garderons le souvenir de votre disponibilité et de votre gentillesse.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de notre respect et de notre reconnaissance.

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Pascal DE MARCH

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy I

Maitre de Conférence des Universités- Praticien Hospitalier

Responsable de la sous section : Prothèses

Nous vous remercions infiniment d'avoir dirigé cette thèse.

C'est pour nous un grand honneur de vous avoir comme directeur de thèse et membre du jury.

Nous garderons à l'esprit votre précieux enseignement qui a éveillé notre intérêt pour l'art dentaire et notamment l'art de la réhabilitation prothétique.

Vos qualités pédagogiques et cliniques n'ont d'égales que votre justesse et votre gentillesse.

Nous vous témoignons au travers ce travail notre profond respect et notre admiration.

A NOTRE JUGE

Madame le Docteur Pascale CORNE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistante Hospitalier Universitaire
Sous-section : Prothèses

*C'est un plaisir et un honneur que votre
première thèse en tant que juge soit la
nôtre.*

*Je vous souhaite sincèrement que ça ne soit
pas la dernière.*

LE MODELE DE TRAVAIL
EN PROTHESE FIXEE :
CONCEPTS ET PRECEPTES

SOMMAIRE

1. <u>TRAITEMENT DE L'EMPREINTE</u>	19
1.1. Les matériaux de coulée	20
1.1.1. Généralités	20
1.1.1.1. Traitement préalable de l'empreinte	21
1.1.1.1.1. Désinfection	21
1.1.1.1.2. Traitement favorisant la coulée.....	22
1.1.2. Les matériaux de réplique.....	23
1.1.2.1. Les plâtres	23
1.1.2.2. Les résines.....	28
1.1.2.2.1. Composition et définition.....	28
1.1.2.2.2. Réaction de prise ; la polymérisation.....	29
1.1.2.2.2.1. Les étapes de polymérisation	30
1.1.2.2.3. Les différentes résines.....	31
1.1.2.2.3.1. Les résines Epoxy.....	31
1.1.2.2.3.2. Les résines Polyuréthanes.....	32
1.1.3. Cahier des charges des matériaux de réplique	34
1.1.3.1. Les propriétés essentielles.....	35
1.1.3.1.1. Précision dimensionnelle	35
1.1.3.1.2. Capacité de reproduction des détails.....	35
1.1.3.1.3. Résistance à l'abrasion	36
1.1.3.1.4. Dureté de surface.....	36
1.1.3.2. Les propriétés utiles.....	36
1.1.3.2.1. Facilité de manipulation, rapidité de préparation	36
1.1.3.2.2. Absence de nuisance	37
1.1.3.2.3. Compatibilité avec les matériaux d'empreinte	37
1.1.3.2.4. Influence de la couleur	37
1.2. Propriétés et caractéristiques des matériaux de réplique	38
1.2.1. Les plâtres	38
1.2.1.1. Propriétés essentielles des plâtres	38
1.2.1.1.1. Précision dimensionnelle	38
1.2.1.1.2. Capacité de reproduction des détails.....	42
1.2.1.1.3. Résistance à l'abrasion	43
1.2.1.1.4. Dureté de surface.....	45
1.2.1.1.5. Autres propriétés mécaniques.....	46
1.2.1.2. Propriétés utiles des plâtres.....	47
1.2.1.2.1. Facilité de manipulation, rapidité de préparation	47
1.2.1.2.2. Absence de nuisance	48
1.2.1.2.3. Compatibilité avec les matériaux d'empreinte	48
1.2.1.2.4. Influence de la couleur	48
1.1.1.1.3. Résumé des propriétés des plâtres durs « équilibrés »	49

1.2.2.	Les résines.....	50
1.2.2.1.	Propriétés essentielles des résines.....	50
1.2.2.1.1.	Précision dimensionnelle.....	50
1.2.2.1.2.	Capacité de reproduction des détails.....	52
1.2.2.1.3.	Résistance à l'abrasion, Dureté de surface	52
1.2.2.2.	Propriétés utiles des résines	55
1.2.2.2.1.	Facilité de manipulation, rapidité de préparation	55
1.2.2.2.2.	Absence de nuisance	55
1.2.2.2.3.	Compatibilité avec les matériaux d'empreinte	56
1.2.2.2.4.	Influence de la couleur	56
1.2.2.3.	Résumé des propriétés des résines.....	57
1.3.	Tableau de synthèse comparative.....	58
1.4.	Traitement par coulée de plâtre	59
1.4.1.	Technique spécifique	59
1.4.1.1.	Aménagement de l'empreinte.....	59
1.4.1.2.	Mélange du plâtre	60
1.4.1.3.	Malaxage du plâtre: mécanique, manuel.....	61
1.4.1.4.	Remplissage de l'empreinte : vibration, centrifugation	64
1.4.1.5.	Démoulage de l'empreinte	67
1.5.	Traitement par coulée de résine.....	67
1.5.1.	Technique spécifique	67
1.5.1.1.	Aménagement de l'empreinte.....	67
1.5.1.2.	Mélange de la résine.....	68
1.5.1.3.	Malaxage de la résine.....	69
1.5.1.4.	Remplissage de l'empreinte.....	69
1.5.1.5.	Polymérisation de la résine	69
1.5.1.6.	Démoulage de l'empreinte	70
2.	REALISATION DU MODELE POSITIF.....	71
2.1.	Définition, Objectifs	72
2.2.	Qualités requises du modèle positif	73
2.2.1.	Choix du matériau de réplique.....	73
2.2.2.	Précision	73
2.2.3.	Résistance mécanique à l'usure, Solidité	74
2.2.4.	Propreté, esthétique	74
2.3.	Traitement général du modèle	75
2.3.1.	Analyse critique de l'empreinte.....	75
2.3.2.	Démoulage : modifications dimensionnelles	77
2.3.3.	Traitement préalable au fractionnement du modèle	78
2.3.4.	Soclage du modèle	82
2.3.5.	Equilibration	86
2.3.5.1.	Généralités	86
2.3.5.2.	Mode opératoire	87

2.4.	Fractionnement du modèle positif.....	90
2.4.1.	Définition.....	90
2.4.2.	Le fractionnement de première conception ;	91
2.4.2.1.	Principe.....	91
2.4.2.2.	Matériel.....	91
2.4.2.3.	Indications.....	94
2.4.3.	Le fractionnement de deuxième conception.....	95
2.4.3.1.	Matériel.....	95
2.4.3.2.	Principe général.....	95
2.4.3.3.	Avantages/Inconvénients.....	98
2.4.3.4.	Indications.....	98
2.4.4.	Les Modèles Positifs Unitaires ; M.P.U.....	98
2.4.4.1.	Généralités	98
2.4.4.2.	Caractéristiques requises	99
2.4.4.3.	Traitement des M.P.U ;	100
2.4.4.3.1.	Détournage, Grattage, Marquage.....	101
2.4.4.3.2.	Application de l'espaceur	105
2.4.4.3.3.	Restitution de la fibro-muqueuse.....	106
2.4.4.3.4.	Analyse critique sur le traitement des M.P.U.....	110
2.4.4.3.4.1.	Suppression des tissus gingivaux.....	110
2.4.4.3.4.1.	Modifications dimensionnelles	113
3.	<u>LES DISPOSITIFS D'ELABORATION DES MODELES DE TRAVAIL</u>	115
3.1.	Introduction.....	116
3.2.	Critères de sélection du dispositif.....	117
3.2.1.	Simplicité, Rapidité	117
3.2.2.	Précision dimensionnelle	118
3.2.3.	Reproductibilité, Fiabilité.....	119
3.2.4.	Stabilité, déformabilité, usure de manipulation.....	119
3.2.5.	Soclage du modèle.....	121
3.2.6.	Mise en articulateur	121
3.3.	Dispositifs basés sur le fractionnement de deuxième conception ;	123
3.3.1.	Dispositifs par forage du modèle positif pour la réalisation de M.P.U à pins.....	123
3.3.1.1.	Système PINDEX.....	123
3.3.1.1.1.	Principe, matériel	123
3.3.1.1.2.	Mise en œuvre	124
3.3.1.1.3.	Avantages/inconvénients	128
3.3.1.2.	Système SPLITFIX	129
3.3.1.2.1.	Principe, Matériel.....	129
3.3.1.2.2.	Mise en œuvre	130
3.3.1.2.3.	Avantages/Inconvénients	133

3.3.1.3.	Système ZEISER	134
3.3.1.3.1.	Principe, Matériel.....	134
3.3.1.3.2.	Mise en œuvre.....	135
3.3.1.3.3.	Avantages/Inconvénients	137
3.3.1.4.	Système KIEFER.....	138
3.3.1.4.1.	Principe, Matériel.....	138
3.3.1.4.2.	Mise en œuvre.....	139
3.3.1.4.3.	Avantages/Inconvénients	140
3.3.2.	Dispositifs à emboilage du modèle positif pour la remise en place des M.P.U sans pins	141
3.3.2.1.	Système MODEL-TRAY	141
3.3.2.1.1.	Principe, Matériel.....	141
3.3.2.1.2.	Mise en œuvre.....	142
3.3.2.1.3.	Avantages/Inconvénients	146
3.3.2.2.	Système ACCUTRAC	147
3.3.2.2.1.	Principe, Matériel.....	147
3.3.2.2.2.	Mise en œuvre.....	148
3.3.2.2.3.	Avantages/Inconvénients	150
3.3.2.3.	Système ARCADENTAL.....	151
3.3.2.3.1.	Principe, Matériel.....	151
3.3.2.3.2.	Mise en œuvre.....	152
3.3.2.3.3.	Avantages/Inconvénients	155
3.3.2.4.	Système DI-LOK	156
3.3.2.4.1.	Principe, Matériel.....	156
3.3.2.4.2.	Mise en œuvre.....	157
3.3.2.4.3.	Avantages/Inconvénients	160
3.4.	Techniques basées sur le fractionnement de première conception.....	161
3.4.1.	Le modèle de travail à fausses racines.....	161
3.4.1.1.	Principe, Matériel	161
3.4.1.2.	Mise en œuvre.....	162
3.4.1.3.	Avantages/Inconvénients.....	164
3.4.2.	Le modèle de travail à Dowel-Pins	165
3.4.2.1.	Principe, Matériel	165
3.4.2.2.	Mise en œuvre.....	165
3.4.2.3.	Avantages/Inconvénients.....	168
3.5.	Autres modèles de travail	169
3.5.1.	Le modèle de travail à carottes amovibles.....	169
3.5.1.1.	Généralités	169
3.5.1.2.	Mise en œuvre.....	170
3.5.1.3.	Avantages /Inconvénients.....	178
3.5.2.	Les modèles de travail en prothèse supra-implantaire.....	180
3.5.2.1.	Généralités	180

3.5.2.2.	Réalisation du modèle de travail	181
3.5.2.2.1.	Les empreintes réalisées en prothèse supra-implantaire	181
3.5.2.2.1.	Les différents modèles de travail en prothèse supra-implantaire	182
3.5.2.2.2.	Confection des différents modèles	183
3.5.2.2.2.1.	Le maitre modèle en plâtre	183
3.5.2.2.2.2.	Le modèle à fausse gencive	183
3.5.2.2.2.3.	Le modèle à carotte amovible	184
3.5.2.3.	Défauts du modèle de travail associés à la prothèse supra-implantaire.....	186
3.5.2.3.1.	Défauts de positionnement des transferts d'implants	186
3.5.2.3.2.	Défauts de restitution de la fibro-muqueuse	187
3.5.2.4.	Techniques de validation du modèle de travail	188
3.5.2.5.	Conclusion	190
4.	MODELE DE TRAVAIL NUMERIQUE	191
4.1.	Généralités.....	192
4.2.	L'empreinte Optique ; techniques d'acquisition	192
4.2.1.	Echantillonnage par triangulation.....	193
4.2.2.	Temps de vol	197
4.2.3.	Focalisation/De-focalisation.....	198
4.3.	Modèle de travail numérique	199
4.3.1.	Définition	199
4.3.2.	Traitement du modèle numérique	200
4.3.2.1.	Intérêt et fonction du traitement informatique	200
4.3.2.2.	Validation du modèle de travail numérique	200
4.3.2.3.	Détermination des limites de préparation et de fractionnement	201
4.3.2.4.	Analyse de l'occlusion	203
4.3.2.5.	Autres fonctions	206
4.3.2.6.	Transfert et partage du modèle	206
4.3.2.7.	Fractionnement du modèle numérique.....	210
4.3.3.	Matérialisation du modèle de travail numérique	212
4.3.3.1.	Généralités	212
4.3.3.2.	Techniques additives	213
4.3.3.2.1.	Stéréo-lithographie additive : S.L.A.	213
4.3.3.2.1.1.	Mode de fonctionnement.....	213
4.3.3.2.2.	Impression couche par couche	217
4.3.3.2.2.1.	Mode de fonctionnement.....	217
4.3.3.3.	Techniques soustractives	220
4.4.	Conclusion	222

INTRODUCTION

La réalisation du modèle de travail, dans le cadre de l'élaboration de prothèses fixées en technique indirecte, est en soi une étape charnière de communication entre clinicien et technicien de laboratoire dentaire.

En effet, le maître modèle, ou modèle positif de travail doit renseigner de la réalité clinique du cas prothétique envisagé le plus fidèlement possible, puisqu'il concourt directement à la conception laboratoire des éléments prothétiques fixés, artifices mécaniques qui devront s'intégrer au sein de structures biologiques sans les altérer.

Ce modèle est ainsi le support des informations que le clinicien devra fournir à son prothésiste à la suite d'un travail rigoureux de préparation prothétique et de prise d'empreinte, étapes que nous n'aborderons pas dans le cadre de ce travail.

Ces informations doivent être aussi précises que complètes et tendent à renseigner sur ;

La morphologie des préparations dentaires et leur rapport entre elles ainsi qu'avec les dents présentes, antagonistes et adjacentes,

Le rapport des préparations et du parodonte marginal voire de la fibro-muqueuse dans le cas d'intermédiaire de bridge.

Dans la continuité de la précision que recherche le clinicien au travers des étapes cliniques, qui sont le lieu d'erreurs largement imputables au résultat prothétique final, le prothésiste dentaire devra adapter sa technique de réalisation des modèles de travail au travers des différents dispositifs, instruments et matériaux proposés dans le commerce.

Le maître modèle servant alors au transfert des informations comme nous l'avons dit mais étant aussi le lieu physique de conception des éléments prothétiques, le forçant ainsi à remplir certains critères essentiels comme la précision, la stabilité, la résistance à l'usure...

Notre intention dans ce travail est de présenter les étapes de réalisation du modèle de travail -souvent méconnues des cliniciens-, depuis le traitement de l'empreinte, de sa coulée, du traitement de la réplique obtenue jusqu'à son fractionnement et le traitement des modèles positifs unitaires obtenus.

Ainsi, nous aborderons d'abord l'étude des matériaux de réplique utilisés pour la coulée des empreintes.

En nous appuyant sur des rappels fondamentaux sur les propriétés de ces matériaux, nous verrons les modalités d'utilisation de ces derniers, leur comportement physico-chimique ainsi que le degré et la nature de leur interaction réciproque avec les matériaux à empreintes.

Nous aborderons ensuite les qualités requises du modèle de travail ainsi que les étapes de traitement du modèle positif monolithique avant son fractionnement.

Ceci nous amènera à étudier les différents concepts de fractionnement du modèle et les dispositifs proposés par les fabricants reposant sur ces concepts.

Le choix de ces systèmes de préparation revêt en effet une importance toute particulière à nos yeux : au-delà des affinités propres à chacun pour tel ou tel système, nous verrons que ce choix peut engager toute la précision de la chaîne prothétique.

Pour cette raison nous présenterons les systèmes de préparation de modèles de travail à modèles positifs unitaires.

Les systèmes étudiés étant les plus représentatifs de ceux utilisés en laboratoire de prothèse ; ils sont aussi complets et proposent une solution cohérente pour les M.P.U et les socles.

Nous proposons aussi d'étudier la place qu'occupe l'acquisition par empreinte optique des préparations prothétiques cliniques et l'obtention des modèles de travail numériques qui en découlent.

Ces modèles de travail numériques -donc dématérialisés- sont en effet de plus en plus utilisés et tendent à remplacer les modèles physiques ; nous verrons comment et pourquoi.

Enfin, en regard de tous les concepts et théorie développés, nous conduirons la dernière partie de ce travail à l'application clinique et préceptuelle de l'usage de ces modèles de travail face aux différents cas de réhabilitation prothétiques rencontrés.

1. TRAITEMENT DE L'EMPREINTE

L’empreinte des préparations en prothèse fixée est la pierre angulaire entre le travail de préparation réalisé en clinique et l’élaboration de la prothèse d’usage au laboratoire. C’est l’étape de communication la plus essentielle puisqu’elle concourt à transférer au prothésiste l’enregistrement de la topographie exacte de tous les éléments nécessaires à la réalisation prothétique.

De la qualité de l’empreinte dépend donc la fidélité du modèle de travail sur lequel sont ajustés les éléments prothétiques devant répondre *in fine* aux critères d’intégration biofonctionnelle requis.

De ce fait même, cette étape marque un « point de non-retour » entre les stades de préparation des éléments supports et les étapes de réalisation au laboratoire des éléments d’usage. (DE MARCH, 2009 (7)).

1.1. Les matériaux de coulée

1.1.1. Généralités

L’un des objectifs de la prothèse fixée est l’adaptation exacte de l’élément prothétique sur la préparation clinique et la sphère buccale dans sa globalité.

Les marges d’erreur sont idéalement réduites par le choix de matériaux adaptés et la mise en oeuvre de protocoles stricts lors de la prise d’empreinte clinique, la coulée et l’élaboration du modèle de travail.

Ainsi, les variations dimensionnelles peuvent être négligeables.

Les travaux entrepris à ce sujet ont pu mettre en évidence que si toutes les phases clinique et laboratoire sont conduites avec le maximum de rigueur, la précision d’ajustage des pièces prothétiques est de 20 à 30 Microns.

Par ailleurs, il est avéré qu’une pièce prothétique coulée ne peut s’adapter sur les préparations que si la tolérance d’adaptation se situe entre 50 et 80 microns.

Dans tous les cas, la tolérance devra être inférieure à 100 microns.

(LECERF et LEPAN, 2005 (31)).

Cette précision ne se retrouve qu'au travers d'une fidélité quasi-parfaite de l'empreinte avec les préparations, des préparations avec le modèle de travail, du modèle avec les éléments prothétiques et donc enfin des éléments prothétiques avec les préparations cliniques.

En effet, l'empreinte clinique des préparations prothétiques destinées à recevoir les prothèses fixées doit répondre à des techniques et des matériaux qui favoriseront sa fidélité dimensionnelle, sa stabilité durant son traitement et notamment sa coulée.

A posteriori, l'empreinte sera le siège de manipulations diverses comme son rinçage, sa désinfection, son aménagement, sa coulée et son démoulage.

Durant ces phases de manipulation, il est important d'éviter tout risque d'altération qui pourrait influencer le résultat prothétique final.

Ceci repose sur analyse rigoureuse de la compatibilité des matériaux de désinfection et des matériaux de réplique avec les matériaux et les techniques réalisées pour la prise d'empreinte.

1.1.1.1. *Traitement préalable de l'empreinte*

1.1.1.1.1. Désinfection

Toute empreinte doit être désinfectée avant son transfert au laboratoire et dans le meilleur délai après sa prise.

Ceci afin d'éliminer les micro-organismes présents à la surface du matériau.

En l'absence de désinfection on a relevé la présence de micro-organismes à la surface du modèle coulé pouvant ainsi donner lieu à des contaminations croisées, phénomène largement établi. (BENBELAID, 2005 (10)).

On observe immédiatement après la prise d'empreinte un rinçage à l'eau qui élimine, selon certains auteurs, les mucosités, la plaque bactérienne, les débris salivaires et sanguins.

Pour d'autres auteurs, repris dans le cadre des recommandations (A.D.F 9610-15), il est utile d'utiliser des solutions désinfectantes, avec des concentrations et des temps d'action variables, possédant ainsi une aptitude à inactiver les souches bactériennes et /ou virales.

Si certaines études s'orientent vers la désinfection des matériaux d'empreinte et d'autres vers la désinfection des matériaux de réplique, leur objectif commun réside en

la recherche du meilleur compromis entre la conservation des qualités physico-chimiques de ces matériaux d'une part, et l'inactivation bactérienne et virale d'autre part.

Nous retiendrons que le choix d'un protocole approprié de décontamination est directement lié au choix du matériau à empreinte et qu'il doit être observé de manière rigoureuse garantissant alors efficacité et conservation des propriétés de l'empreinte.

Idéalement, il est fait part de ce protocole aux techniciens de laboratoire afin qu'il ne soit pas répété inutilement.

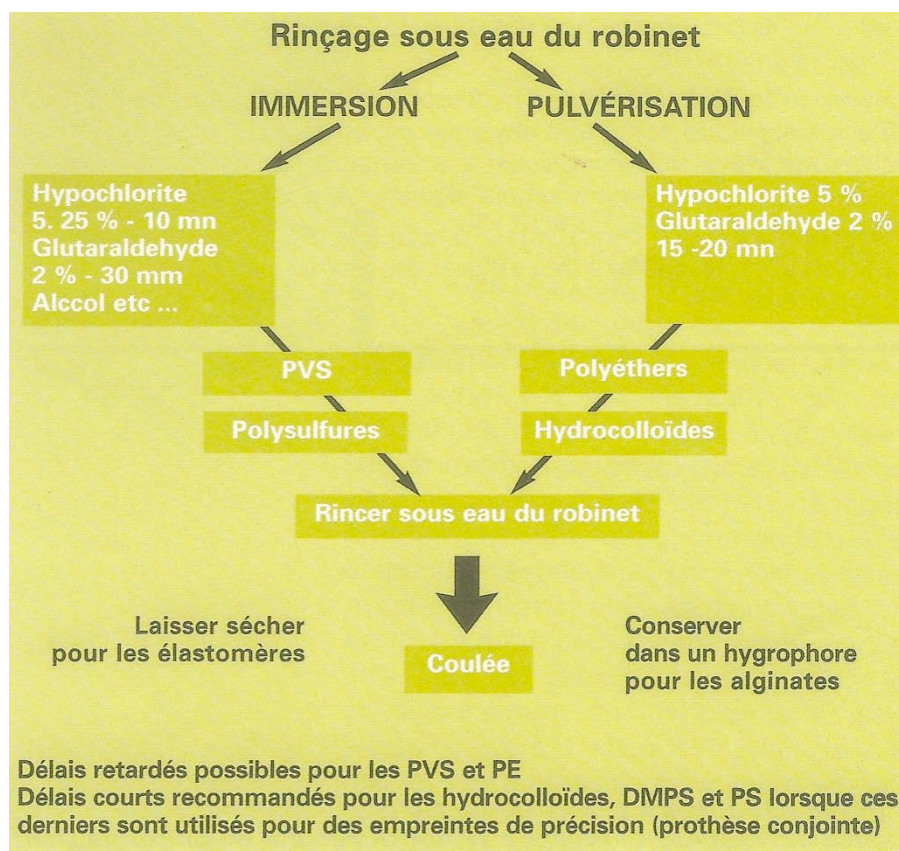


Figure 1: Protocole de désinfection des empreintes. (10)

1.1.1.1.2. Traitement favorisant la coulée

L'empreinte parvient au laboratoire propre et décontaminée, un traitement favorisant sa coulée peut être réalisé.

En soi, le rinçage physique et la décontamination conduisent à un meilleur étalement du matériau de réplique, mais de l'eau distillée, un agent mouillant ou des agents hypotenseurs spécifiques peuvent être utilisés tels que du « Xynon, TensioMuc ».

L'eau distillée utilisée comme agent de rinçage assure un meilleur transport du plâtre dans toutes les régions de l'empreinte par augmentation de la mouillabilité de surface.

Les agents hypotenseurs et mouillants permettent d'atténuer la tension superficielle et d'augmenter la mouillabilité, on observe alors un meilleur étalement du matériau de réplique améliorant ainsi la reproduction des détails de surface.

1.1.2. Les matériaux de réplique

1.1.2.1. Les plâtres

Les plâtres dentaires sont des produits issus du gypse. Ce minéral naturel tel qu'il est utilisé en odontologie est un sulfate de calcium bi-hydraté de formule $(\text{CaSO}_4)_2 \text{H}_2\text{O}$.

C'est le sulfate naturel le plus commun et le plus largement distribué dans la nature.

Il se présente en masses spathiques ou en agrégats cristallins à très gros grains dans la variété sélénite ; en masses granulaires saccharoïdes parfois compactes et translucides dans la variété d'albâtre gypseux ou fibreuses dans la variété séricolite. C'est un minéral d'évaporation qui se retrouve donc souvent à la base de gisements salins.

En France, le gypse se retrouve dans les argiles tertiaires du Bassin Parisien et dans les formations triasiques des Landes et des Pyrénées.

Le plâtre à usage dentaire est préparé à partir de gypse naturel compact monocristallin après concassage et par chauffage à une température peu élevée de 107 à 130° Celsius.

Ce traitement d'évaporation tend à lui enlever une partie de l'eau de cristallisation.

En augmentant la température cette eau s'évapore totalement et les produits suivants apparaissent ;

-Hémihydrate ou semi-hydrate :	$\text{CaSO}_4 \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$	à 107°-130°C
-Anhydrite soluble	: CaSO_4	à 150°C

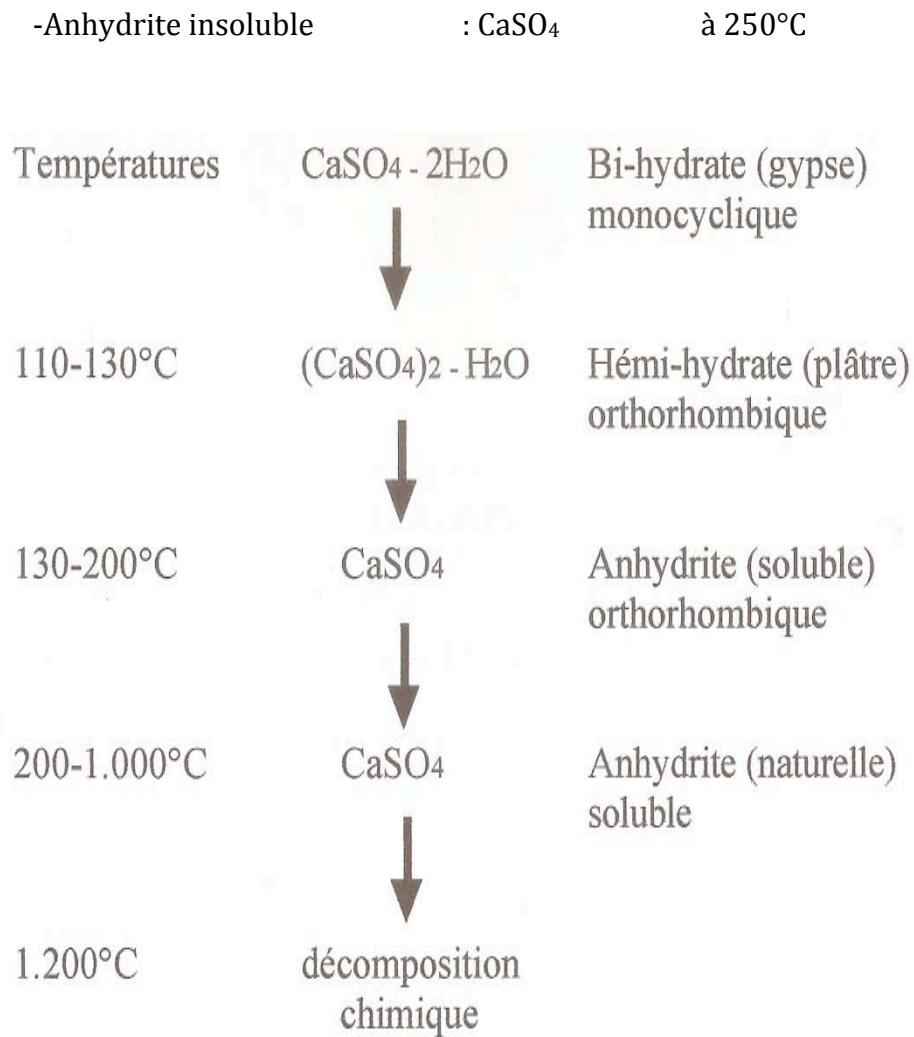


Figure 2: Evolution du plâtre sous l'effet de la température. (11)

Selon les méthodes de cuisson utilisées on obtient deux formes allotropiques d'hémihydrate, alpha et beta, différentes par la forme, la dimension et la régularité des particules.

De la cuisson à l'air libre à la température indiquée il résulte un hémihydrate beta qui donne le plâtre de Paris et de la cuisson en autoclave sous pression de vapeur, il résulte un hémihydrate alpha qui est le principal constituant des plâtres-pierre.

Le produit de moulage est obtenu en réhydratant les particules par malaxage de la poudre de plâtre avec de l'eau ; il en résulte une réaction exothermique dont les différentes étapes sont :

- phase de suspension, mélange fluide,
- dissolution de l'hémihydrate formant une solution de sulfate de calcium saturée,
- cristallisation et durcissement.

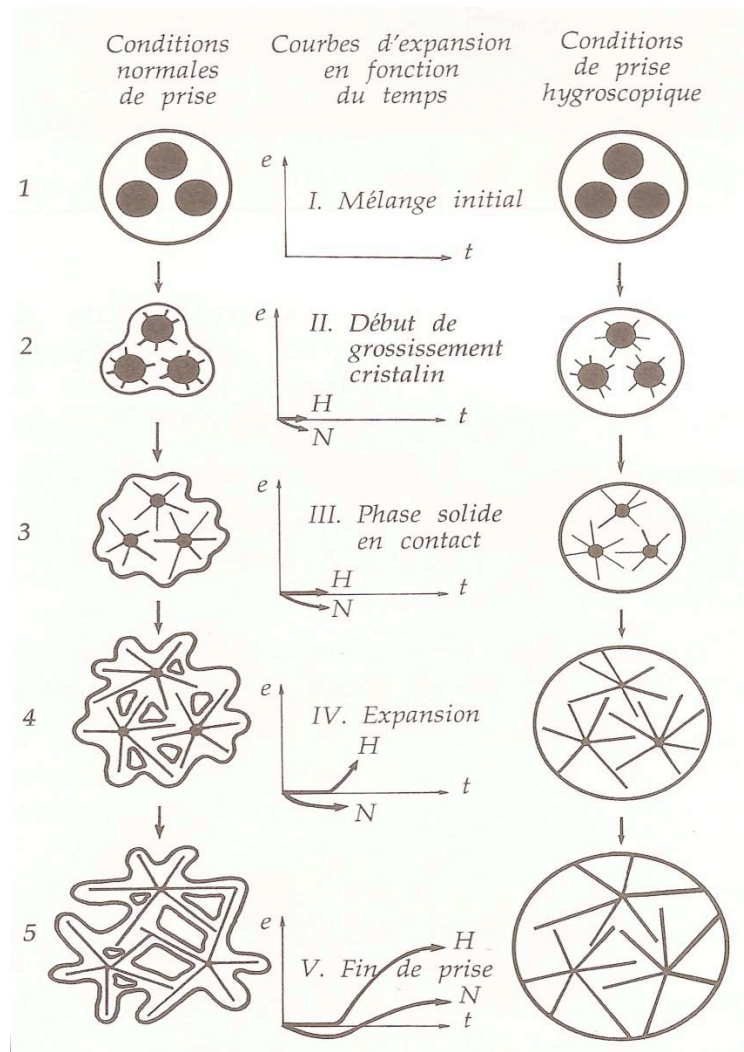


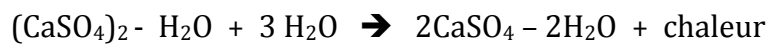
Figure 3: Représentation schématique de la prise du plâtre ; (11)

e= expansion

N= normale

H=hygroscopique

Réaction de prise :



Sur la base des normes internationales ISO/FDIS (E) 6873 de 1997, les plâtres sont classés ainsi :

- Type I : Plâtre pour empreintes dit « tendre »
- Type II : Plâtre pour modèles
- Type III : Plâtre dur pour modèles
- Type IV : Plâtre extra dur, à dureté élevée et faible expansion

- Type V : Plâtre extra dur, à dureté élevée et haute expansion

Indications :

- Le plâtre à empreinte, ou **type I**, est utilisé pour enregistrer de manière statique, lors de l'empreinte primaire, les surfaces muqueuses de l'édenté total. Son constituant principal est l'hémihydrate bêta. Le rapport eau/poudre élevé des plâtres à empreinte (60-70% en poids) permet de réduire leur expansion de prise (< 0,1%) et de conserver une élévation thermique compatible avec leur utilisation en bouche. Les faibles propriétés mécaniques du matériau peuvent entraîner sa fracture, sans conséquence clinique le plus souvent. Ce type de plâtres peut être utilisé pour la coulée d'empreintes d'étude ou d'arcades antagonistes mais reste mieux indiqué pour les montages en articulateur.
- Le plâtre de **type II** est un plâtre utilisé pour la réalisation de modèles d'étude éventuellement destinés à être monté en articulateur, sans grande précision. Il sert aussi à la réalisation de mouffles dans la réalisation de prothèses amovibles complètes.
Il peut aussi être envisagé pour la réalisation de clés de contrôle en plâtre notamment en implantologie dentaire.
- Le plâtre de **type III** dont le constituant principal est l'hémihydrate alpha trouve les mêmes indications que les deux types précédents et son utilisation montre des modèles d'une meilleure résistance à la compression et à l'abrasion.
- Le plâtre de **type IV** est un plâtre qui présente une très bonne résistance à l'abrasion et à la compression ; l'hémihydrate alpha le constituant lui confère de meilleures propriétés physico-chimiques orientant son utilisation vers la confection de modèles de travail en prothèse scellée ou mixte. Ce plâtre nécessite une quantité minimale d'eau pour le mélange et après la prise ils sont parmi les plâtres les plus denses, les plus résistants et les moins expansifs.
- Le plâtre de **type V** est aussi un plâtre extra dur, mais dont l'expansion de prise est plus élevée.

L'objet de notre travail nous oriente plus spécifiquement vers l'étude des plâtres pierre (extra-durs, type IV) car présentant, nous le verrons, de meilleures propriétés. Ceux-ci nécessitent moins d'eau pour leur malaxage que les plâtres ordinaires en raison du volume plus important des particules cristallines.

La grosseur de ces cristaux peut être notamment augmentée durant la cuisson par incorporation de produits chimiques comme le succinate de sodium à 0,5 % mais aussi par variation du temps de cuisson du gypse et de son concassage.

De la même manière, certains procédés industriels de production synthétiques de sulfate de calcium conduisent à l'obtention d'un gypse synthétique d'une pureté bien supérieure à celle des gypses naturels, lesquels contiennent toujours quelques impuretés à doses infinitésimales.

Ces impuretés, même à très faible dose, ont une influence sur la texture cristalline du sulfate de calcium ainsi que sur le processus d'hydratation et de durcissement du plâtre. Le plâtre conserve alors la mémoire du gypse qui lui a donné naissance.

Cependant, rester maître de la texture cristalline que l'on souhaite obtenir est une opération industrielle longue, fastidieuse et onéreuse.

On conçoit alors que les sources de production de véritable plâtre synthétique soient rares.

Les plâtres extra durs de type IV utilisés dans la confection de modèles de travail sont le plus souvent des plâtres synthétiques avec des additifs partiellement naturels (« GC FujiRock EP » et « BaseStone ») ou semi synthétique avec plâtre naturel (« GoldenBrown »).

1.1.2.2. Les résines

1.1.2.2.1. Composition et définition

Une classification des matériaux réalisée par GERL et Coll. en 1997 (24), positionne les résines dans la famille des **polymères organiques**.

Dans leur usage courant en art dentaire, elles sont utilisées mélangées à des éléments issus d'autres familles créant ainsi une nouvelle famille de matériaux ; les composites.

Les résines en général se composent de plusieurs constituants, en plus des monomères et des polymères nous pouvons trouver des charges, des plastifiants, des stabilisants et des lubrifiants ;

-**Les charges** vont améliorer les propriétés mécaniques des résines ; notamment augmenter la résistance à l'abrasion et la rigidité, et diminuer les variations dimensionnelles liées à la contraction de prise.

-**Les plastifiants** permettent d'augmenter la plasticité des résines, ils facilitent l'écoulement et donc leur utilisation dans les moulages de réplique.

SKINNER E. et PHILIPS R., 1971 (50), précisent que les plastifiants permettent de réduire la température de ramollissement des résines et, dans le cas de résines dentaires, d'augmenter la solubilité des constituants.

Ils réduisent cependant la dureté de la résine

-**Les initiateurs** aident au démarrage de la réaction de polymérisation.

Ils diffèrent des catalyseurs lesquels se retrouvent inchangés à la fin de la réaction.

-**Les accélérateurs** diminuent le temps de la réaction et permettent de réaliser ces réactions à température ambiante.

-**Les stabilisants** permettent la conservation des résines une fois polymérisées, leur stockage et leur stabilité dans le temps.

-**Des lubrifiants** peuvent être incorporés afin de faciliter le démoulage de la réplique et permettent à celle-ci de ne pas coller pendant sa manipulation.

-Enfin, **des colorants** sont souvent ajoutés ; ils sont organiques et donnent une couleur sans altérer la transparence du produit final contrairement aux pigments, selon SERRA O., 1989 (49).

1.1.2.2.2.1. Les étapes de polymérisation

La polymérisation se déroule en 4 phases ; l'induction, la propagation, l'interruption et le transfert de chaîne.

-La phase d'induction comprend deux sortes de réactions : l'activation de l'initiateur qui va activer une molécule de monomère et, dans le même temps, ces molécules activées vont réagir avec les inhibiteurs ou les retardateurs présents dans le mélange de sorte que tant que tout l'inhibiteur ou le retardateur n'est pas consommé la réaction de polymérisation ne se fait pas.

L'activation de l'initiateur pouvant se faire de plusieurs manières ;

- Par un agent physique telle la chaleur, on parle de *thermopolymérisation*,
- Par un agent chimique (peroxydes organiques, minéraux), on parle de *chemopolymérisation*,
- Par un rayonnement comme les UV, on parle alors de photo ou *radiopolymérisation*.

-La phase de propagation se déroule par action de l'initiateur sur une molécule de monomère, laquelle va ensuite interagir avec une autre molécule de monomère et débiter la formation d'une chaîne qui va s'agrandir.

Cette phase est plus courte que la phase d'induction.

La chaîne conserve une ou plusieurs extrémités activées qui peuvent réagir avec d'autres molécules monomères ou polymères déjà formées et allonger ou ramifier cette chaîne.

-Durant le transfert de chaînes, il y a transfert d'un électron de l'extrémité active d'une chaîne sur une molécule non active.

Cela se traduit par la passivation de la chaîne sans réaliser de liaison avec cette molécule mais en l'activant afin qu'elle soit le point de départ d'une nouvelle chaîne.

La polymérisation en théorie devrait être complète, mais, dans la réalité, elle ne l'est jamais car on observe un arrêt de la propagation qui interrompt la chaîne macromoléculaire, c'est la phase de **terminaison**.

Cette terminaison peut se faire par la liaison des deux extrémités de deux chaînes entre elles ou par échange atomique entre deux chaînes s'inactivant toutes les deux.

1.1.2.2.3. Les différentes résines

En dentisterie, l'emploi des résines est très courant ; pour le collage des matériaux, la reconstitution dentaire en odontologie conservatrice, les prothèses provisoires fixées ou amovibles, la coulée d'empreinte...

Il en existe différents types, leur choix dépendant de leur utilisation et de leurs caractéristiques.

Nous allons nous pencher tout particulièrement sur les **résines époxy et polyuréthanes** qui sont toutes deux utilisées dans la confection de modèles de travail au laboratoire de prothèses fixées.

1.1.2.2.3.1. Les résines Epoxy

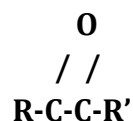
Les résines époxy sont une famille de résines utilisées pour la coulée de modèles de travail en prothèse fixée.

Époxy tire son nom du grec « epi » : sur et « oxy » : oxygène.

Elles ont été découvertes peu avant la deuxième guerre mondiale par un dentiste Suisse qui a vendu son brevet.

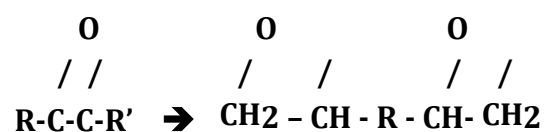
Elles ont depuis fait l'objet de nombreuses publications qui nous permettent de les aborder et de voir si ce matériau peut servir de référence dans ce domaine d'utilisation. Notamment en comparaison directe avec les plâtres pierre.

Elles sont caractérisées par un **groupe réactif époxyde** ou **éthoxyline** de formule suivante :



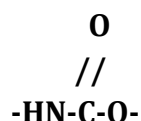
Un atome d'oxygène est relié à deux atomes de carbones.

C'est ce groupement époxydique instable qui va permettre la polymérisation en s'ouvrant et en réagissant avec un composé ayant un atome d'hydrogène disponible qui va aussi favoriser la réticulation.



1.1.2.2.3.2. Les résines Polyuréthanes

Le terme polyuréthane concerne une grande famille de produits différents dont le seul point commun est la présence dans la molécule de la fonction chimique uréthane :



Cette fonction uréthane se trouve associée à d'autres fonctions esters, éthers, allophanates...

La réaction de base permettant d'obtenir une fonction uréthane est une réaction chimique d'addition entre un groupe isocyanate (R-N-C=O) avec un groupe comprenant un hydrogène mobile (R'-H) selon la réaction suivante :



Les produits pouvant réagir avec les isocyanates sont :

- Un alcool : R-OH
- Une amine : R-NH₂
- L'eau : H-OH

Cela peut se faire en mélangeant les isocyanates et les polyols directement, la réaction est alors difficile à maîtriser.

Sinon, en mélangeant seulement une partie des polyols, ce qui donnera des prépolymères, c'est la façon la plus courante.

Préparation des prépolymères :

On obtient donc des prépolymères par la réaction d'un polyol (OH) et d'un isocyanate (NCO).

Le rapport quantitatif entre les deux produits NCO / OH va déterminer la nature du groupement terminal de la chaîne des prépolymères obtenus.

Pour les résines polyuréthanes, ce rapport doit être compris entre 1,05 et 1,10.

L'excédent d'isocyanate va servir à deux choses ;

- Réagir avec le groupement polyuréthane pour former un allophanate, qui provoque une ramification de la molécule, et donc un produit plus stable :



Groupement : *uréthane* *isocyanate* *allophanate*

- Ou permettre la réticulation du produit par un apport du même isocyanate que celui ayant servi à former les prépolymères, ou bien par apport d'un autre isocyanate au mélange.

Présentation et utilisation :

Les isocyanates peuvent être de deux types différents, soit aliphatiques soit aromatiques.

Ce sont ces derniers qui sont utilisés pour les résines de réplique en dentisterie ; plus précisément c'est le diphenyl méthane diisocyanate ou **M.D.I** qui est utilisé. Il présente l'avantage d'une *faible toxicité* et d'une *vitesse de réaction élevée*.

Les polyols peuvent aussi appartenir à deux familles : les polyéthers et les polyesters.

Ce sont les polyéthers qui réagissent avec le M.D.I dans les résines de réplique dentaires destinées à servir de modèles de travail. Ils se caractérisent par une bonne résistance à l'hydrolyse et aux acides, une basse viscosité et de bonnes propriétés mécaniques comme nous le verrons.

Les résines polyuréthanes que nous connaissons se présentent sous la forme de deux liquides à mélanger A et B pour obtenir un produit homogène dans des proportions définies par le fabricant ;

- par exemple en proportions égales pour les résines « Steady Plast Zero » (PCD), « DG Plast »(DG) ou l' « Eudirock »,
- ou d'autres proportions pour la résine « PolyuRock » (Suissor)

Une partie A contient le polyol associé à un accélérateur de prise des colorants ou des pigments, un solvant et le plus souvent des charges.

Une partie B contient l'isocyanate MDI aussi associé à un solvant qui permet de fluidifier le produit ou de mélanger les deux parties en quantités égales.

1.1.3. Cahier des charges des matériaux de réplique

A l'image des matériaux à empreinte, les matériaux de réplique utilisés, quels qu'ils soient, doivent observer certains critères gages de la fiabilité du modèle de travail que l'on cherche à obtenir pour l'élaboration des éléments prothétiques.

Face à l'inventaire exhaustif des propriétés physico-chimiques inhérentes à tous matériaux, NEWMAN et WILLIAM, 1969 (43), ont défini 2 groupes de critères, dont l'intérêt est communément admis et que l'on cherche dans les matériaux de réplique ; ce sont **les critères essentiels et les critères utiles**.

Ces critères ont été repris dans les travaux de LANDEZ C. et BUGUGNANI R., 1979 (11), qui ont étudié la manipulation du plâtre et de la résine époxy dans le cadre de la réalisation de modèles de travail

Nous allons dans un premier temps définir ces critères avant de les confronter aux matériaux de réplique les plus utilisés que nous avons décrit préalablement.

1.1.3.1. Les propriétés essentielles

Ils sont les critères les plus essentiels que le matériau de réplique doit posséder.

Ils regroupent la précision dimensionnelle, la capacité de reproduction des détails, la résistance à l'abrasion et la dureté de surface.

1.1.3.1.1. Précision dimensionnelle

Le matériau de réplique utilisé doit permettre d'obtenir une réplique utilisée comme modèle de travail et dont les dimensions sont identiques à celles des préparations enregistrées.

Aussi, cette exactitude dimensionnelle ne doit pas varier dans le temps, tout au moins durant le temps de l'élaboration prothétique.

La précision dimensionnelle doit être conservée à chaque étape de la chaîne prothétique car elle prévaut du résultat final de l'adaptation de la prothèse fixée.

1.1.3.1.2. Capacité de reproduction des détails

Le matériau idéal doit pouvoir reproduire les détails les plus fins enregistrés par l'empreinte ; espace sulculaire, arêtes vives, chanfrein...

Le transport du matériau de réplique vers toutes les zones enregistrées par l'empreinte doit alors être assuré.

La précision de l'état de surface est aussi à considérer ; elle va permettre de reproduire sur le modèle de travail les caractéristiques de surface des différents tissus présents en bouche comme la gencive, l'émail... Afin que le prothésiste puisse lire correctement le modèle.

1.1.3.1.3. Résistance à l'abrasion

Elle représente la capacité d'un matériau de réplique, représenté par le modèle positif, à supporter sans altération, c'est à dire sans déformation ni usure, les manipulations qui lui seront appliquées.

Ces manipulations étant représentés entre autres par les frottements avec le modèle antagoniste, les instruments à sculpter, à brunir...ainsi que les multiples insertions / désinsertions des modèles positifs unitaires (M.P.U.).

1.1.3.1.4. Dureté de surface

La dureté d'un matériau est définie comme la résistance qu'il oppose à la pénétration d'un autre corps, appelé indenteur, théoriquement indéformable.

C'est une propriété de surface importante pour le modèle de travail et une dureté ou une micro dureté de surface élevée limitera l'altération du modèle de travail dans toutes ses manipulations.

1.1.3.2. Les propriétés utiles

1.1.3.2.1. Facilité de manipulation, rapidité de préparation

La chaîne prothétique est longue et fastidieuse de par la multiplicité des actes réalisés.

Ainsi, toute simplification de ces actes peut s'avérer avantageuse comme la simplicité de manipulation des matériaux utilisés.

Toute sophistication excessive est, par définition, vectrice d'échecs et d'imprécision. Ce critère est particulièrement utile lorsque le laboratoire est distant du cabinet et que le matériau d'empreinte utilisé nécessite un traitement rapide.

Nous pouvons aussi parler de rapidité de préparation ; ce critère est appréciable si le matériau d'empreinte oblige une coulée rapide puisque sujet à des modifications dimensionnelles dans le temps.

La rapidité dans le temps se traduit par la rapidité de prise d'un matériau, son temps de moulage, de démoulage mais aussi le temps qu'il mettra pour obtenir le meilleur de ses propriétés physico-chimique.

1.1.3.2.2. Absence de nuisance

Il va de soi que les matériaux de réplique utilisés ne doivent en aucun cas nuire à l'intégrité physique de l'opérateur, notamment par inhalation ou par contact, et ce à aucun moment du protocole de coulée de l'empreinte et du traitement du modèle.

1.1.3.2.3. Compatibilité avec les matériaux d'empreinte

Puisque étant en contact direct durant la coulée, il doit s'observer une compatibilité physico-chimique stricte entre le matériau de réplique et le matériau à empreinte, ceci afin d'éviter toute altération de surface des matériaux et d'optimiser, suite à la coulée, la précision de surface de la réplique.

VESSAIRE V. décrit l'importance de cette compatibilité dans un essai de comparaison sur l'association des matériaux de réplique et des matériaux d'empreinte en 1991, (56).

1.1.3.2.4. Influence de la couleur

L'importance du choix de la couleur des matériaux peut s'observer à deux niveaux ;

- l'influence directe qu'elle peut avoir sur le céramiste durant le montage du cosmétique,
- les contrastes formés avec les autres couleurs utilisées sur le modèle de travail.

La multiplicité des matériaux de réplique disponibles sur le marché est le miroir de l'inexistence d'un matériau idéal, parfait, regroupant toutes les caractéristiques essentielles et utiles.

En effet, si un matériau peut se démarquer des autres pour telle ou telle propriété, il peut être médiocre face à un autre en regard d'une autre propriété.

*Ils se démarquent cependant deux matériaux couramment utilisés ; les **résines** (époxy, uréthanes) ainsi que les **plâtres pierre** ou plâtres de type IV extra durs.*

Nous avons défini ces matériaux, nous les confrontons maintenant aux critères utiles et essentiels de NEWMAN et WILLIAM, 1969 (43).

1.2. Propriétés et caractéristiques des matériaux de réplique

1.2.1. Les plâtres

1.2.1.1. *Propriétés essentielles des plâtres*

1.2.1.1.1. Précision dimensionnelle

DEYROLLE G., 1983 (22), mesurait, il y a quelques années une expansion de prise des plâtres pierre de l'ordre de 0,4%, limite acceptable.

Cependant des mesures récentes réalisées par LECERF et LEPAN en 2005 (31) sont bien plus optimistes et restent d'un ordre inférieur à 0,2%, mais varient du simple au double suivant la marque employée.

On observe alors certains plâtres ayant une précision dimensionnelle exceptionnelle, avec un coefficient d'expansion inférieur à 0,1% du même ordre que les résines polyuréthanes.

Un banc d'essai réalisé par ARCHIEN, 1992 (4), a permis de réaliser une étude comparative statistique de deux matériaux de réplique : Le plâtre extra dur, semi-synthétique équilibré type IV « Fujirock » et la résine polyuréthane « Polyurock ». Seul l'aspect de la précision dimensionnelle est considéré.

Un protocole de coulée standardisé et un système de mesure par palpeur ont permis d'enregistrer des mesures sur les modèles obtenus.

C'est ensuite grâce au rapport signal/bruit de TAGUCHI G., qui tient compte de la position statistique (moyenne) et de la dispersion (écart-type) pour donner un indice, qu'il est permis de déterminer le meilleur produit pour l'ensemble du dimensionnel.

Cet indice donne au plâtre « Fujirock » un avantage significatif quant à sa précision dimensionnelle par rapport à la résine « Polyurock ».

Nous notons pourtant que les deux matériaux étudiés présentent sensiblement les mêmes valeurs en pourcentage de rétraction pour la résine qu'en pourcentage d'expansion pour le plâtre d'après les tableaux suivants.

Pourcentage d'expansion des différents plâtres et résines actuellement commercialisés ; (d'après LECERF et LEPAN, 2005 (31))

Les Plâtres :	expansion en % :
Suprastone Kerr	0,07
Titanit	0,08
FujiRock	0,08
MicroDice II	0,09
MicroDice I	0,15
PrimaRock	0,17

Les résines :	rétraction en % :
PolyuRock (polyuréthane)	0,07
Diemet	0,05
Époxy Die (époxy)	0,05

L'exactitude dimensionnelle semble donc être une qualité acquise pour la catégorie des plâtres pierre, mais celle-ci dépend très largement des conditions de préparation, que nous verrons plus tard, et de l'observance des recommandations du fabricant.

Les mécanismes liés étroitement à la précision dimensionnelle du plâtre sont **l'expansion de prise et l'expansion hygroscopique**, cette dernière étant souhaitée ou non par l'opérateur.

- **L'expansion de prise** sera accentuée d'après GIBSON et JOHNSON, (11);
 - par élévation de la température,
 - par réduction du rapport Eau/Poudre,
 - par augmentation du temps de malaxage,

Eau / Poudre	Temps de malaxage (min)	Expansion de prise (%)
0,45	0,5	0,41
0,45	1	0,51
0,60	1	0,29
0,60	2	0,41
0,80	1	0,24

D'après GIBSON et JOHNSON repris par BUGUGNANI ;

Effet du rapport E /P et du temps de malaxage sur l'expansion de prise du plâtre de Paris

- **L'expansion hygroscopique** est un processus physique qui consiste en l'immersion de l'empreinte dans de l'eau directement après son remplissage. La valeur pourra alors être doublée car l'eau apportée en excès majorera la croissance des cristaux d'hémihydrate.

La modulation de l'expansion de prise des plâtres pierre ne s'effectue que dans le sens du surdimensionnement, celui-ci étant désiré lorsque le matériau à empreinte aura subi une rétraction ou que la technique d'empreinte utilisée avère un sous dimensionnement (Wash-technic).

Le contrôle de l'expansion joue alors un rôle de compensation.

Ces compensations inter-étapes de réalisation des modèles de travail s'observent à différents niveaux, nous y consacrerons une partie.

La valeur de la précision dimensionnelle peut également dépendre de techniques opératoires visant à rendre le plâtre plus résistant, comme l'utilisation de liquide durcisseur, mais devient alors extrinsèque au procédé de prise en lui-même.

Nous notons aussi que la précision générale du modèle de travail est par ailleurs dépendante de la précision de son socle, support des M.P.U.

Ce socle doit avoir un coefficient d'expansion le plus proche de zéro, précision qui revêt une importance capitale dans les travaux de grande ampleur.

Cette précision du socle est dépendante de la méthode retenue pour sa confection et du type de plâtre utilisé, lesquelles notions nous développerons après (soclage).

Il faut aussi s'assurer que le produit obtenu ne varie pas en dimension dans l'espace au cours du laps de temps que demandent les diverses manipulations au laboratoire de prothèse.

D'après SCHILICK, 1997 (47), qui reprend les travaux de MARTIGNONI, 1990 (37), on observe une contraction-retard du plâtre pierre à 6 ou 7 jours. Le modèle continue donc de varier en volume.

Voici les valeurs rapportées ;

	Pour une arcade 10 cm	Pour un M.P.U 1 cm
Retour à la taille de départ après la contraction :	16 minutes	40 minutes
Expansion réelle après 2 heures :	0,067 % augmentation de 67um	0,006 % augmentation de 6um
Contraction retard après 6 ou 7 jours :	0,03 à 0,06 %	Retour à la taille initiale

D'après Martignoni M. repris par Schilick C 1997(47).

Si nous considérons ces valeurs de contraction tardive non négligeables, il apparaît important de sectionner le modèle de travail obtenu le plus tôt possible, d'une part pour contrôler l'expansion volumétrique de départ mais aussi pour éviter des erreurs liées à cette contraction de prise tardive.

Il faut aussi attendre ce laps de temps de six à sept jours pour travailler sur le modèle en le laissant dans un endroit sec.

Nous voyons donc que le plâtre pierre présente une excellente précision dimensionnelle et qu'il est le seul à offrir une expansion de prise contrôlée, si nécessaire. Cependant, un phénomène retard de contraction à 6 jours demande idéalement l'attente de ce laps de temps pour le traitement du modèle.

1.2.1.1.2. Capacité de reproduction des détails

De nombreux auteurs, comme DEYROLLE (21), se sont intéressés aux variations dimensionnelles des matériaux de réplique ainsi qu'à leurs propriétés et décrivent les plâtres pierre comme suffisamment précis dans la reproduction des détails fins.

Cette précision est inférieure aux matériaux électro-déposés et aux meilleures résines utilisées, mais reste dans les normes fixées par l'Association française de normalisation puisque pouvant reproduire des traces de 0,02 mm voire moins.

DERRIEN G., 1988 (19), a réalisé un travail sur la précision de surface des résines polyuréthanes et des plâtres pierre ;

Il s'est servi d'un disque étalon recouvert de nitrure de titane et gravé de rainures allant de 50 à 1 micron de profondeur, selon les recommandations de BOCCARA E. et proposé par cet auteur comme référence à l'AFNOR.

Avec un matériau silicone et par la technique du double mélange, il a réalisé des empreintes de ce disque gravé qu'il a coulé avec différents matériaux dont le plâtre pierre de type IV « Fujirock ».

Il a ensuite regardé le résultat obtenu sur le silicone et les répliques avec un microscope électronique à balayage et un profilomètre 2D.

Il a pu observer que le plâtre cité pouvait reproduire les rainures jusqu'à 15 microns de profondeur, ce qui est suffisant selon les normes établies par les tests classiques auxquels nous nous référons (ligne gravée unique de 25 microns de profondeur).

Nous rappelons que la capacité de reproduction des détails d'un matériau est non seulement liée aux propriétés intrinsèques du matériau mais aussi aux protocoles de coulée visant à augmenter les capacités du matériau à investir les parties les plus fines de l'empreinte, ou le négatif des préparations cliniques.

Comme nous l'avons vu, l'usage d'agents mouillants ou d'hypotenseurs de surface aidera le matériau à rejoindre toutes les zones de l'empreinte et améliorera la précision de surface.

La compatibilité des matériaux de réplique et d'empreinte doit être scrupuleusement observée (VESSAIRE, 1991 (51)) afin de ne pas diminuer la précision de surface de la réplique entre autres.

Le protocole de préparation du plâtre que nous aborderons plus tard s'avère tout aussi important.

1.2.1.1.3. Résistance à l'abrasion

La résistance à l'abrasion demeure la propriété la plus faible des plâtre pierre et ce malgré les améliorations industrielles significatives apportées aux plâtres. Le plâtre reste en retrait sur ce point ainsi que sur son caractère cassant.

De plus, si le plâtre présente un protocole de manipulation simple et rapide, il obtient le plein potentiel de sa résistance qu'entre 1 à 3 jours après son démoulage.

DEYROLLE, nous propose une étude comparative des matériaux de moulage montrant les mesures de leur résistance à l'abrasion, obtenues par le volume abrasé sur une arête de chaque échantillon par un instrument tranchant passé cent fois à vitesse et pression constante ; censée représenté l'usage des instruments utilisés par le prothésiste travaillant sur le modèle de travail.

On admet cependant que le standard utilisé n'est pas forcément représentatif des manipulations réalisées au laboratoire sur le modèle de travail ; ce test offre tout de même un aperçu de la résistance à l'abrasion des matériaux de réplique étudiés.

Les résultats sont les suivants ;

- Pour des *plâtres pierre* couramment utilisés on relève 0,3 à 0,7 mm³ de volume abrasé par millimètre.
- Pour les mêmes *plâtres pierre* que précédemment, enrichis en *durcisseurs*, les valeurs relevées sont comprises entre 0,1 et 0,2 mm³ de volume abrasé par millimètre.
- Pour des *résines chargées type polyuréthane ou époxy*, on relève un volume abrasé allant de 0,025 à 0,1 mm³ de volume abrasé par millimètre.

Les matériaux résineux présentent une meilleure résistance à l'abrasion que les plâtres-pierre, même enrichis en durcisseurs.

Pour pallier ce problème de faible résistance à l'abrasion, des techniques de durcissement du plâtre se sont développées.

Les durcisseurs incorporés:

Il existe dans un premier temps des durcisseurs incorporés au mélange, les « gypsum hardener », qui se substituent à l'eau pour le malaxage du plâtre.

Cette solution de silice et de résine colloïdale agit comme un liant organique qui améliore l'adhésion des particules de sulfate de calcium et confère au plâtre, selon TORESKOG, 1966 -repris par BUGUGNANI, (11)-, une amélioration de 30% de sa résistance à l'abrasion.

Cependant cette amélioration des propriétés intrinsèques du plâtre va dans le sens du surdimensionnement de la réplique.

La technique de LAURITZEN préconise l'utilisation d'un lait de plâtre durant le malaxage.

Les Techniques d'enduction :

Il existe des techniques d'enduction de surface avec de la résine acrylique photo et chémo-polymérisables, 24 heures après le démoulage du modèle selon le procédé MASON, 1970 (11).

Aussi, des techniques d'enduction de colle cyanoacrylate très fluide amélioreront considérablement la résistance à l'abrasion en solidarissant le plâtre par remplissage de ses pores.

D'autres propriétés mécaniques du plâtre sont ainsi améliorées, comme la résistance à la compression ou la dureté de surface.

Ces techniques d'enduction de surface vont également dans le sens du surdimensionnement du modèle ainsi que dans le sens de la diminution de la reproduction des détails fins. Ce qui peut être préjudiciable.

Nous considérons d'une manière générale que la résistance à l'abrasion du plâtre est inversement proportionnelle à la quantité d'eau qu'il contient et qui fragilise le produit minéral obtenu en le rendant plus friable.

Il apparaît alors important de se débarrasser de l'eau dite « libre » du plâtre, qui se situe dans les parties libres de celui-ci et ne constituant pas les cristaux de di hydrate proprement dits. Nous verrons comment.

1.2.1.1.4. Dureté de surface

En pratique cette propriété est moins importante que la résistance à l'abrasion en raison des faibles charges que la réplique sera amenée à supporter. Mais il n'existe aucune corrélation directe entre ces deux propriétés.

Il est plus judicieux de s'intéresser à des indices de micro dureté exprimés par l'indice de Knoop qui, en Kg.mm^2 , mesure la pression nécessaire à un indenteur, le diamant Knoop, pour pénétrer la surface du matériau étudié.

Selon le plâtre pierre utilisé, on obtient des mesures comprises entre 60 et 80 Kg.mm^2 .

Ces mesures peuvent être considérées comme acceptables pour l'utilisation de ce matériau en tant que modèle de travail.

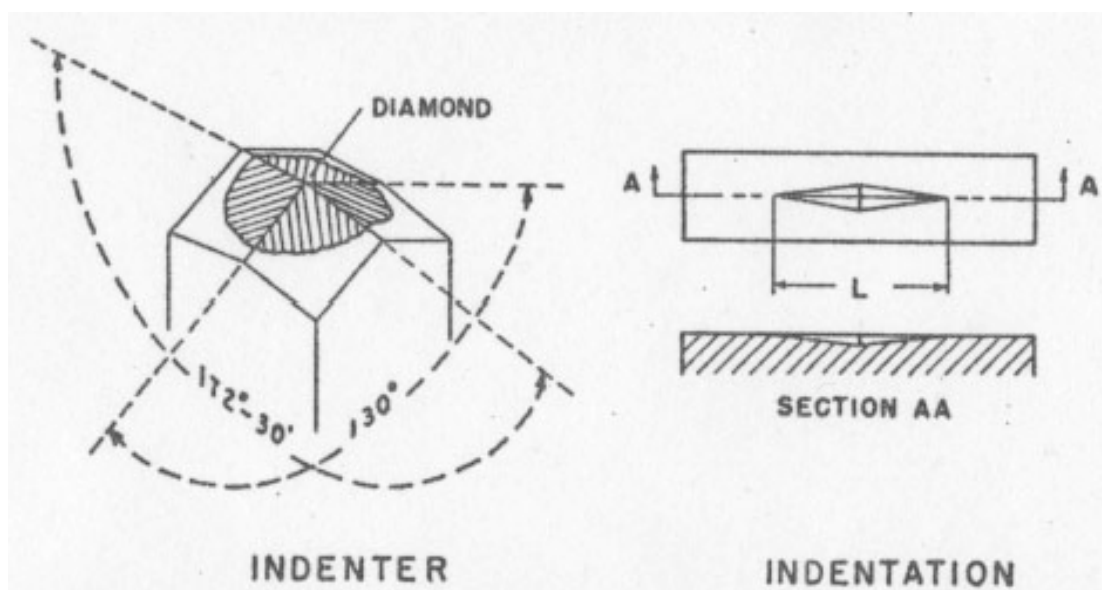


Figure 4: Schéma de l'indenteur diamanté de Knoop (33).

Nous noterons que les procédés d'augmentation de résistance à l'abrasion tendent aussi à augmenter la dureté de surface, et ce malgré l'absence de corrélation évoquée.

Enfin, les techniques spécifiques à la coulée du plâtre telles que décrites plus tard contribuent à améliorer significativement les propriétés mécaniques du plâtre de type IV (mélange par tamisage, malaxage sous vide et remplissage par centrifugation).

1.2.1.1.5. Autres propriétés mécaniques

D'autres propriétés non énoncées par NEWMAN et WILLIAM peuvent être prises en considération.

Ce sont les propriétés de **résistance à la compression, la traction et à la flexion**.

ARCHIEN C. en 1992 (4) nous donne des informations sur des valeurs de résistance à la compression pour différentes sortes de plâtres ;

- Plâtres type bêta : 4 à 8 MPa
- Plâtres type alpha : 9 à 14 MPa
- Plâtres synthétiques : 30 à 50 MPa

Exemple du « FujiRock » type IV semi-synthétique : 48,5 MPa (d'après DERRIEN G.)

Les autres paramètres que sont : la résistance à la traction proprement dite, la notion de flexion et de rupture, sont liés et interviennent surtout à la même étape, celle de désinsertion du modèle de l'empreinte.

Ceci est lié au fait que les matériaux utilisés en prothèse fixée (essentiellement les élastomères de type silicones) sont assez rigides et rendent la désinsertion de la réplique assez délicate, avec des forces de torsion et de traction importantes lorsque l'on ne respecte pas l'axe de désinsertion.

Le même auteur s'est intéressé à ces notions de **module d'élasticité** et de résistance à la flexion des matériaux de réplique.

La résistance à la traction du plâtre type IV « FujiRock » est mesurée à 5,5 MPa, ce qui est faible en comparaison avec une résine type polyuréthane qui présente une valeur moyenne de 40 MPa.

Les autres résultats nous montrent que le plâtre est le plus faible des matériaux testés en ce qui concerne la résistance à la rupture en flexion avec 17,8 MPa contre 69,3 MPa pour la résine époxy « Epoxydent ».

1.2.1.2. Propriétés utiles des plâtres

1.2.1.2.1. Facilité de manipulation, rapidité de préparation

L'usage de plâtre pierre offre un protocole de mise en œuvre relativement aisé ; reposant essentiellement sur un rapport eau/poudre adéquat, un malaxage complet, une coulée fine et un démoulage appliqué.

De plus, il ne nécessite pas l'utilisation de beaucoup de matériel de base, même si, nous le verrons, l'acquisition d'un matériel plus perfectionné permettra d'améliorer significativement les propriétés de la réplique.

Nous verrons plus précisément par la suite le déroulement de ces étapes et l'utilisation de ce matériel.

L'usage de plâtre laisse une marge de manœuvre tout à fait intéressante au regard des résultats obtenus ces 30 dernières années.

Pour autant, il reste indispensable d'être fidèle et rigoureux face aux protocoles proposés par les fabricants, lesquels ont soumis le plâtre à des tests qualitatifs et quantitatifs durant les phases d'élaboration et ce avant sa mise sur le marché.

De plus les propriétés relatées par les fabricants ne sont valables que dans le cadre strict de l'observation des protocoles proposés ; rapport eau/poudre exact, temps de malaxage exact...

Ainsi, cette facilité de manipulation qui fait l'unanimité ne doit entraîner aucune négligence qui conduirait inévitablement vers une diminution des qualités requises pour un modèle de travail exploitable.

Il est important de ne pas confondre facilité et rapidité de préparation même si l'un peut entrer en compte pour l'autre et vice versa.
En effet, une préparation peut être rapide mais fastidieuse et une préparation facile peut prendre du temps.

La préparation d'une réplique par coulée de plâtre pierre est rapide et relativement simple, ce qui est appréciable lorsque l'empreinte clinique doit être coulée dans un délai rapide en raison des variations dimensionnelles auxquelles est soumis son matériau dans le temps (les Hydrocolloïdes irréversibles par exemple.)

Une réplique en plâtre pierre peut être démoulée en moyenne une heure après sa coulée même si elle sera exploitable lorsqu'elle obtiendra ses capacités maximales, après 1 à 3 jours idéalement.

Les étapes préalables à la coulée sont quant à elles très rapides

1.2.1.2.2. Absence de nuisance

En regard des dizaines d'années de son utilisation, le plâtre et ses constituants semblent être inoffensifs pour l'utilisateur durant leur usage.

Le plâtre est sans danger avéré durant toutes les étapes de sa manipulation.

On observe cependant la précaution de ne pas inhaler de manière répétée les fines particules de poudre le constituant, ce qui pourrait conduire au long terme à des insuffisances respiratoires.

1.2.1.2.3. Compatibilité avec les matériaux d'empreinte

Le plâtre ne présente aucune incompatibilité physico-chimique avec les différents matériaux à empreinte utilisés.

Il est d'ailleurs l'un des seuls matériaux de coulée pouvant être utilisé avec les empreintes à base d'hydrocolloïdes.

Cette compatibilité est une des explications à sa large utilisation en prothèse scellée pour la coulée de modèle.

1.2.1.2.4. Influence de la couleur

L'importance du choix de la couleur des matériaux peut s'observer à deux niveaux ;

- l'influence directe qu'elle peut avoir sur le céramiste durant le montage du cosmétique,
- les contrastes formés avec les autres couleurs utilisées sur le modèle de travail.

Les autres couleurs relevées sur un modèle pouvant être celles d'un vernis d'espacement, des cires de sculpture ou même des matériaux de reproduction de la fibro-muqueuse.

Excepté ces derniers qui tendront à restituer une fibro-muqueuse de couleur naturelle, il existe de nombreuses couleurs de vernis d'espacement et de cires.

Les vernis d'espacement les plus souvent utilisés étant les vernis rouges, bleus, argentés ou dorés.

Cette notion d'influence de la couleur est assez subjective car le choix de la couleur du matériau de réplique dépend de la préférence de chacun et ce, en fonction de la lumière des postes de travail, de la perception individuelle des composants de la couleur (teinte, luminosité, saturation) et de la perception des contrastes et des profondeurs de champs.

D'une manière générale, on remarque que les prothésistes dentaires choisissent des couleurs neutres, non agressives et non fatigantes pour leurs yeux donc souvent peu lumineuses.

Ils évitent par la même occasion d'influencer la couleur des céramiques durant le montage de ce cosmétique.

Selon une étude (VANDOORME, Valenciennes), la couleur idéale d'une réplique serait le gris mat car il est une couleur neutre qui ne renvoie que peu la lumière et permet une bonne perception des reliefs, des bords et des détails.

1.1.1.1.3. Résumé des propriétés des plâtres durs « équilibrés »

-Le plâtre présente une **excellente précision dimensionnelle** avec possibilité d'expansion contrôlée.

-Sa **reproduction des détails** est tout à fait **bonne** et sa **précision de surface est bonne aussi**.

-Sa **dureté de surface est convenable** et certains procédés permettent de l'améliorer malgré un surdimensionnement.

-Sa **facilité de préparation est remarquable** tout comme sa rapidité et son coût.

-Il est **compatible avec tous les matériaux à empreinte**, présente une **absence de nuisance** chez son opérateur et offre un large choix en terme de couleur.

-Sa **résistance à l'abrasion demeure médiocre** ce qui en fait son point faible avec son caractère cassant ainsi que sa faible résistance à la traction et à la flexion.

Même si, nous l'avons dit, le matériau idéal n'existe pas encore, le plâtre-pierre répond très bien à un cahier des charges dans le cadre de son utilisation comme matériau de moulage des répliques destinées à servir de modèle de travail.

Aussi, on privilégiera des plâtres type IV extra durs synthétiques ou semi-synthétiques, dits équilibrés (en accélérateur et en retardateur de prise) en raison de l'amélioration des propriétés qu'ils proposent.

1.2.2. Les résines

1.2.2.1. Propriétés essentielles des résines

1.2.2.1.1. Précision dimensionnelle

La rétraction des **résines époxy** lors de la réaction de prise est de l'ordre de 0,05 à 0,2%, ce qui est une valeur remarquable. (VERMILYEA, 1979, (55))

On obtient cependant un modèle très légèrement sous-dimensionné, ce qui représente un inconvénient pour l'ajustage cervical d'un élément prothétique élaboré à partir d'un modèle en résine époxy.

Il faut alors compenser ce sous dimensionnement, pour cela ;

-On peut *majorer les dimensions* des M.P.U. à l'aide de vernis espaceurs ou autres procédés de compensation au laboratoire décrits plus tard.

-Pour pallier ce problème de sous dimensionnement dû à la contraction de prise des résines époxy, CAMPBELL S.D. montre, en 1985 (12), qu'un *traitement thermique* peut aussi être envisagé ; il consiste à entraîner une expansion du matériau pouvant conduire à des variations dimensionnelles proches de zéro, voire une expansion proche de celle des plâtres pierre.

De plus, les variations dimensionnelles des résines époxy sont variables ; elles diffèrent que l'on soit au collet ou au niveau de la face occlusale, dans l'axe méso-distal ou vestibulo-buccal, elles sont aussi différentes dans l'axe de la dent, du collet à la face occlusale ou au bord incisif.

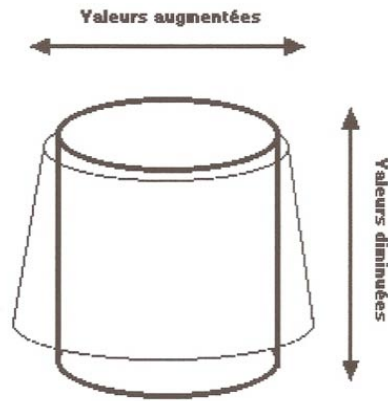


Figure 5: Schématisation de la déformation dimensionnelle obtenue sur une réplique d'un M.P.U en résine époxy d'après SCHWARTZ H. et Coll. 1981 (48).

Concernant les **résines polyuréthanes**, les mesures effectuées montrent une rétraction quasi nulle de l'ordre de 0,07 % après 24 heures pour la résine « PolyuRock » testée par LECERF et LEPAN.

DERRIEN G., 1995 (19) mesure quant à lui un retrait linéaire de 0,002 mm pour un échantillon de 3 mm de la résine « SteadyPlast Zero ». Le sous-dimensionnement évoqué est alors quasi négligeable.

SERRA O., en 1989 (49), a démontré par son expérimentation, que les résines polyuréthanes testées subissent une première expansion, suivie d'une contraction secondaire un peu plus importante, ce qui donne une contraction finale inférieure à ce qu'il a obtenu avec les résines époxy testées.

Autrement dit, la résine polyuréthane présente une excellente stabilité dimensionnelle sous réserve de respecter scrupuleusement le protocole de mise en oeuvre.

Cette stabilité dimensionnelle immédiate se conserve dans le temps d'après un banc d'essai réalisé par NOE F. en 1998 (44), dans une étude de comparaison entre le plâtre-pierre et la résine polyuréthane comme matériaux de réplique.

On voit donc que les résines polyuréthanes auxquelles on ajoute des charges obtiennent de très bonnes caractéristiques dimensionnelles, le plus souvent supérieures à celles des résines époxy qui étaient la référence.

On peut vérifier ceci dans la pratique et ce type de résine semble être dans ce domaine le plus fiable des matériaux de moulage.

1.2.2.1.2. Capacité de reproduction des détails

Les résines présentent une aptitude à reproduire les détails creux inférieurs à 25 microns, elles rentrent donc dans les normes fixées, et sont à cet égard supérieures ou égales aux plâtres pierre.

NOMURA G.T. et Coll., 1980 (45), nous confirment que la résine époxy « Epoxydent » reproduit sans problèmes des rayures de 18 μm de profondeur.

DERRIEN G., 1995 (20), montre qu'une résine polyuréthane chargée pourra reproduire des très petits détails de 2 à 3 μm .

Les arrêtes vives, par contre, ne sont pas parfaitement reproduites et présentent un profil légèrement émoussé.

Il faut préciser à ce sujet que le remplissage de l'empreinte par centrifugation améliore nettement le résultat notamment sur la résine époxy moins fluide que la résine uréthane.

1.2.2.1.3. Résistance à l'abrasion, Dureté de surface

La résistance à l'abrasion des résines est excellente et très largement supérieure à celle du plâtre pierre (*Cf. 1.2.1.1.3*) malgré une dureté de surface moins importante.

La dureté de surface des résines est effectivement faible, mais nous rappelons l'absence de corrélation entre résistance à l'abrasion et dureté de surface.

Aussi, la résistance à l'écrasement des résines est supérieure à la plupart des plâtres pierre, de l'ordre de 15000 p.s.i pour différentes résines testées.

- MOSER J-B et Coll. ont mené une étude sur les qualités mécaniques des résines époxy en 1975 (41).

Déjà, ils concluaient que la résistance aux forces de compression des résines époxy est supérieure à celle des plâtres pierre de type IV.

Les résultats sont reportés dans les tableaux ci-dessous ;

Résistance aux forces de compression (unité p.s.i)		
Temps	Résine époxy (Epoxydent)	Plâtre type IV (Velmix de Kerr)
1 heure	-	5000
5 heures	12940	-
8 heures	15200	-
1 jour	16120	-
7 jours	16390	12000

Cette résistance tend à augmenter jusqu'à 7 jours comme nous pouvons le constater.

- VERMILYEA S. et Coll., 1979 (55), se sont intéressés à la résistance aux forces de traction de 3 résines époxy, voici leurs résultats ;

Résistance aux forces de traction (unité P.S.I)			
Temps	Epoxydent	EpoxyDie	Pri-Die
0 heure	-	2700	-
2 heures	-	3600	-
18 heures	-	-	3900
1 jour	3400	3200	3700
7 jours	4100	3500	4000

- Une étude comparative du même auteur sur la dureté et la résistance à l'abrasion de la résine époxy et du plâtre-pierre après 30 jours de durcissement où l'on s'aperçoit que la perte en poids du modèle en plâtre est substantiellement plus importante que le modèle en résine.

	Perte en poids à l'abrasion (mg.cm ⁻²)	Dureté VICKERS
M.P.U résine époxy		
:		
Lot 1	2,5 +/- 0,1	29 +/- 5
Lot 2	2,5 +/- 0,1	33 +/- 5
Lot 3	2,6 +/- 0,1	-
M.P.U plâtre pierre :		
Lot 1	16 +/- 1,4	53 +/- 8
Lot 2	11,3 +/- 1,4	-

- Pour comparaison, nous allons maintenant citer les valeurs des propriétés mécaniques de 2 résines polyuréthane, époxy et d'un plâtre type IV sous la forme d'un tableau ;

Propriété/ matériau	SteadyPlast (polyuréthane)	Epoxydent (époxy)	Fujirock (Plâtre type IV)
Dureté Vickers	10,0 HV		11,5 HV
Résistance à la compression (MPa)	55,3		48,5
Résistance à la traction (Mpa)	39,8	28,26	5,5
Résistance à la flexion (MPa)	61,6	69,3	13,4
Module d'élasticité (MPa)	1594,5		-

1.2.2.2. Propriétés utiles des résines

1.2.2.2.1. Facilité de manipulation, rapidité de préparation

Le protocole d'utilisation des résines polyuréthanes est relativement rapide et simple comme il sera décrit dans la partie consacrée.

Il se base sur le mélange entre un matériau de base et son catalyseur, le temps de prise étant compris entre 15 et 30 min.

Pour les résines époxy un temps de prise définitive de 3 heures est nécessaire avant le démoulage et une heure supplémentaire avant de pouvoir fractionner le modèle d'étude.

Les résines polyuréthanes, quant à elles, permettent le démoulage et la préparation des M.P.U. immédiatement.

Le protocole de mise en œuvre peut paraître néanmoins plus contraignant du fait de la nécessité d'emboîter hermétiquement l'empreinte avant la coulée.

1.2.2.2.2. Absence de nuisance

Ce matériau présente certaines nuisances en cas d'exposition avec la peau et les yeux du fait de son caractère potentiellement allergène et toxique.

Il est recommandé d'éviter tout contact direct avec le produit et de porter des lunettes de protection pendant la centrifugation.

Il est aussi prudent de prévoir une ventilation efficace dans le local et de se laver les mains après chaque utilisation.

Ceci concerne l'usage de résines époxy mais aussi polyuréthanes.

1.2.2.2.3. Compatibilité avec les matériaux d’empreinte

La compatibilité des **résines époxy** est excellente avec les *polysulfures (thiocols)* et les *polyéthers*.

Avec les *organosiloxanes* (silicones) un agent isolant est nécessaire comme un fluide siliconé en bombe aérosol pulvérisé 5 minutes avant le remplissage.

Si l’usage des résines époxy est donc compatible avec les *élastomères*, il ne l’est en revanche pas avec les *hydrocolloïdes* du fait de leur nature hydrophobe.

Les résines époxy peuvent éventuellement être utilisées avec les pates thermoplastiques, si la température consécutive au phénomène exothermique (40°C) ne dépasse pas la température de ramollissement de ces pates à empreinte ; dans cette éventualité on peut préalablement enduire l’empreinte d’une laque, laquelle conduit inévitablement à un sous dimensionnement de la réplique.

En ce qui concerne les **résines polyuréthanes**, elles sont compatibles avec tous les matériaux y compris les hydrocolloïdes, mais à l’exception des thiocols.

Ces résines n’ont pas de nature hydrophobe et peuvent en effet réaliser leur prise en immersion complète dans de l’eau.

1.2.2.2.4. Influence de la couleur

Les résines présentent elles aussi des couleurs variées qui seront choisies à l’appréciation de l’opérateur, en fonction de la résine utilisée, des vernis d’espacement et de ses préférences lors du montage du cosmétique.

Pour exemple :

-« Epoxy Die » (Ivoclar) -----	Beige, vert menthe
-« Eudiroc » (Eudident) -----	Beige, jaune, rose, bleu, vert
-« Polyroc » (Ceram. France) -----	Beige

1.2.2.3. *Résumé des propriétés des résines*

-Les résines donnent des modèles de travail très **légèrement sous-dimensionnés**, essentiellement avec les résines Epoxy.

Certains procédés peuvent néanmoins compenser ce sous dimensionnement

-Leur **capacité à reproduire les détails est correcte** voire excellente.

-Elles sont **compatibles** avec tous les matériaux d'empreinte :

- sauf les thiocols pour les polyuréthanes,
- sauf les hydrocolloïdes réversibles et irréversibles (alginates) pour les Epoxy.

-Leur **résistance à l'abrasion est bonne**, mais leur **dureté de surface est faible**, inférieure au plâtre de type IV.

-Leur **résistance à la compression et à la traction est globalement bien meilleure** que le plâtre extra dur.

-Elles permettent une **réalisation rapide** du modèle de travail.

-Certaines **précautions d'emploi** s'observent afin d'éviter toute nuisance.

-Leur gamme de **couleurs est très variée**

1.3. Tableau de synthèse comparative

		PLATRES Type IV extra durs	RESINES Epoxy et Polyuréthane
Précision dimensionnelle		EXCELLENTE	EXCELLENTE
Reproduction des détails		EXCELLENTE	EXCELLENTE
Résistance à l'abrasion		MEDIOCRE	BONNE
Compatibilité avec les matériaux à empreinte		TOTALE	PARTIELLE
Résistance à la traction, compression		FAIBLE	BONNE
Dureté de surface		BONNE	FAIBLE
Rapidité/Facilité de préparation		EXCELLENTE	BONNE
Nuisance		NON	OUI
Couleurs		VARIEES	VARIEES

1.4. Traitement par coulée de plâtre

En respectant les protocoles, les modes d'emplois et quelques règles de bon sens, en considérant la coulée et la préparation des modèles comme des étapes essentielles de la chaîne prothétique, nous pouvons être certains de commencer l'élaboration prothétique sur une base conforme à l'empreinte clinique.

Nombreux sont les paramètres pouvant entraîner des variations dimensionnelles ; les cires, les revêtements, les coulées...

Il est alors préférable d'éliminer, étape par étape, les risques de distorsion et d'imprécisions.

Nous allons voir comment procéder durant le traitement d'une empreinte par coulée de plâtre-pierre

1.4.1. Technique spécifique

D'après l'ouvrage de BUGUGNANI et LANDEZ, 1979 (11), ainsi que les recommandations de DEGUILLAUME C. et GRYNFAS S., 2012 (27).

1.4.1.1. Aménagement de l'empreinte

L'aménagement de l'empreinte est consécutif à sa désinfection et préalable à sa coulée.

Il contribue à la coulée d'une réplique de qualité.

Après désinsertion et quel que soit le matériau utilisé, il faut veiller à ce qu'il ne soit soumis à aucune contrainte mécanique en veillant à éliminer les excès de matériau non soutenu aux extrémités du porte empreinte.

Ensuite, pour obtenir des modèles positifs à base large, l'empreinte doit être débarrassée des bourrelets de matériau ayant fusé dans les vestibules.

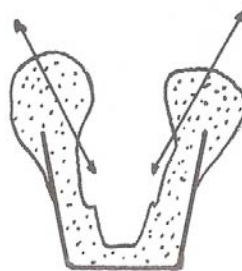


Figure 6: Schéma de la section des bourrelets de matériaux à empreinte. (11)

Enfin, l'enregistrement des bords est préservé par un coffrage à la cire.
Cette dernière modalité pourra être différente selon le protocole du dispositif utilisé.

1.4.1.2. Mélange du plâtre

Quel que soit le plâtre-pierre utilisé, il faut respecter scrupuleusement les dosages affichés par le fabricant, ceci à l'aide d'une balance pour doser la poudre et d'une dosette pour l'eau.

Les modifications du rapport eau/poudre dans un but de surdimensionnement de la réplique doivent être judicieux et éclairés, reposant sur des nouveaux rapports connus et approuvés.

Préalablement, la poudre de plâtre doit être bien secouée afin de mélanger les particules lourdes et légères la constituant.

Pour incorporer le plâtre dans l'eau, SKINNER et PHILLIPS, 1971 (50), préconisent le tamisage de la poudre.

Lorsque le plâtre tombe dans l'eau nous évitons alors l'agglomération de particules et nous limitons l'incorporation de bulles d'air (Fig. 7).

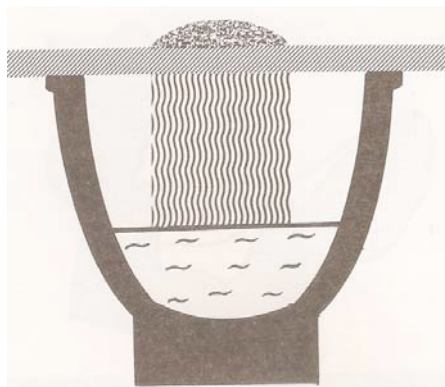


Figure 7: Schéma du tamisage manuel du plâtre dans un bol selon la technique de SKINNER et PHILLIPS. (11)

Si l'incorporation du plâtre n'est pas réalisée par tamisage il est important de réaliser le mélange dans un bol placé sur un vibreur automatique.

1.4.1.3. Malaxage du plâtre : manuel, mécanique

Le malaxage doit répondre à certains impératifs de base quel que soit le matériel utilisé.

Tout d'abord, la propreté du matériel dédié au plâtre doit être assurée car les impuretés augmentent l'expansion de prise et peuvent retarder, voire empêcher la prise.

Le bol doit être de forme parabolique afin qu'il n'y ait nuls recoins où le plâtre puisse s'amasser ou stagner durant le malaxage.

La forme de l'instrument assurant la spatulation doit pour les mêmes raisons être conforme à celle du bol (Fig.8).

Le bol est de préférence de matière plastique, semi-rigide, suffisamment résistant à l'abrasion et à l'usure par frottements.

Il doit être exempt d'éraflures qui peuvent retenir le plâtre durci après rinçage ; ces noyaux de cristallisation pouvant modifier le temps et l'expansion de prise comme toutes autres propriétés des mélanges ultérieurs.

La spatule doit avoir une lame rigide pour résister à la consistance épaisse du plâtre, notamment lorsque le rapport eau poudre est faible, et pour permettre un bon essuyage des parois.

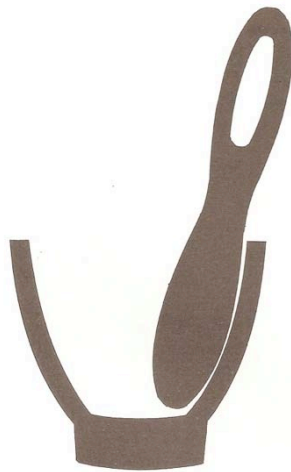


Figure 8: Schéma du matériel nécessaire au malaxage manuel du plâtre ; bol et spatule. (11)

Nous connaissons aujourd'hui le malaxage manuel qui s'oppose au malaxage mécanique éventuellement réalisé sous vide.

-Malaxage manuel :

Il est réalisé, selon les dispositions précisées, manuellement par l'opérateur jusqu'à obtention de la consistance du plâtre voulu, dite « de crème fraîche ».

La spatulation peut commencer après l'absorption totale du plâtre par l'eau. Le mouvement circulaire de la spatulation doit être énergique et entrecoupé d'un raclage de la paroi interne du bol pour s'assurer que la poudre de plâtre soit parfaitement mélangée à l'eau.

Le malaxage manuel dure de 15 secondes à plus d'une minute et est contrôlé à l'aide d'un chronomètre.

Après malaxage, le bol est placé sur le vibreur pour libérer les bulles d'air enfermées.

Ce type de malaxage avère une homogénéité du mélange très inférieure au malaxage mécanique mais confère une dureté au plâtre que légèrement moins bonne par rapport à cette technique.

Il existe certains appareils à manivelle permettant un malaxage plus régulier que la spatulation manuelle classique. (Fig. 9)

Il reste cependant exclu pour la coulée de modèles de travail en prothèse scellée tant son irrégularité est constante.



Figure 9: Dispositif à manivelle pour malaxage manuel du plâtre. (11)

-Malaxage mécanique sous vide :

Le malaxage mécanique intéresse des machines ayant une vitesse de rotation de l'ordre de 250 à 500 tours par minute.

De nombreux appareils sont proposés et certains disposent d'une pompe à vide permettant de réaliser ce type de malaxage sous vide. (Fig. 10)

Le temps de malaxage est d'environ une minute et le vide réalisé est partiel de l'ordre de 0,4 bar à 1 bar de pression.

Il élimine ainsi les variables de la spatulation manuelle dont l'irrégularité apparaît évidente.

Si cette technique n'améliore que légèrement la dureté du plâtre-pierre, il lui confère une homogénéité bien supérieure.

Le malaxage sous vide apporte une augmentation de la résistance à la compression de 20%, selon JORGENSEN et KONO, mais n'améliore pas significativement la dureté des plâtre-pierre.

Il réduit aussi l'incorporation de bulles d'air lors du mélange eau/poudre. Ces bulles d'air augmentent la porosité du plâtre en s'ajoutant aux micropores formés par l'enchevêtrement des cristaux formés. La porosité est ainsi réduite de 1,7% à 0,6 % d'après les mêmes auteurs repris par BUGUGNANI (11).

En raison de l'augmentation des propriétés physico-chimiques du plâtre, c'est cette dernière technique de malaxage sous vide qui sera privilégiée lors de la préparation de plâtre destiné à la coulée de modèles de travail en prothèse scellée.



Figure 10: Exemple d'appareil de malaxage mécanique sous vide partiel.

1.4.1.4. Remplissage de l'empreinte : vibration, centrifugation

Le remplissage de l'empreinte est une étape qui tient toute son importance dans l'obtention d'une réplique de qualité.

Il vise à remplir la totalité de l'empreinte réalisée par un plâtre de qualité qui rejoindra les parties les plus fines de l'empreinte en étant exempt de bulles d'air incorporées.

Pour ce faire, deux techniques se proposent à l'opérateur ; le remplissage sur vibreur et le remplissage par centrifugation.

Le taux eau/poudre des plâtre pierre donne un mélange épais de consistance mastique qui oblige, au minimum, à l'usage de ce type d'appareil.

-Le remplissage sur vibreur :

C'est la technique la plus simple qui consiste à remplir l'empreinte fixée sur un vibreur (Fig. 12) par de petits apports successifs de plâtre.

La vibration de l'appareil tend à libérer les bulles d'air emprisonnées dans le plâtre et à faciliter son étalement dans les parties fines de l'empreinte.

La vibration ne doit pas être poursuivie au moment de la prise et il est préférable de faire les apports de plâtre hors du vibreur.

Il est souhaitable que la fréquence des vibrations de l'appareil soit réglable ;

-Une fréquence moyenne sera utilisée pendant l'incorporation du plâtre à l'eau et une fréquence élevée à la fin du malaxage pour la libération des bulles d'air.

-Une fréquence moyenne est préconisée pendant le remplissage de l'empreinte.

Le plâtre est déposé en petites quantités sur le bord de l'empreinte au niveau des molaires, les vibrations permettant un remplissage progressif des cuspides.

L'opération est répétée toujours par petites quantités en guidant et contrôlant l'écoulement par changement de l'orientation du porte-empreinte. (Fig. 11)

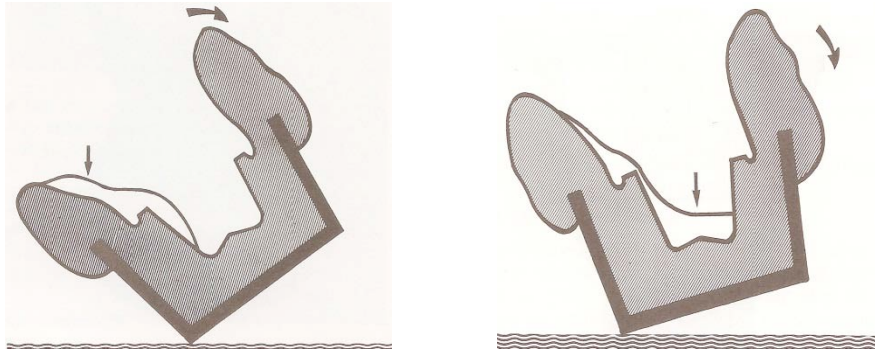


Figure 11: Technique d'incorporation du plâtre dans l'empreinte. (11)

Ce système évite la formation de bulles d'air que l'on peut rencontrer à la jonction de deux coulées de directions opposées, car le plâtre glisse dans l'empreinte sans enfermer d'air.

Il faut veiller lors de ce remplissage à donner une épaisseur suffisante au modèle, d'au moins 1,5 cm ce qui évitera les cassures au moment de la désinsertion, notamment au niveau des zones édentées.

Pendant la prise, l'empreinte maxillaire est posée à plat et l'empreinte mandibulaire sur une réglette coté postérieur afin d'éviter les déformations des parties dépassant du porte-empreinte en raison de la souplesse du matériau à empreinte.

Les empreintes ne doivent en aucun cas être retournées avant la prise complète du plâtre car l'eau libre du plâtre s'évaporant vers le haut viendrait fragiliser le sommet de la réplique au lieu de s'évacuer par la surface libre du modèle.



Figure 12 : Photographie d'un vibreur de laboratoire dentaire.

-Le remplissage par centrifugation :

Ce type de remplissage nécessite l'utilisation d'une centrifugeuse spécifique à la coulée d'empreintes dentaires.

L'empreinte doit être parfaitement coffrée pour éviter toute fuite pendant la centrifugation.

La pesée des deux empreintes est réalisée après leur coulée afin d'équilibrer l'axe de la centrifugeuse si celle-ci accueille deux empreintes.

Les deux empreintes sont alors installées dans les deux paniers de la centrifugeuse et le couvercle est baissé pour pouvoir déclencher la rotation, laquelle dure deux minutes.

La centrifugeuse est munie d'un moteur électrique dont la vitesse de rotation est de l'ordre de 1500 tours par minute.

Le bras articulé rotatif comportant deux paniers les positionne horizontalement durant la centrifugation.

L'ensemble est compris dans un container afin d'éviter tout accident durant le fonctionnement.

Cette méthode de remplissage des empreintes apporte un effet de durcissement plus marqué du plâtre selon COUSTAING, qui a expérimenté des plâtres placés en éprouvette, préparés manuellement par spatulation et vibration et d'autres par vibration et par centrifugation.

L'indice de dureté BRINELL se montre amélioré de 25,7HB par vibration à 46,7 HB par vibration et centrifugation.

Ces observations expérimentales font apparaître que l'action centrifuge a fait bénéficier le produit d'une valeur approchant 50% de dureté.

Certaines précautions sont à prendre en compte ; le traitement par centrifugation est exclu pour les empreintes aux matériaux très souples comme les hydrocolloïdes du fait même de la poussée due à la masse du plâtre-pierre à des vitesses trop importantes, qui exercent des contraintes déformantes sur ce type de matériau.

Aussi, la durée de la centrifugation ne doit pas excéder deux minutes pour permettre une libération des contraintes subies par le matériau d'empreinte avant tout durcissement du plâtre.

1.4.1.5. Démoulage de l'empreinte

Le démoulage d'une réplique en plâtre pierre s'observe entre une à trois heures après la coulée selon le plâtre et les recommandations du fabriquant.

Cependant, pour la majorité des plâtres pierre, la résistance mécanique n'est à ce moment pas totalement acquise.

La résistance d'un moulage sec étant le double de celle d'un moulage humide, il est conseillé d'attendre 24 heures avant de travailler sur un modèle.

Au bout de 24 heures, on observe l'arrêt de la croissance du réseau cristallin.

Le démoulage est une étape durant laquelle la réplique sera soumise à des forces de traction et de flexion.

Il apparaît important de respecter l'axe de désinsertion pour réduire l'action de ces forces sur le matériau de réplique.

1.5. Traitement par coulée de résine

1.5.1. Technique spécifique

1.5.1.1. Aménagement de l'empreinte

Après avoir rincé l'empreinte à l'eau claire pour la débarrasser des dépôts salivaires ou sanguins, on opère un dégraissage de façon à éliminer les tensions superficielles inhérentes aux élastomères.

Pour les mêmes raisons que la coulée en plâtre-pierre l'empreinte est débarrassée de ses bourrelets de pâte dans les vestibules.

L'usage de résines pour la coulée du modèle de travail implique un emboilage parfaitement étanche de l'empreinte.

Ceci pour deux raisons ;

- *Éviter les fuites* de résine, à fortiori si nous utilisons une centrifugeuse ; la résine époxy étant plus visqueuse que la résine polyuréthane.
- *Préformer le modèle* avec les bords du coffrage ; car la résine une fois polymérisée ne peut se lier à un éventuel apport supplémentaire.

1.5.1.2. Mélange de la résine

Les résines se présentent sous forme de deux produits conditionnés séparément ; la résine de base et son catalyseur. (Fig. 13)

Ces produits sont conditionnés le plus souvent en poudre et liquide, voire pâtes, à mélanger pour déclencher la polymérisation.

Les rapports du mélange doivent être scrupuleusement respectés, allant de 1 volume de catalyseur pour 10 de base, à un rapport de 1 pour 1.

Pour effectuer cette opération, des doseurs spécifiques aux différentes marques sont conçus et s'accompagnent de récipients adaptés au malaxage, le plus souvent à usage unique.

Avant le mélange, il est préférable de porter la température des deux constituants à 35-40°C, on les place alors dans un conditionneur chargé de maintenir cette température constante.

Nous notons que toutes les résines ne sont pas systématiquement préchauffées avant leur emploi.



Figure 13: Exemple de conditionnement d'une résine époxy pour modèles de travail.

1.5.1.3. Malaxage de la résine

Le malaxage est l'opération consécutive au mélange de la base et de son catalyseur, permettant de former un mélange homogène qui facilitera le processus de prise, ou polymérisation.

Il doit durer au minimum 30 secondes pour assurer cette homogénéité au mélange ; pendant ce laps de temps, l'instrument réservé au malaxage est raclé sur le bord du godet de façon à assurer une polymérisation parfaite de la totalité des deux composants.

1.5.1.4. Remplissage de l'empreinte

À la suite du temps minimum indiqué de malaxage, on procède au remplissage de l'empreinte.

Pour éviter « l'emprisonnement » d'air dans le mélange on peut procéder de plusieurs façons ;

-En utilisant une *seringue* et en prenant soin de la maintenir très près du matériau déjà déposé,

-En versant directement le mélange dans l'empreinte et en éliminant l'air par un passage de l'empreinte sur *vibreux*.

1.5.1.5. Polymérisation de la résine

Pour les résines époxy, particulièrement visqueuses, il est important de pouvoir réaliser la polymérisation au sein d'une centrifugeuse ; ceci afin d'empêcher l'incorporation de bulles d'air et de permettre au matériau de rejoindre toutes les parties de l'empreinte.

La centrifugeuse peut être la même que celle décrite pour la coulée des plâtres-pierre. Elle est actionnée par un moteur électrique dont la vitesse de rotation est de 1500 tours/minute. Cette vitesse réduite évite à l'empreinte tout risque de contraintes déformantes.

On observe aussi un temps d'action n'excédant pas les 2 minutes. À cet instant, le matériau d'empreinte toujours plastique permet une éventuelle libération des contraintes induites par la pression centrifuge du matériau résineux.

Pour les résines polyuréthanes, beaucoup plus fluides, nous pouvons nous affranchir de l'usage de la centrifugeuse.

Avec ce type de résine, la polymérisation doit souvent être effectuée sous pression, toujours afin d'éviter l'incorporation de bulles d'air mais également pour accélérer le processus de prise.

Cette pression peut être obtenue grâce à une cocotte dans laquelle nous plaçons rapidement l'empreinte avec sa résine à une pression de 2,5 bars pendant 30 minutes.

1.5.1.6. Démoulage de l'empreinte

Après ce traitement réalisé sur les résines polyuréthanes, l'empreinte est sortie de la cocotte puis démoulée soigneusement en enlevant la pâte à modeler qui sera réutilisable.

Le modèle est meulé, ébarbé et il est aussitôt utilisable ; la dureté et la polymérisation optimales étant obtenues au bout de ces 30 minutes.

Les résines polyuréthanes demandent un délai de 3 heures avant la possibilité de les démouler de l'empreinte et une heure supplémentaire à l'air libre avant de commencer tout traitement.

Il a été remarqué l'excellente précision des détails obtenue grâce aux nouvelles générations de résine, le moindre détail enregistré par l'empreinte est parfaitement reproduit par la résine.

Ce matériau, qui permet l'obtention de répliques d'excellente précision dimensionnelle, ne donne cependant une bonne reproduction de ces détails et notamment des arêtes que lorsque le remplissage des empreintes est réalisé par centrifugation et/ou la polymérisation faite sous pression.

2. REALISATION DU MODELE POSITIF

2.1. Définition, Objectifs

La précision d'adaptation des pièces prothétiques sur les préparations cliniques est directement dépendante de la précision des modèles en plâtre, ou en résine, issus des empreintes, ainsi que des rapports intermaxillaires enregistrés et transmis au prothésiste.

Nous attendons de nos modèles de travail une reproduction la plus exacte possible de la situation buccale, ce qui permet de réaliser des éléments prothétiques précis qui s'insèrent avec un strict minimum de retouches.

Nous devons alors tenir compte ;

- De la *mobilité dentaire physiologique*,
- De la *distorsion du corps mandibulaire* lors d'ouverture buccale forcée,
- Des *décollements des matériaux d'empreinte* durant la désinsertion,
- Des *distorsions* créées lors des différentes phases d'expansion et de rétraction des matériaux utilisés,
- Des caractéristiques intrinsèques des matériaux de coulée...

Il est difficile de garder un contrôle exact sur l'ensemble de ces paramètres et le modèle de reproduction parfait n'existe pas à ce jour.

Mais certaines étapes de traitement préalable de celui-ci permettent de s'en approcher.

Avant d'entamer toute restauration le prothésiste veillera ainsi à ébarber le modèle, le planer, le toiletter, et enfin l'équilibrer afin de s'approcher de la position d'OIM exacte.

2.2. Qualités requises du modèle positif

2.2.1. Choix du matériau de réplique

Le clinicien se doit de travailler avec les matériaux et les techniques les plus adaptés à la prise d'empreinte en fonction des restaurations prothétiques dentaires concernées.

Dans la continuité de ces choix, le prothésiste devra utiliser les matériaux de réplique les plus fidèles au travers des propriétés de ces derniers déjà développées préalablement.

Nous retenons actuellement, essentiellement 2 matériaux de réplique :

- Les **Plâtre-pierre** type IV extra durs et équilibrés, utilisés pour les coulées d'empreinte physiques réalisées par des matériaux élastiques type Hydrocolloïdes ou élastomères.
- Les **Résines polyuréthanes et époxy** le plus souvent utilisées pour la matérialisation d'empreintes numériques, mais aussi pour les coulées d'empreintes physiques selon les restrictions évoquées au chapitre précédent.

Ces matériaux répondent en effet le mieux au cahier des charges et permettent l'obtention de modèles de travail précis, solides, résistants et autorisant traitements préalables et manipulations répétées lors de la réalisation directe de l'élément prothétique.

2.2.2. Précision

La précision des modèles de travail et la prise de rapports intermaxillaires fiables permettent au prothésiste la réalisation des pièces prothétique dans les meilleures conditions.

On se préserve ainsi d'inadaptations de la prothèse sur sa préparation par sur occlusion et par manque de rapports précis avec les limites cervicales.

Dans ces cas, le résultat s'avère décevant pour tous ;

-pour le patient, lequel n'aura pas sa prothèse le jour prévu,

-pour le prothésiste qui doit reprendre son travail après avoir passé du temps à réaliser la forme anatomique de la prothèse et régler sa fonction,

-pour le praticien qui doit, au mieux retoucher de façon importante l'élément prothétique alors qu'il ne devrait réaliser qu'un simple ajustement d'équilibration occlusale, au pire reprendre son empreinte.

2.2.3. Résistance mécanique à l'usure, Solidité

Les matériaux suscités répondent dans des conditions normales d'utilisation à l'obtention de modèles de travail solides et résistants.

Ces modèles doivent accepter toutes les étapes préalables de traitement mais aussi et surtout toutes les étapes de fractionnement et de manipulation lors de la réalisation de la prothèse.

Cependant, un modèle de travail présente beaucoup d'éléments fins, notamment les piliers prothétiques, les bords incisifs et cuspidés.

La délicatesse de manipulation demeure constante afin d'éviter toute cassure de ces éléments.

2.2.4. Propreté, esthétique

Un modèle propre est un modèle lisse, sans bulles, perles de plâtre et autres matériaux souillant sa surface.

Il doit être aplani, taillé et ébarbé.

Les couleurs utilisées doivent être distinctes et uniformes, traduisant une homogénéité du matériau.

Ces critères influencent « l'esthétique » du modèle, laquelle traduit le plus souvent un travail soigné et minutieux du prothésiste.

L'intérêt d'un modèle propre et beau réside tout autant dans son analyse par le praticien qui lira et comprendra les éléments importants sans être perturbé par d'autres éléments sans intérêts.

Enfin, le patient doit être concerné par son traitement et les futures prothèses en situation sur le modèle de travail détiennent les meilleures explications que l'on puisse lui fournir ; dents concernées et leurs positions en bouche, mesure de nettoyage interdentaire...

2.3. Traitement général du modèle

2.3.1. Analyse critique de l'empreinte

Après la désinsertion de l'empreinte clinique des préparations, on observe rigoureusement toutes les surfaces d'enregistrement ; les tissus durs et mous.

La précision des lignes de finition prothétique est très importante tout comme leur continuité et la régularité des surfaces axiales.

Il est aussi important d'analyser la fidélité de l'enregistrement des faces occlusales de toutes les dents enregistrées ainsi que leur parodonte marginal.

On recherche alors les zones de tirage, de déformation du matériau à empreinte ainsi que la présence de bulles. BEDOUIN Y., 2010 (9).

Cette démarche permet de décider de la coulée ou non de l'empreinte pour l'obtention du modèle de travail, en connaissance des étapes du traitement qui seront effectuées.

Sachant que certaines de ces étapes pourront corriger des erreurs dans une certaine mesure, et d'autres assureront confort et propreté dans le travail sur le modèle.

Cependant, ça reste la coulée du modèle qui permettra de confirmer la qualité de l'enregistrement.

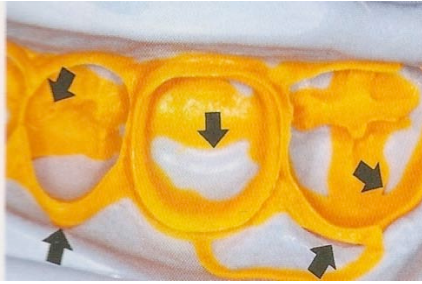


Figure 14: Analyse d'une empreinte double mélange et signalisation des zones de manque, bulles d'air et tirage. (9)

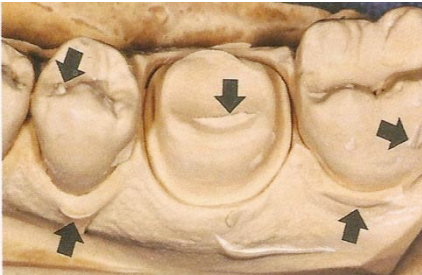


Figure 15: Empreinte précédente coulée en plâtre et matérialisation des zones d'inexactitude signalées. (9)



Figure 16 : Empreinte double mélange désinsérée avant la réticulation totale du matériau et sa coulée rendant le modèle de travail inexploitable. (9)



Figure 17 : Empreinte double mélange satisfaisante et sa coulée pour l'obtention d'un modèle de travail exploitable pour la réalisation de M.P.U. (9)

2.3.2. Démoulage : modifications dimensionnelles

Le modèle coulé est dans un premier temps démoulé soigneusement, après avoir respecté son temps de prise lui conférant ses meilleures propriétés physico-chimiques.

Il s'en suit une analyse critique stricte des zones d'enregistrement :

- analyse des *zones de tirage* et autres modifications des formes physiologiques,
- lecture des *limites cervicales* des dents préparées,
- restitution de la *fibro-muqueuse* pour les intermédiaires de bridge par exemple,
- analyse des *surfaces axiales et occlusales* des dents préparées et non préparées.

Malgré une analyse de l'empreinte préalable à sa coulée qui prédit le plus souvent si le modèle obtenu sera fidèle, la qualité de l'enregistrement ne sera avérée qu'après démoulage du modèle.

En effet, la coulée et le démoulage restent des étapes à part entière et nombreuses erreurs peuvent leur être imputées ; mauvais étalement du matériau de réplique, cassage au démoulage, démoulage prématuré...

Alors, si une petite bulle négative bien circonscrite pourra être grattée sur le moulage ou comblée si elle n'atteint pas la limite prothétique, une bulle plus importante ou atteignant cette limite, un défaut de tirage modifiant complètement la forme le volume ou les dimensions sont autant de défauts qui rendent l'empreinte clinique inexploitable au laboratoire. DE MARCH P., 2009 (7).

Une autre tentative devra répondre aux critères requis.

2.3.3. Traitement préalable au fractionnement du modèle

Si l'empreinte démoulée ne présente pas de défauts majeurs ou non corrigibles, le traitement préalable de la réplique pourra être réalisé en vue de son fractionnement.

Ce traitement intéresse tout d'abord la taille du modèle c'est à dire son détourage et son planage puis son ébarbage et enfin son toilettage.

La taille :

C'est une opération simple mais qui demande de l'attention car elle concerne les premières manipulations du modèle de travail.

Elle consiste à détourer, au taille-plâtre (Fig.18) tout d'abord, les pourtours du modèle positionné sur la table de taille.

On commence par un *planage*, c'est-à-dire une taille de la base du modèle visant à le rendre lisse et plat en vue du soclage.

Cette taille est perpendiculaire au plan d'occlusion des dents et est associée à une réduction de la hauteur du modèle pour, dans la plupart des systèmes, obtenir un modèle de moins de 2 centimètres de sa base aux pointes des cuspides/bords incisifs.

La taille intéresse ensuite les bords vestibulaires du modèle, lesquels seront réduits jusqu'à être dans la continuité des faces vestibulaires, légèrement de dépouille par rapport aux dents présentes sur le modèle (sans pour autant être elles-mêmes altérées).



Figure 18 : Taille-plâtre dentaire 'humide' à plateau horizontal et scie circulaire verticale.

Pour les modèles maxillaires complets ; la surface palatine est le plus souvent taillée dans les cas de prothèses scellées et conservée dans les cas de prothèses mixtes ou amovibles.

Lorsqu'elle est taillée, à l'aide d'une fraise à plâtre de prothésiste montée sur pièce à main ou taille-plâtre, on réalise une forme de « fer à cheval » laissant apparaître les papilles bunoïdes et retro-incisives et environ 1cm de surface palatine apicalement aux lignes de collets des dents cuspidées. (Fig. 19)

A ce stade, le modèle de travail est déjà « dégrossi » et laisse mieux apparaître les zones d'intérêt.



Figure 19 : Taille de la surface palatine d'un modèle de travail maxillaire supérieur. (8)

L'ébarbage :

On réalise aussi un *ébarbage* du modèle consistant en la suppression des coulures de plâtre et autres imperfections avec une fraise à ébarber montée sur pièce à main.

Dans certains cas, les tubérosités maxillaires peuvent contrarier le positionnement des modèles entre eux ou sur la fourchette de l'arc facial, elles doivent être éliminées.

Le modèle est alors lissé plus finement et possède sa forme définitive avant son fractionnement et son soclage.

Le toilettage :

On peut considérer que les étapes précédentes font partie du toilettage du modèle, mais en réalité ce terme concerne plus l'éviction fine des bulles du modèle et des zones de déformation par tirage.

En effet, lors de la prise d'empreinte, il n'est pas rare que des bulles salivaires ou atmosphériques soient emprisonnées dans les sillons des tables occlusales, les zones inter dentaires ou dans le matériau mal malaxé et se retrouvent de ce fait reproduites dans le plâtre de la réplique. (Fig. 20)

La présence de tirage dans les matériaux d'empreinte se traduit par une modification de la morphologie des dents reproduites. (Fig. 21)

Ces déformations de la réplique doivent être supprimées, à fortiori si elles se trouvent dans des zones de contact avec l'antagoniste, afin de ne pas perturber la position d'intercuspidie maximale, appelée O.I.M.



Figure 20 : Elimination de bulles salivaires occlusales en vue d'une équilibration occlusale. (35)

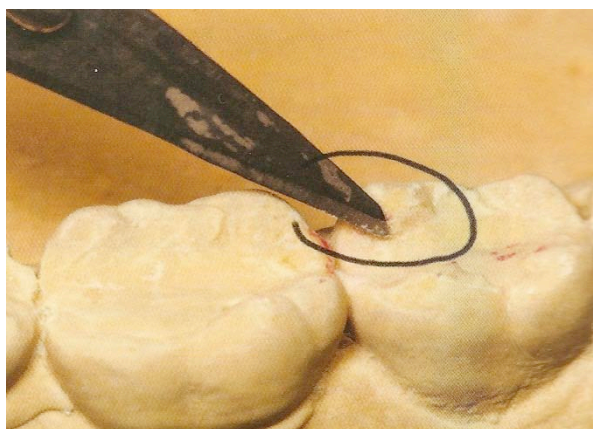


Figure 21 : Suppression des zones de tirage au niveau des contacts avec l'antagoniste. (35)

Pour ce faire, le prothésiste utilise des instruments manuels type bistouri (Fig. 20-21) et des instruments rotatifs type fraise à polir possédant différentes granulométrie. (Fig. 22-23)

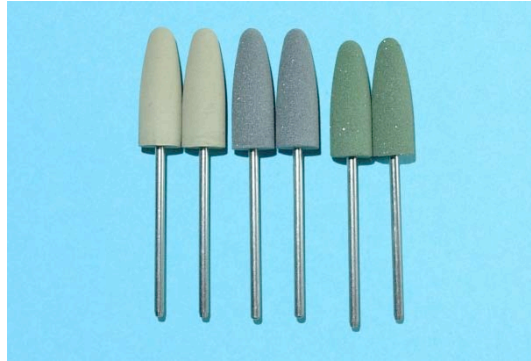


Figure 22: Exemples de fraises à polir en silicone à granulométrie variable.



Figure 23: Assortiment de fraises à ébarber en carbure de tungstène.

Sources des photos : fournisseur sur l'internet.

2.3.4. Soclage du modèle

Le soclage est la réalisation d'une base pour le modèle de travail.

Tous les dispositifs d'élaboration des modèles de travail demandent un soclage selon différentes modalités ;

-Soclage immédiat ou différé, c'est-à-dire réalisé dans le même temps que la coulée du modèle ou après sa prise finale.

-Socle en plâtre, résines, plexiglas..., c'est-à-dire dans un matériau identique ou différent du modèle.

-Socle coulé par expansion libre ou contrôlée, c'est-à-dire par contrôle de l'expansion volumétrique du matériau utilisé ou non, nous allons voir comment et pourquoi.

-Socle solidaire des M.P.U. ou indépendant, c'est-à-dire que les M.P.U sont détachables du socle (système à pin's) ou solidaires du socle (système à emboîtement).

Aussi, la littérature retient deux grandes familles de modèles de travail ; LECERF et LEPAN, 2005 (31).

-Les modèles sur socle dits « **instables** »
(Système pindex, pin-aiguilles.)

-Les modèles sur socle dits « **stables** »
(Systèmes accutrac, Zeiser...)

Cette notion de stabilité du socle traduit l'aspect le plus important du soclage du modèle ; c'est à dire le contrôle des déformations du modèle engendrées par l'expansion linéaire du plâtre utilisé pour le socle. Ce, quelles que soient les autres modalités évoquées.

Un manque de contrôle sur cette expansion correspond à un déplacement des M.P.U les uns par rapport aux autres.

Nous allons voir les mécanismes de cette expansion volumétrique et le contrôle que nous pouvons y apporter.

Expansion volumétrique du plâtre lors du soclage :

L'expansion du plâtre se produit dans les trois dimensions de l'espace, on parle **d'expansion volumétrique**.

Elle aura lieu au niveau du modèle durant la coulée de manière salutaire puisque considérée comme compensatoire du processus de retrait du matériau à empreinte et permet de ménager de l'espace pour le ciment de scellement.

Cependant, la composante horizontale de cette expansion volumétrique est dite **expansion linéaire** et aura tendance à éloigner les piliers des M.P.U. les uns des autres.

Ce phénomène est accru lorsqu'un socle en plâtre est réalisé secondairement à la coulée du modèle.

L'énergie de cristallisation du socle s'accompagne de contraintes communiquées au modèle durci, même non fractionné, et l'expansion linéaire de prise s'additionne à la première expansion lors de la coulée du modèle.

On peut alors observer des glissements longitudinaux et verticaux de tout le modèle ;

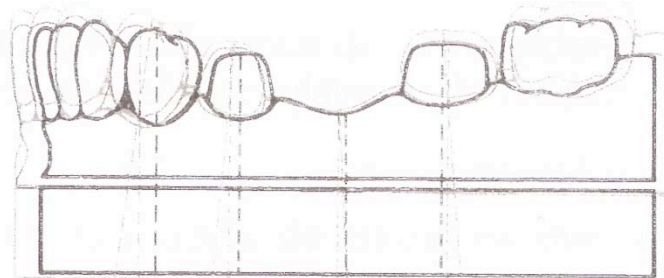


Figure 24: Déformations successives d'un modèle par expansion de prise (rouge) et par coulée d'un socle (bleu).

Une étude réalisée par Kiefer Dental compare les déformations d'un socle semi-circulaire et d'un socle massif réalisés sur des modèles de travail ;

Les modèles sont issus de la duplication d'un modèle de travail unique qui comporte cinq préparations avec une croix sur la partie occlusale et un épaulement cervical périphérique.

Les distances entre chaque préparation sont mesurées avec un pied à coulisse digital.

Les déplacements des préparations du modèle en forme d'arcade sont 5 à 6 fois supérieurs à ceux du modèle avec un socle massif.

Le centre d'expansion (Z) d'un modèle massif se situe dans la zone médiane, l'expansion du modèle est constante, la déformation est homothétique.

Sur le modèle semi-circulaire, les bords internes et externes sont de longueurs différentes. (Fig. 25)

Leur différence d'expansion est à l'origine d'une distorsion du modèle qui explique les déplacements plus importants des piliers.

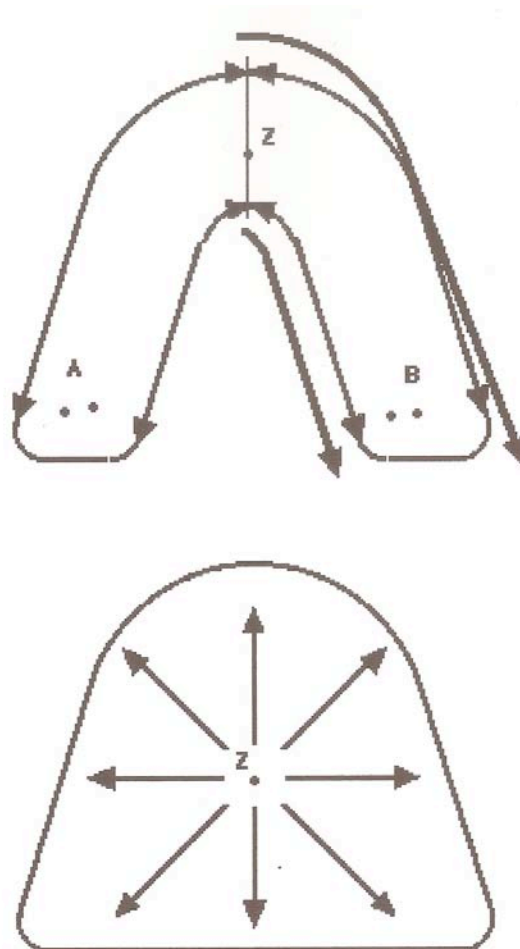


Figure 25: Déformations volumétriques sur un socle massif et semi-circulaire. (33)

Il se dégage de ces observations qu'un modèle en plâtre subira des contraintes déformatrices lors du soclage, à fortiori si le socle est réalisé de forme semi-circulaire et secondairement à la coulée du modèle.

Ces contraintes peuvent être préjudiciables à la réalisation prothétique puisque modifiant les dimensions de la situation clinique.

On privilégiera donc un soclage massif réalisé dans un même temps que la coulée du modèle en plâtre pierre.

Lors de la réalisation d'un socle différé de la coulée du modèle, DEGUILLAUME et GRYNFAS, 2012 (27), nous rappellent l'intérêt d'utiliser des plâtres possédant les mêmes coefficients d'expansion de prise.

L'utilisation de deux plâtres avec des coefficients d'expansion similaires, (exemple du « GC Fujirock et GC Base Stone » avec 0,08 % à 24 heures) limitera les tensions, entre socle et modèle, ainsi que les imprécisions de positionnement des piliers qui sont libérés lors du sectionnement du modèle

De plus, le coffrage réalisé lors de la coulée du socle, immédiate ou différée, contiendra physiquement, en partie, l'expansion volumétrique du plâtre.

Certains dispositifs que nous aborderons (ZEISER) utilisent des socles en plexiglas préfabriqués, ce sont ces socles qui contiendront l'expansion volumétrique du plâtre lors de la coulée du modèle et n'engendreront aucune contrainte secondaire sur celui-ci.

D'autres dispositifs (ACCUTRAC) utilisant des socles préfabriqués permettent la coulée du modèle avec une expansion libre du plâtre. Le modèle de travail obtenu sera alors positionné sur le socle et aucune contrainte déformatrice ne sera communiquée par le socle.

Il faut cependant veiller, ici particulièrement, à utiliser des plâtres à expansion contrôlée.

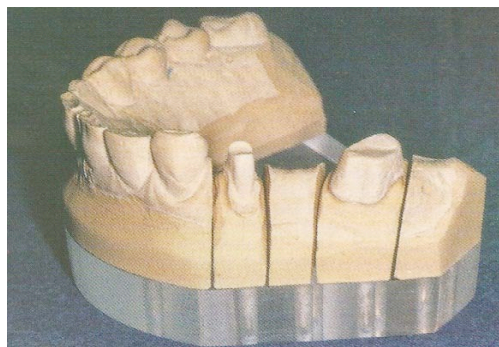


Figure 26: Modèle Zeiser sur socle en plexiglass dit stable. (31)

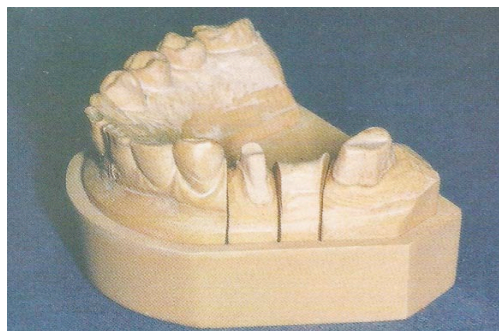


Figure 27: Modèle Pindex sur socle en plâtre à expansion contrôlée, dit instable. (31)

2.3.5. Equilibration

2.3.5.1. Généralités

Pendant la fonction manducatrice, l'enregistrement occlusal ou pendant l'empreinte, les dents n'occupent pas la même position et l'on peut enregistrer des écarts significatifs entre ces différentes situations.

Ceci s'explique par la **mobilité dentaire physiologique** qui se mesure en centaines de microns.

Cette mobilité dentaire physiologique est variable d'un individu à l'autre et chez un même individu à différents moments de la journée ; grossièrement importante après une période de repos de la fonction masticatrice et plus faible durant son activité.

La perte osseuse ou l'inflammation du parodonte accroissent cette mobilité dentaire physiologique qui est principalement transversale mais aussi axiale à un degré moindre.

Aussi, les dents monoradiculées sont plus mobiles par nature que les dents pluriradiculées.

Considérons l'arcade dentaire mandibulaire venant au contact de l'arcade dentaire maxillaire ;

Dans un premier temps, nous observons un simple contact dento-dentaire en quelques points d'occlusion.

Dans la continuité de la pression exercée par les mâchoires, comme lors de la mastication, de légers déplacements dentaires sont autorisés par la mobilité physiologique et favorisent un meilleur engrènement des arcades maxillaires supérieures et inférieures.

Nous passons ainsi du contact dento-dentaire initial à l'occlusion d'intercuspidie maximale (O.I.M.).

Lorsque nous réalisons la réplique de ces deux arcades, nous perdons cette mobilité dentaire physiologique qui permet cette position d'O.I.M., laquelle nous ne sommes jamais certains d'obtenir lors de la prise d'empreinte en mordu et que nous ne pouvons pas obtenir lors de la prise d'empreinte différée des arcades antagonistes.

Nous retrouvons alors par défaut la situation dento-dentaire initiale et il est bien évident que si une pièce prothétique conçue dans cette situation vient se positionner sur une arcade entre d'autres dents, elle se retrouvera systématiquement en sur-occlusion dès que le patient exercera une pression sur ses dents.

La solution est de se rapprocher le plus possible de l'O.I.M. par des meulages sélectifs successifs réalisés de manière raisonnée par le prothésiste. MAHIAT Y., 2010 (35).

2.3.5.2. Mode opératoire

L'équilibration des modèles de travail consiste à se rapprocher au maximum de la position d'occlusion intercuspidienne maximale (O.I.M), ce, afin de pouvoir réaliser les pièces prothétiques et de les régler au plus proche de cette position pour limiter les retouches occlusales en bouche, augmenter leur adaptation et optimiser leurs fonctions.

Idéalement, cette étape est réalisée sur un modèle soclé et dont les rapports intermaxillaires (R.IM.) seront simulés sur un articulateur. Le soclage ainsi que la mise en articulateur répondant aux modalités propres des systèmes développés par la suite.

En pratique, la technique d'équilibration des modèles de travail consiste à intercaler des feuilles de papier d'occlusion entre les arcades en position de R.IM exactes. On met alors en évidence les points de contact, qui, avec le réglage deviendront de plus en plus nombreux.

Les premiers points de contact sont en effet peu nombreux et sont enregistrés par le papier d'occlusion le plus fin rouge. (Fig. 28)

Il convient d'effacer ces premiers points de contact par meulage fin. (Fig. 29)
Cette étape est répétée trois fois avec des papiers d'occlusion bleus, puis verts.

On peut observer sur le modèle antagoniste l'évolution de la profondeur de l'engrènement grâce aux couleurs différentes utilisées lors de chaque étape ; les couleurs se superposant sur les points déjà mis en évidence et les nouveaux contacts s'additionnant aux premiers.

L'opérateur ne rectifie jamais le modèle antagoniste car le fait de le conserver intact permet de répéter l'équilibration ultérieurement si un nouveau maître modèle devait être réalisé.

À la fin des étapes de meulage, on obtient une répartition régulière des points de contact sur toute l'arcade. (Fig. 31)

Cette pratique fait gagner quelques dizaines de microns en dimension verticale (D.V.) et nous rapproche de l'O.I.M. du patient.

Il apparaît donc important d'enregistrer correctement les R.IM du patient.

Après s'être approché de l'O.I.M. nous pouvons commencer la réalisation de la pièce prothétique.

Les réglages d'occlusion sont réalisés avant la phase finale, glaçage de la céramique ou polissage du métal de sorte que le praticien n'aura qu'un réglage fin à réaliser en bouche. (Fig.31)

Les quelques microns gagnés permettent de compenser les différentes erreurs accumulées, responsables de la sur-occlusion quasi systématique rencontrée au quotidien d'après MAHIAT Y, 2010 (35).



Figure 28: Enregistrement des premiers contacts dento-dentaires....peu nombreux. (35)



Figure 29 : Grattage des premiers points de contact avant la seconde étape au papier bleu. (35)



Figure 30 : Nombreux points de contact après la troisième étape (papier vert) : O.I.M retrouvée. (35)



Figure 31 : Réglage de l'occlusion de la prothèse fixée céramo-métallique sur 25 dans la position d'O.I.M retrouvée grâce à l'équilibration occlusale du modèle de travail. (35)

2.4. Fractionnement du modèle positif

2.4.1. Définition

Le fractionnement a pour objectif de rendre démontable et manipulable chacun des éléments constitutifs du modèle de travail, c'est à dire essentiellement les reproductions unitaires de toutes les préparations cliniques des dents à couronner.

Le modèle de travail fractionné se décompose alors de un ou plusieurs modèles positifs unitaires (M.P.U), qui sont les répliques unitaires reproduisant la morphologie et les limites périphériques des préparations, intégrés au sein d'un modèle de situation représentant les autres éléments de l'arcade ; dents adjacentes résiduelles et zones de crêtes édentées.

Il est d'ailleurs attendu de notre modèle de travail et de ses répliques unitaires amovibles que celles-ci puissent être réintégrées sans aucune ambiguïté, garantissant la stabilité de la situation clinique enregistrée et la pertinence de l'élaboration prothétique.

Diverses techniques sont envisageables pour le fractionnement du modèle de travail et font appel à des systèmes et du matériel spécifique adaptés à ces méthodes.

La mise en œuvre de ces procédés ne répond pas à des indications prothétiques strictement définies.

On peut cependant envisager une première description à partir de certaines situations qui se présentent comme, par exemple, le traitement immédiat de l'empreinte réalisée ou l'existence d'un laboratoire attenant au cabinet dentaire.

Pour presque toute situation prothétique, les différentes techniques de fractionnement que nous décrirons sont envisageables.

C'est au cours de leur description et particulièrement celle des systèmes mis en œuvre pour réaliser ces techniques que nous pourrions dégager leurs caractères distinctifs ainsi que les problèmes particuliers et spécifiques qu'ils présentent.

Dans un premier temps nous envisageons la description des deux concepts de fractionnement, celui de première et de deuxième intention et plus tard les différents systèmes du marché répondant à ces concepts.

Par la suite, nous verrons le cas particulier du fractionnement en méthode de fabrication assistée par ordinateur (F.A.O).

2.4.2. Le fractionnement de première conception ;

2.4.2.1. Principe

Le **fractionnement de première conception** est un fractionnement en première intention c'est à dire conçu avant le traitement de l'empreinte, soit ;

-pour la mise en place de tiges de positionnement (Dowel pins) avant la coulée,

-par un repérage de la situation de ces pin's qui seront placés après le remplissage de l'empreinte mais avant le durcissement du matériau utilisé,

-en utilisant la technique des transferts où les MPU nécessairement réalisés pour la fabrication des transferts sont placés dans l'empreinte avant la coulée du plâtre pour l'obtention d'un modèle à carottes de type fausses racines en résine.

2.4.2.2. Matériel

Les dispositifs de positionnement utilisés dans la technique de première conception sont les Dowel-pins et les fausses racines en résine.

Dowel-pins :

Ce sont des tiges de positionnement et de rétention en laiton, métal inoxydable ou en matières plastiques. Ils sont aussi utilisés dans les techniques de fractionnement en deuxième conception, nous le verrons.

Chaque pin comporte une tête rétentive peu volumineuse prenant sa place en regard de la préparation dentaire et un fut de forme conique facilitant la désinsertion et l'insertion des M.P.U.

Ce fut comporte un méplat s'opposant à d'éventuelles erreurs d'insertion et à la rotation des M.P.U.

Ces tiges de positionnement peuvent également se présenter sous forme de pin à clavette, de pin bifides, pin à gaine ou creux.

Chaque forme de pins présente un intérêt au sein du modèle ou dispositif qui l'emploie ;

-Les *pins simples*, malgré leur méplat, sont utilisés en doublon pour un même M.P.U afin de renforcer l'effet anti-rotationnel.

-Les *pins doubles*, ou bifides, permettent la pose d'un seul pin par M.P.U jouant ainsi le rôle anti-rotationnel propre à deux pins. Les pins bifides présentent pourtant une seule tête rétentive pouvant être un axe de rotation éventuel. Le forage d'insertion de cette tête unique doit alors s'accompagner de rainures rétentives et anti-rotationnelles. (Cf. figure 54)

-Les *têtes rétentives* sont communes à tous les pins et servent d'ancrage pour celui-ci dans le forage, parfois rempli de colle, en regard de la préparation dentaire.

-Les *futs* sont systématiquement de forme cylindro-conique afin d'assurer un repositionnement aisé et une rétention par friction lorsque le pin est en place dans sa gaine.

-Des *dispositifs de maintien* sont utilisés dans les techniques de fractionnement en première conception comme l'aiguille du *pin aiguille* qui, recourbée, s'ancre dans le matériau de réplique et maintient le pin en situation.

Des *plateaux de positionnement* reposant sur le matériau de réplique au niveau de l'empreinte peuvent être envisagés pour la mise en place et le maintien du pin avant la coulée.

Les *clavettes* des *pins à clavette* servent aussi au positionnement et au maintien du pin avant la coulée, via une rampe de maintien, mais aussi à verrouiller les M.P.U au sein du modèle de travail.

-Les *gaines* sont presque systématiquement utilisées, elles permettent de ne pas repositionner le M.P.U solidaire du pin directement dans le matériau de coulée ; elles sont l'interface entre le socle et le pin et guident le repositionnement sans altération directe du matériau.

Les gaines plastiques trop souples risquent alors de voir leur section diminuer par l'expansion volumétrique de prise du plâtre ; afin de ne pas empêcher la réinsertion complète du pin dans sa gaine, on privilégie les gaines plastiques rigides ou métalliques.

-Les *capuchons* remplacent le rôle de la cire appliquée à l'apex du dispositif afin d'y accéder pour libérer le M.P.U. après la réalisation du socle.

-Les différentes *longueurs* proposées assurent la possibilité de positionnement des pins en regard de n'importe quelle préparation ; les pins courts prenant place dans les forages en regard de préparation de faible hauteur et les pins longs lorsque la préparation clinique permet un forage plus profond.

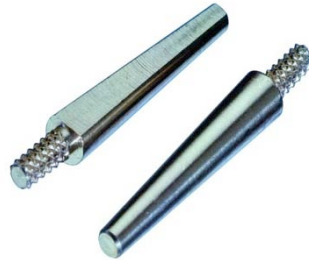


Figure 32 : Pin métallique cylindro-conique à méplat.

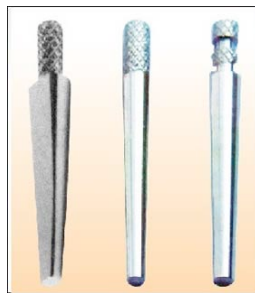


Figure 33: Différentes formes de futs et de têtes rétentives de pins simples.



Figure 34: Pins simples courts et longs.



Figure 35 : Pin métallique bifide avec sa gaine en plastique rigide et son capuchon.

(Sources images d'après des fournisseurs sur l'internet)

Fausses racines :

Elles sont réalisées lorsque le cas clinique a été traité à l'aide de tubes porte-empainte qui donnent des empreintes unitaires généralement traitées par électrodéposition.

Les coquilles métalliques alors obtenues exigent d'être remplies pour avoir un support, dans ce même temps on réalise la fausse racine.

Cette fausse racine qui prend place dans une carotte du modèle de travail monolithique est le plus souvent réalisée en résine acrylique, époxy ou polyuréthane.

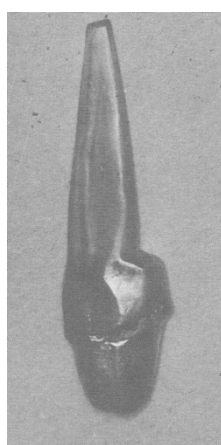


Figure 36: Fausse racine en résine acrylique. (11)

2.4.2.3. Indications

Ces techniques peuvent être envisagées lorsque le laboratoire de prothèse est contigu au cabinet dentaire ou éventuellement dans un laboratoire extérieur si le matériau à empreinte n'exige pas de traitement immédiat.

S'il n'existe pas de laboratoires attenants au cabinet dentaire cette technique permet au praticien de procéder au traitement immédiat de l'empreinte si le matériau d'empreinte l'exige (hydrocolloïdes par exemples).

Le fractionnement de première conception peut également être choisi si l'on craint tout de même une déformation de nos empreintes globales aux élastomères entre le temps de la désinsertion de l'empreinte et la coulée de la réplique.

Aussi, cette technique peut être un choix de laboratoire où les empreintes y seront indifféremment coulées en résine, plâtre-pierre voire préalablement traitées par galvanoplastie.

Ces différents traitements sont donc déterminés par les matériaux d'empreinte utilisés et les différentes constructions prothétiques à réaliser mais dans tous les cas, le moulage obtenu est monobloc et sera transformé secondairement par le prothésiste pour être utilisable.

2.4.3. Le fractionnement de deuxième conception

Dans le **fractionnement de deuxième conception**, ou de deuxième intention, le traitement de l'empreinte est réalisé sans se soucier tout d'abord du fractionnement. Cette technique est conçue à partir d'un modèle de travail monobloc fractionné en M.P.U dans un second temps.

2.4.3.1. Matériel

La plupart des dispositifs du marché se basent sur cette technique de fractionnement en deuxième intention.

Ainsi, des systèmes plus ou moins perfectionnés se concurrencent, mais ces dispositifs, aussi variés soient-ils, se basent tous sur des systèmes à pin's ou des systèmes à emboitage plastique démontable.

Nous détaillerons par la suite les dispositifs les plus utilisés dans les laboratoires et nous confronterons leurs avantages et inconvénients

2.4.3.2. Principe général

Le principe fondamental repose sur une coulée rapide ou légèrement différée du modèle positif assurant fidélité dimensionnelle de celui-ci, puis du fractionnement, plus tardif, du modèle de travail.

Les principes des deux procédés sus-cités diffèrent cependant.

-Dispositifs à emboitage plastique démontable :

Le modèle sera coulé dans un emboitage plastique démontable et la séparation des M.P.U ne nécessite pas l'utilisation de pin's.

Ce procédé consiste à couler l'empreinte clinique et couler le socle dans l'emboitage plastique en un temps ou de manière différée.

Le modèle de travail se retrouve alors solidaire de son socle lui-même emboisé dans le dispositif démontable.

La phase de durcissement du matériau terminée, le moule est démonté et le moulage fractionné en fonction du nombre des préparations.

L'ensemble des segments replacés dans le moule remonté retrouvera idéalement le même positionnement que lorsque le modèle était d'un seul tenant.

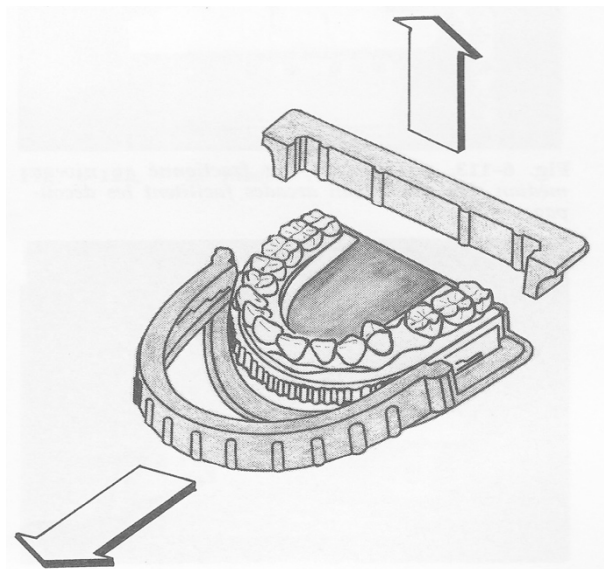


Figure 37 : Schéma de l'emboitage plastique du modèle de travail et de son socle par le dispositif Dilok. (11)

-Positionnement de pin's par forage du modèle :

Cette technique consiste à forer des puits parallèles sur la base du modèle positif en regard des préparations.

Des tiges de positionnement sont fixées dans ces puits par collage et des gaines calibrées sont enfilées sur ces tiges.

Ces gaines permettent, le socle une fois coulé et le fractionnement réalisé, de repositionner les tiges dans leur situation exacte. (Fig. 38-39)

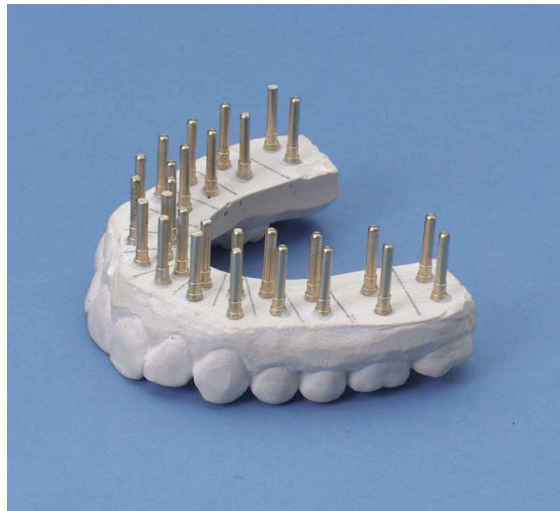


Figure 38 : Tiges de positionnement fixées dans les forages réalisés en regard des préparations.



Figure 39 : Modèle de travail rendu amovible de son socle ;

Grâce au positionnement de pins dans le modèle et de leur gaine restées emprisonnées dans le socle ; le fractionnement en deuxième intention peut alors être envisagé et les M.P.U retrouveront leur position comme sur le modèle monolithique ici figuré.

2.4.3.3. Avantages/Inconvénients

Les avantages et inconvénients sont inhérents aux dispositifs utilisés dans le cadre du fractionnement de deuxième intention.

Ces dispositifs seront décrits dans une partie dédiée et les avantages et inconvénients qui leur sont propres y seront développés.

2.4.3.4. Indications

La plupart du temps, l'obtention du modèle positif monobloc était dictée par la nécessité du traitement immédiat de l'empreinte aux hydrocolloïdes.

Mais, l'utilisation actuellement accrue des élastomères dans les empreintes globales ou sectorielles dans les cas de prothèses scellées, nous laisse cependant admettre que *ces techniques sont désormais généralement adoptées dans le but d'une simplification des méthodes de travail.*

2.4.4. Les Modèles Positifs Unitaires ; M.P.U.

2.4.4.1. Généralités

Nous l'avons dit, le fractionnement des modèles de travail a pour intention de rendre amovible les préparations dentaires réalisées, enregistrées et reproduites sur la réplique.

Ces parties amovibles sont dénommées modèles positifs unitaires (M.P.U) ou DIES dans la littérature anglo-saxonne.

Ces M.P.U. sont les répliques unitaires reproduisant la morphologie et les limites périphériques des préparations.

Ils sont intégrés au sein du modèle de situation représentant les autres éléments de l'arcade ; dents adjacentes résiduelles, zones de crêtes édentées et l'ensemble des tissus parodontaux pour les modèles à carottes amovibles ou avec restitution de la fibromuqueuse.

Ce sont ces M.P.U, après traitement, qui permettent l'élaboration directe des prothèses fixées dans les techniques conventionnelles.

2.4.4.2. *Caractéristiques requises*

Les caractéristiques requises des M.P.U sont, *en première intention*, directement liées aux propriétés du matériau utilisé pour leur réalisation c'est à dire ;

- Précision dimensionnelle,**
- Capacité de reproduction des détails, précision de surface,**
- Résistance à l'abrasion, la compression, la traction,**
- Dureté de surface,**
- Stabilité dans le temps,**

Ces critères essentiels du matériau utilisé assureront précision, stabilité et solidité pour résister aux pressions et abrasions des manipulations du prothésiste qui tendent à détériorer les M.P.U et leur situation.

Les qualités de surface seront aussi préservées.

En seconde intention, les M.P.U devront répondre à d'autres critères spécifiques tout autant essentiels.

Quelle que soit la technique de fractionnement employée, les M.P.U du modèle de travail doivent présenter les caractéristiques suivantes,

D'après BUGUGNANI et LANDEZ, 1979 (11), BARTALA et LAVIOLE, 2000 (8) ;

- Les M.P.U doivent pouvoir être **insérés et désinsérés en situation** sur les modèles sans difficulté. Ils doivent être **démontables un à un** mais fixes lorsque le modèle est renversé.
- Les **rappports** entre les M.P.U, les dents adjacentes, antagonistes voire des tissus marginaux doivent être aussi **précis** que sur le modèle non fractionné.
- Les manipulations réalisées durant les différents temps de travail doivent se réaliser **sans déplacement** des M.P.U. dans le sens vertical, sagittal ou frontal.

-Le modèle de travail fractionné doit pouvoir être **placé sur articulateur** sans être démonté chaque fois que le retrait du M.P.U. est nécessaire.

-Les M.P.U. des reconstructions plurales doivent être **parallèles entre eux** pour permettre une désinsertion aisée des maquettes de cire sans risque de déformation.

Cette dernière caractéristique est liée aux axes des préparations dentaires réalisées mais aussi essentiellement à l'axe de fractionnement des M.P.U., lesquels, s'ils sont mal réalisés empêcheront la désinsertion aisée des éléments unitaires.

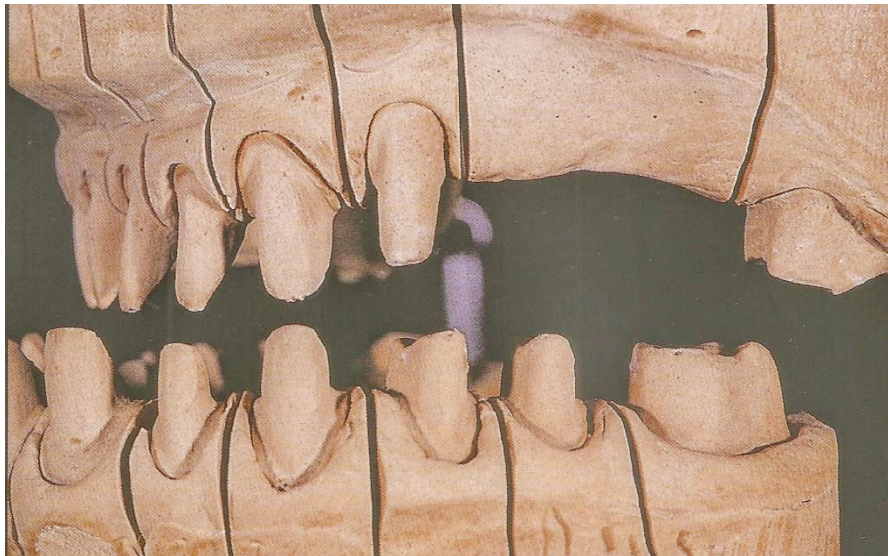


Figure 40 : Exemple d'un modèle de travail fractionné dont les M.P.U ne sont pas détournés. (6)

2.4.4.3. *Traitement des M.P.U ;*

Le M.P.U. fractionné est sujet à certains traitements qui permettront la réalisation prothétique.

Ces traitements, décrits par MARTIGNONI M. en 1990 (37), permettent l'accès à la limite périphérique de préparation prothétique et tendent à fournir au technicien des informations précieuses sur le profil d'émergence de la racine afin d'adapter la morphologie de la dent reconstituée lorsque les informations gingivales sont supprimées.

2.4.4.3.1. Détourage, Grattage, Marquage

Le détourage du M.P.U consiste en l'éviction de la zone gingivale afin d'objectiver les limites cervicales des préparations.

Le détourage et le grattage de finition permettent en outre ;

- la finition des maquettes en cire
- l'essayage des pièces coulées,
- la finition des bords cervicaux,
- la réalisation du profil d'émergence coronaire,
- le brunissage des matrices,
- la réalisation de joints céramiques et l'application de pâtes céramiques.

Mise en œuvre : d'après FRADEANI et BARDUCCI, 2010 (8).

Cette opération est effectuée par meulage à l'aide d'une instrumentation spécifique (fraises tungstène, bistouri...) en veillant à ne pas toucher les limites de préparation.

Une observation au microscope du M.P.U non préparé est alors préconisée afin de mieux appréhender ces limites préparées de la dent et les tissus gingivaux qui seront supprimés. (Fig. 42)

Après l'éviction des tissus gingivaux, la partie non préparée de la dent est mise en évidence, elle dicte un profil d'émergence dento-radiculaire et permet la lecture idéale de la limite cervicale.

Nous obtenons ainsi deux limites, l'une de la dent préparée ou limite cervicale et l'autre de la dent non préparée ou ligne d'émergence radriculaire. (Fig. 43)

Au-delà de ces limites une gorge périphérique sera réalisée à l'aide de la même instrumentation.

Cette gorge permet de visualiser nettement le profil d'émergence radriculaire et permet au prothésiste de donner l'inclinaison nécessaire à ses instruments de sculpture pour donner à la couronne un profil d'émergence coronaire correct selon les principes de « l'aile de mouette » dictés par ABRAMS,(17).

Ces dispositions servent aussi, nous le verrons, à limiter la perte d'informations engendrée par l'éviction des tissus gingivaux lors du détournage ; informations extrêmement précieuses pour la réalisation de l'élément prothétique.

Si la gorge est située juste en dessous de la ligne de finition, il y a perte du repère morphologique radicaire et risque de fracture du matériau de réplique entraînant une adaptation imprécise à ce niveau. (Fig. 41, C)

La concavité de la gorge peut être différente selon l'angle de la préparation par rapport à l'axe radicaire, par exemple dans le cas de dents versées de part et d'autre d'une zone édentée ou d'une dent en légère malposition vestibulaire ou linguale.

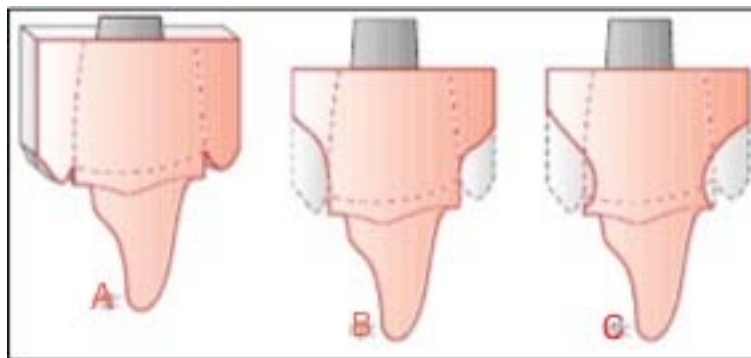


Figure 41: détournage du M.P.U. (8)

A : MPU avant le détournage

B : Détournage correct

C : Détournage incorrect ; la gorge étant située juste en dessous de la ligne de finition.

Un scalpel permet d'affiner la forme du socle au niveau de cette gorge périphérique au-delà des lignes de finition.

Les irrégularités du plâtre au niveau de la limite cervicale auront préalablement été affinées elles-aussi à l'aide d'un scalpel.

Une spatule de Tanner de forme discoïdale permet de polir les surfaces au delà de la limite cervicale c'est à dire la zone d'information anatomique du profil radicaire ainsi que la gorge périphérique en dessous.

Il est à noter que les matériaux utilisés ne présentent pas le même comportement physico-chimique face au détournage. En effet, le plâtre aura tendance à s'effriter et se casser tandis que les matériaux résineux auront tendance à fondre et se dilater.

Le plâtre taillé est souvent réduit en poussière par les instruments alors que la résine taillée se dégage sous forme de petits copeaux.

Ces considérations amènent à des précautions particulières lors du détournage et de l'accès aux limites de préparation.

Afin d'éviter toute déformation ou pertes d'informations du M.P.U en cours de réalisation, nous veillons à utiliser des vitesses de rotation faibles pour ne pas échauffer les matériaux. Aussi, un contrôle à la loupe binoculaire de l'avancée du détournage doit être régulièrement effectué.

Après les finitions, la limite de la préparation est alors objectivée par un trait de crayon bleu et la limite de la dent non préparée par un trait rouge par exemple. (Fig. 44)

On procède ensuite à la fixation de ces traits de crayons graphites à l'aide de colle cyanoacrylate.

Cette colle est diluée dans un godet avec de l'acétate d'éthyle pour la rendre plus fluide afin qu'elle ne s'épaississe pas pendant son application et engendre un surdimensionnement.

Le mélange ainsi obtenu est appliqué sur la limite avec l'extrémité d'un instrument métallique et les excès sont immédiatement éliminés avec un jet d'air.

La limite cervicale est ainsi protégée et les traits de crayon sont fixés sur le plâtre jusqu'à la fin du travail. (Fig. 45)

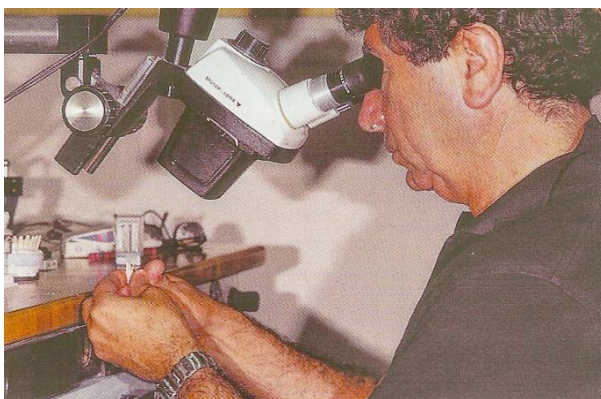


Figure 42 : Analyse microscopique du M.P.U avant son détournage. (6)

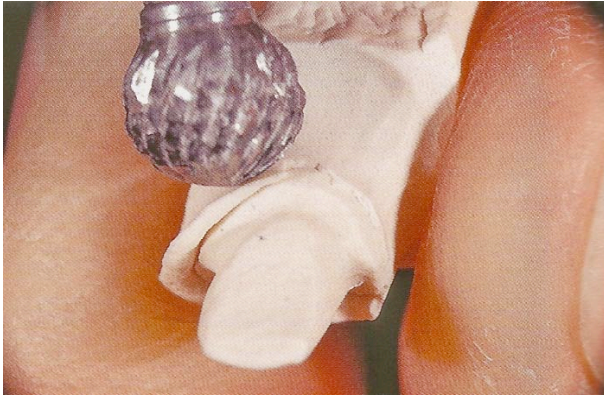


Figure 43 : Eviction de la zone gingivo-parodontale avec une fraise boule tungstène. (6)

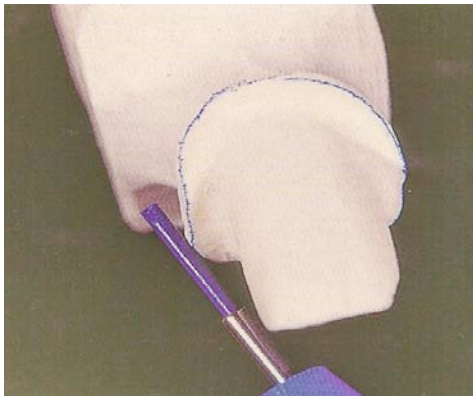


Figure 44: Objectivation des limites de préparation (bleu) et d'émergence radicaire (rouge). (6)

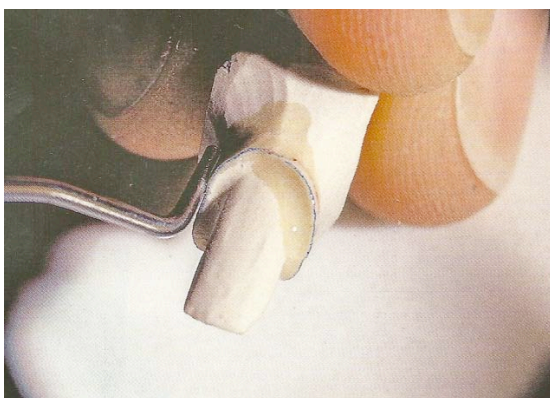


Figure 45 : Application et séchage de colle cyanoacrylate diluée préservant les limites objectivées. (6)

2.4.4.3.2. Application de l'espaceur

Les imprécisions des limites cervicales dues aux différents matériaux utilisés (empreintes, plâtre ou résine, cire, revêtement, alliages) sont compensées en recouvrant les préparations des MPU d'un espaceur.

Dans les cas où l'empreinte est jugée bonne et les M.P.U. jugés exacts on procédera également à l'application de ces vernis d'espacement.

Epais d'environ 10 à 25 μm (1 à 3 couches) pour ménager un espace au niveau de l'intrados des éléments définitifs destiné au ciment de scellement et son évacuation, il permet aussi une meilleure adaptation cervicale et un bord hermétique.

Ces produits opaques présentent des couleurs différentes souvent rouges, bleues ou vertes et peuvent être également chargés de pigments métalliques argentés ou dorés. Ce, afin de contrôler leur application.

Les espaceurs ou *Die-spacer* sont des vernis pelliculaires de 10 μm par couche, composés de liants et de solvants, susceptibles de donner par application en mince couche, un film lisse, dur et adhérent par évaporation de certains de ses constituants.

Ils sont extrêmement volatils et l'adjonction de diluant pourra être nécessaire afin que les vernis ne s'épaississent pas trop pendant la prise si le flacon est ouvert depuis quelques temps.

L'espaceur n'est appliqué que lorsque les modèles sont en articulateur afin de ne pas interférer sur la mise en place des enregistrements inter arcades en cire.

Une première couche ne recouvre que les surfaces occlusales des dents postérieures et les surfaces incisives et cingulaires des dents antérieures. (Fig. 46)

L'épaisseur finale requise est obtenue en appliquant deux couches supplémentaires sur les faces axiales des préparations, jusqu'à 1 ou 1,5 mm des limites cervicales. (Fig. 47)

Cette différence d'épaisseur permet au clinicien des retouches minimales de l'intrados de l'infrastructure prothétique, surtout entre les parois axiales et occluso-incisives. FRADEANI et BARDUCCI, 2010 (6).

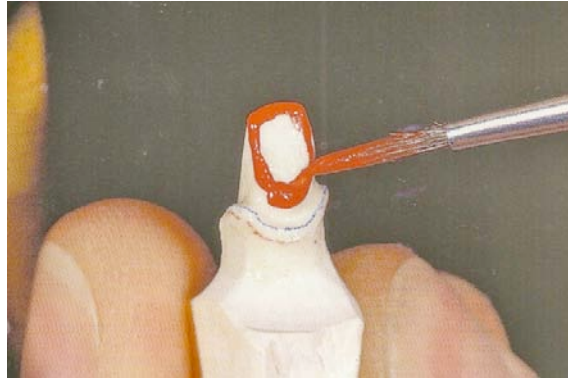


Figure 46 : Application de la première couche de verni espaceur. (6)

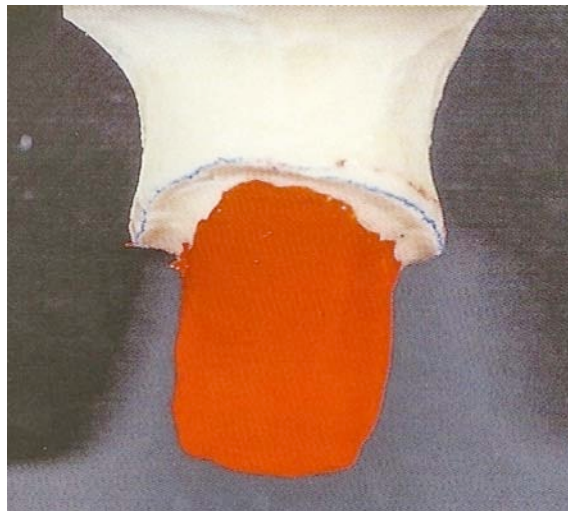


Figure 47 : M.P.U avec verni d'espacement pelliculaire appliqué en multicouches. (6)

2.4.4.3.3. Restitution de la fibro-muqueuse

Nous l'avons vu, la réalisation des Modèles positifs unitaires (M.P.U.), est indispensable à la réalisation des éléments en prothèse fixée.

Cependant, la réalisation de ces M.P.U. au cours du traitement du modèle positif de travail est indissociable de l'éviction des tissus parodontaux environnant les préparations dentaires.

Ces tissus en situation sont importants dans la communication des informations cliniques du patient entre le praticien et son prothésiste.

La transmission de ces éléments anatomiques par l'empreinte clinique réalisée permet au prothésiste d'adapter au mieux la prothèse à la situation clinique.

Ainsi, le profil gingival permet la réalisation d'une limite cervicale dento-prothétique adaptée et esthétique ainsi que la réalisation d'un profil d'émergence coronaire adéquate.

Dans la plupart des cas, les règles de détournement du M.P.U. telles que nous les avons vues, conduisent à la réalisation d'éléments prothétiques adaptés.

Mais les cas les plus complexes, notamment les réhabilitations de grande ampleur ou des dents antérieures nécessitent une restitution précise des informations parodontales de l'empreinte.

Il est alors possible de restituer la position exacte de la fibro-muqueuse sur le modèle de travail fractionné et détourné.

Ces techniques de restitution d'une « fausse gencive » sont aujourd'hui connues et codifiées, elles conduisent à des résultats bien meilleurs pour l'intégration biologique et esthétique des éléments prothétiques.

Nous décrivons ici deux techniques :

Première technique: d'après GEOFFRION, 1991 (25).

Grâce aux propriétés de conservation et de résistance des silicones par addition, il est possible d'obtenir deux modèles rigoureusement identiques à partir d'une même empreinte.

Le modèle n° 1 est coulé en plâtre et préparé classiquement par fractionnement et détournement des M.P.U.

Dans l'empreinte, de la résine molle (« Coe-soft » par exemple), à laquelle est mélangée de la résine teintée pour se rapprocher de la couleur gingivale naturelle, est déposée au pinceau au niveau des tissus gingivaux entourant chaque préparation (au niveau des crêtes édentées également dans le cas d'une reconstitution plurale).

L'empreinte est ensuite intégralement coulée en résine polyuréthane, la similitude chimique des deux matériaux, résine molle et résine polyuréthane, permettant la liaison intime.

Le modèle n°2 ainsi obtenu est la réplique exacte de la situation clinique au moment de l'empreinte, et le prothésiste de laboratoire peut confectionner la maquette prothétique sur le modèle n° 1 et en vérifier l'adaptation parodontale sur le modèle n° 2.

Le principal inconvénient de cette technique est une réplique des tissus gingivaux en situation d'éviction qui ne correspond pas à la situation clinique réelle, après cicatrisation du traumatisme induit par les manœuvres d'éviction.

Deuxième technique : d'après MALQUARTI, 1994 (36)

Elle utilise les qualités des silicones (stabilité dimensionnelle, facilité de manipulation) pour la réalisation d'une fausse gencive et peut être mise en œuvre à partir d'empreintes aux élastomères (silicones, polysulfures ou polyéthers).

Une empreinte des préparations et des tissus mous après stabilisation est réalisée ; soit avant l'éviction gingivale, soit au stade de l'essayage de l'armature.

Une clé en silicone des secteurs préparés est faite et des perforations (une vestibulaire et une linguale) sont pratiquées.

La clé est repositionnée sur le modèle de travail fractionné et détourné, après avoir éliminé toutes les interférences susceptibles de gêner le repositionnement et avoir éventuellement vaporisé un séparateur.

Le silicone est injecté par une des perforations, lentement, jusqu'à ce que l'excès fuse de l'autre côté.

Après prise complète du matériau, la clé est enlevée et les excès de fausse gencive sont éliminés autour des M.P.U à l'aide d'un bistouri.

La fausse gencive est ensuite repositionnée sur le modèle de travail.

Au stade de l'essayage, une empreinte armature-en-place est faite et servira de matrice pour la confection de la fausse gencive.

Les fabricants ont mis au point des matériaux spécifiques à la fausse gencive (« Gi-Mask Coltène », par exemple) présentant une fluidité, une souplesse et une teinte facilitant le travail du prothésiste de laboratoire.

Il nous faut noter ici que la restitution de la gencive est réalisable dans le cadre des modèles de travail à carottes amovibles de GELLER.

Ce modèle de travail propose de réaliser des M.P.U qui sont intégrés au sein d'un modèle monolithique sur lequel la gencive reproduite en dur par le plâtre est présente. Nous développerons cette technique au chapitre consacré.

Ces techniques de fausses gencives améliorent considérablement l'intégration parodontale des prothèses fixées mais allongent le temps de travail et, pour ce qui est de la méthode avec empreinte de repositionnement de l'armature, peuvent être moins précises que souhaité (déchirements, difficultés de remise en place surtout dans le cas de bridge...).

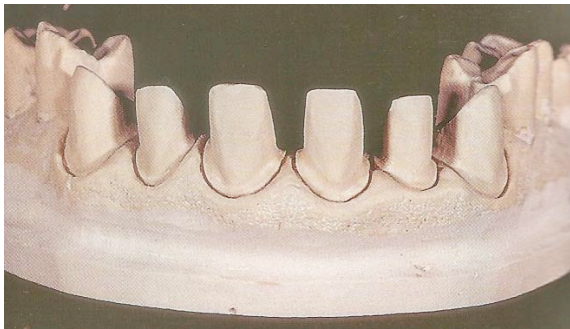


Figure 48 : Application d'une fausse gencive fidèle sur un modèle à carottes amovibles. (6)



Figure 49 : Restitution d'une fausse gencive au cours d'une réhabilitation prothétique étendue. (6)

2.4.4.3.4. Analyse critique sur le traitement des M.P.U.

2.4.4.3.4.1. *Suppression des tissus gingivaux*

Comme nous venons de le voir, la réalisation de M.P.U indissociables à la réalisation de prothèses fixées dans les techniques conventionnelles est incompatible avec la préservation des tissus gingivaux.

Or, Ces tissus gingivaux supprimés sont autant d'informations parodontales enregistrées par l'empreinte servant à la réalisation d'éléments prothétiques répondant à des profils d'émergence coronaires adéquats et une biocompatibilité tissulaire optimale.

En effet, un des critères d'intégration buccale de la future prothèse fixée est l'adaptation à son environnement gingivo-parodontal et, une morphologie axiale adéquate de la restauration en représente un des impératifs fondamentaux.
BARTALA, 2010 (8).

CROLL,1989 (16) a montré, à partir d'une étude photographique, que le profil d'émergence de la couronne dentaire est, dans la plupart des cas, dans le prolongement de la zone radiculaire.

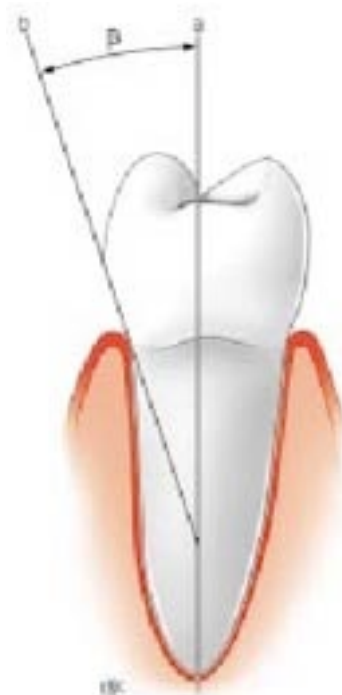


Figure 50 : L'angle d'émergence est formé par le grand axe de la dent a, la ligne b représentant le profil d'émergence de la couronne dentaire au niveau de la gencive marginale. (8)

La couronne prothétique doit respecter le profil d'émergence de la couronne naturelle pour une bonne intégration parodontale et esthétique.

Dans le cas contraire, on peut définir des surcontours et des sous-contours horizontaux et verticaux. (Fig. 51)

La plupart des auteurs s'accordent pour dire que les surcontours sont plus néfastes pour la santé parodontale que les sous-contours.

Si les premiers sont entièrement liés à la netteté de l'enregistrement de la limite cervicale, les sur- et sous-contours verticaux dépendent de l'enregistrement du départ radiculaire, c'est-à-dire que l'empreinte doit enregistrer 1 ou 2 mm au-delà de la ligne de finition, généralement jusqu'au fond du sulcus pour une ligne de finition légèrement sous-gingivale.

Ceci implique un matériau d'empreinte et une technique d'éviction gingivale adaptés à chaque situation clinique et présente moins de difficultés pour les lignes de finition juxta- et supra-gingivales.

Quel que soit le mode de réalisation du modèle de travail, ceci passe par deux conditions : BARTALA, 2010()

-respecter l'enregistrement du départ radiculaire lors de la préparation du MPU par détournage ;

-conservation de l'anatomie gingivale autour des préparations.

Il est donc particulièrement important de transmettre au laboratoire de prothèse les informations nécessaires au respect du profil d'émergence par une empreinte suffisante.

Il est tout aussi important que le prothésiste de laboratoire prenne soin de ne pas détruire les données parodontales et morphologiques lors de la préparation des M.P.U., tout au moins qu'il puisse les restituer fidèlement.

Il apparaît que la réalisation d'une gorge périphérique en deça des limites du M.P.U permet d'extrapoler la position des tissus parodontaux et semble suffire à la réalisation des éléments prothétiques dans la plupart des cas.

Cependant, la restitution de la fibro-muqueuse comme décrite au chapitre consacré revêt toute son importance pour des résultats prothétiques optimaux, particulièrement lors de réhabilitations étendues ou antérieures.

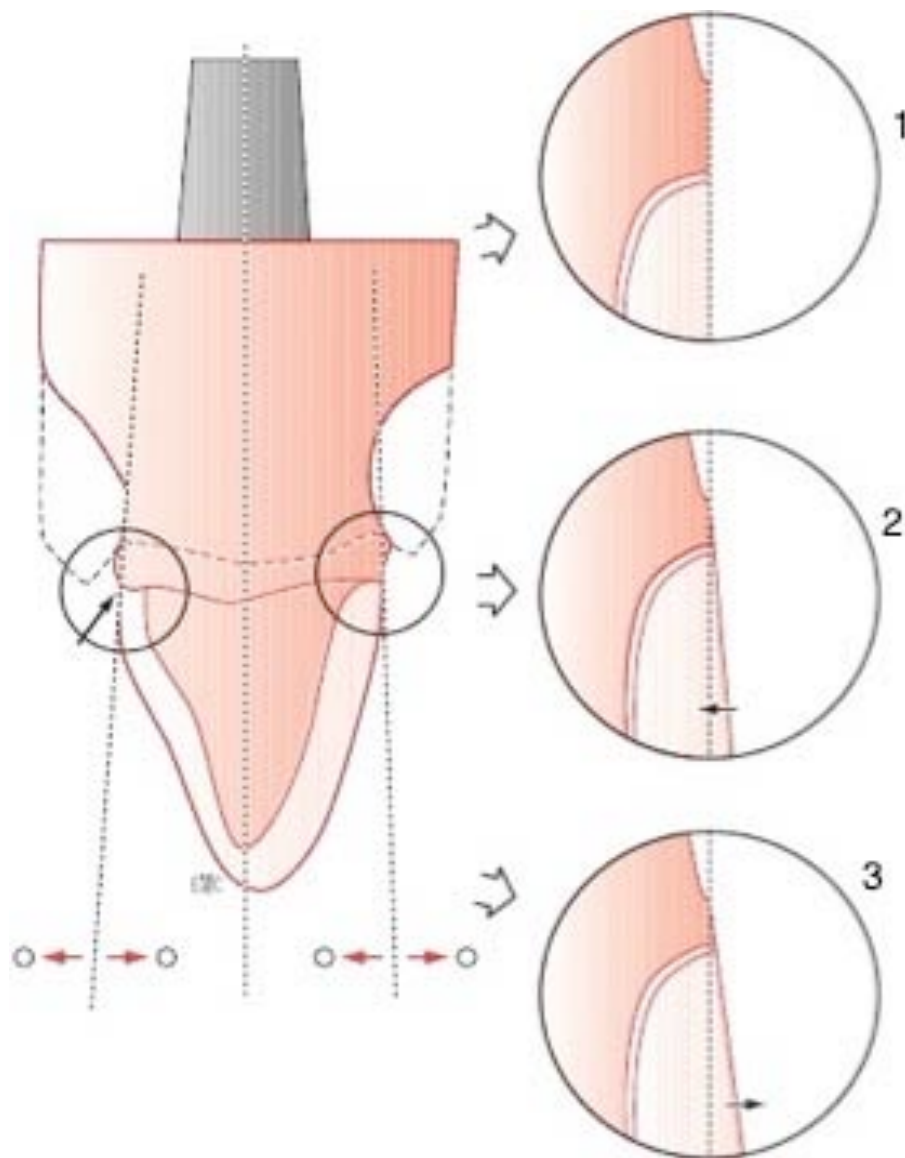


Figure 51: Surcontours ou sous-contours verticaux selon que l'angle d'émergence prothétique est positif ou négatif par rapport à l'émergence radiculaire ; (8)

- 1 : Contour vertical satisfaisant.
- 2 : Contour vertical négatif ou sous-contour.
- 3 : Contour vertical positif ou sur-contour.

2.4.4.3.4.1. Modifications dimensionnelles

Des techniques dont le but est la modification dimensionnelle des M.P.U. existent, mais ne peuvent se concevoir que dans le sens du surdimensionnement de ceux-ci.

On ne peut espérer de ces techniques d'expansion un rattrapage ou une compensation précise d'une empreinte déformée dans la mesure où il est presque impossible d'estimer les degrés d'erreur rencontrés.

Aussi, la mise en œuvre de ces techniques ne s'avère pas systématique. Elles pourront être envisagées lorsque :

-L'empreinte est supposée contractée, le plus souvent consécutivement au temps écoulé trop long entre sa désinsertion et son traitement.

-Le M.P.U. est jugé rétracté, dû à l'empreinte elle-même mais également à la nature du traitement réalisé sur ces derniers (prothèse mixte, M.P.U réalisés en résine, brunissage de matrices en résine).

-Le M.P.U. est jugé exact, mais on souhaite améliorer la précision d'ajustage du joint périphérique cervical.

Face au premier cas de figure, « *l'empreinte est supposée contractée* », on envisagera une modification dimensionnelle de première intention par la réalisation de la réplique en plâtre-pierre afin de majorer l'expansion de ce matériau jusqu'à 0,4 % selon les procédés traités au début de ce travail.

Pour rappel, on pourra jouer sur le rapport dosage eau/poudre, sur l'expansion de prise hygroscopique, sur le type et la durée de malaxage ainsi que l'incorporation de durcisseurs dans le mélange.

En seconde intention, comme presque systématiquement, on utilisera des vernis d'espacement.

Pour les autres cas de figure, « le M.P.U. est jugé exact ou rétracté », on se basera uniquement sur le surdimensionnement de deuxième intention grâce à l'application de vernis d'espacement de manière raisonnée.

En outre, on peut également envisager l'emploi de ces vernis pour marquer les zones de frottement d'un élément prothétique sur son M.P.U et effectuer des retouches précises sur l'intrados de ladite prothèse.

On pourra également combler des zones de contre-dépouille.

Les techniques de compensation visant à modifier la dimension des modèles positifs n'ont de sens, objectivement, que dans la mesure où l'empreinte et le modèle positif qui en découle présentent déjà un niveau de précision élevé.

Ces techniques sont approximatives mais cependant de nature à rendre un réel service lorsqu'elles sont utilisées judicieusement.

3. LES DISPOSITIFS D'ELABORATION DES MODELES DE TRAVAIL

3.1. Introduction

En prothèse fixée, une fois l’empreinte clinique réalisée, le prothésiste confectionne au laboratoire le maître-modèle ou modèle de travail destiné à réaliser les éléments prothétiques voulus.

Pour le traitement des empreintes numériques de travail et notamment leur coulée, au laboratoire équipé d’une imprimante ou au centre d’usinage agréé, nous nous référerons au chapitre suivant.

Dans les traitements « traditionnels » le modèle monobloc obtenu sera alors fractionné.

Pour ceci, l’industrie dentaire abonde de systèmes technologiques plus ou moins sophistiqués et plus ou moins performants.

Ceux-ci reposent pour la plupart sur un fractionnement de deuxième conception mais aussi pour certains sur la première conception.

Compte tenu des différentes propriétés chimiques et mécaniques des matériaux utilisés et des techniques de fractionnement déjà développées, le choix des procédés ou des dispositifs d’élaboration des modèles de travail ne peut se faire arbitrairement.

En effet, les matériaux, le matériel et les techniques sont choisis en fonction de leur précision, leur compatibilité, de la proximité du laboratoire mais aussi des réhabilitations envisagées par exemple.

Nous allons dans un premier temps nous pencher sur les critères essentiels de sélection des dispositifs d’élaboration de modèles de travail puis nous prendrons pour objectif de cette partie la présentation des dispositifs les plus couramment employés au sein des laboratoires dentaires, leurs avantages et leurs limites d’utilisation.

Chaque système étant choisi pour son principe et sa cohérence. Des photos appuieront les principales étapes de réalisation, le but recherché étant d’adapter les techniques possibles aux cas cliniques rencontrés.

3.2. Critères de sélection du dispositif

3.2.1. Simplicité, Rapidité

Le système choisi pour la réalisation et le fractionnement d'un modèle de travail doit être simple d'utilisation et intelligible par son utilisateur.

Ce, afin éviter tout découragement et de donner l'envie de pousser la précision du système à son paroxysme.

Un système simple à réaliser n'est pas forcément rapide, donc la succession des étapes, aussi simples soient-elles, devra prendre le moins de temps possible à l'opérateur pour qu'il puisse rester concentré tout au long mais aussi dans un souci économique nous devons l'admettre.

Un protocole simple de compréhension et de réalisation encourage l'utilisation d'un système par apport à un autre plus complexe donnant des résultats similaires.

Un utilisateur moins chevronné pourra ainsi accéder à des résultats acceptables plus facilement.

Aussi, la simplicité réduit l'erreur, par définition, si elle ne s'accompagne pas d'une baisse des exigences requises.

La simplicité d'un dispositif est essentiellement représentée par le nombre d'étapes de son protocole d'utilisation, chaque étape étant vectrice d'erreurs potentielles, mais aussi de l'appareillage nécessaire au système devant être limité et le moins fastidieux possible (absence de sophistication excessive, cast relevant du puzzle !)

La rapidité se traduit par le temps de mise en oeuvre nécessaire au traitement de l'empreinte dans le but d'obtenir le modèle fractionné prêt à la réalisation prothétique.

Si ce n'est sur la fatigabilité excessive de l'opérateur ou la diminution de sa concentration à cause du temps opératoire demandé par le système, cette notion n'est foncièrement pas si intéressante et relève essentiellement de la réalité économique d'un laboratoire dentaire.

3.2.2. Précision dimensionnelle

Nous l'avons vu, la précision dimensionnelle d'un modèle de travail passe par le choix du matériau de coulée, lequel doit être le plus fidèle possible des préparations cliniques après sa coulée et conserver son intégrité durant ses manipulations.

En effet, lors de sa préparation le modèle monobloc sera fractionné et soclé, et c'est lors de ces étapes que le système d'élaboration doit permettre au modèle de conserver sa précision dimensionnelle et être identique au modèle monobloc.

Aussi, c'est au travers du soclage que le système devra contrôler l'expansion du plâtre ; à fortiori quand le soclage renferme les gaines des pin's des M.P.U, que le soclage est différé de la coulée du modèle, mais surtout si le coefficient linéaire du matériau utilisé pour le soclage est différent de celui du matériau du modèle positif.

C'est tout autant au travers du fractionnement que le dispositif choisi devra, malgré la perte de matière due au sciage, conserver les mêmes rapports dimensionnels des préparations entre elles.

Peu importe le procédé, M.P.U. pin's, M.P.U. carottes ou M.P.U. emboisés, qu'il repose sur socle réalisé après la coulée, pendant la coulée, en plâtre ou autre, le repositionnement de toutes les parties du modèle fractionné doit correspondre le plus exactement possible à la position de ces mêmes parties sur le modèle monobloc.

C'est-à-dire que les préparations mises en M.P.U, les zones édentées ainsi que le parodonte marginal doivent avoir une position identique à la situation clinique.

Nous comprenons ici que l'utilisation d'un matériau de choix quant à sa précision dimensionnelle est tout autant importante que le choix d'un dispositif assurant la conservation de cette précision.

3.2.3. Reproductibilité, Fiabilité

On peut dire que la reproductibilité est la fidélité des résultats d'une même opération (ou expérimentation) répétée à des moments, en des lieux ou avec des opérateurs différents.

La reproductibilité d'un dispositif est donc sa capacité à obtenir les mêmes résultats à partir des mêmes échantillons de travail standardisés, par le même opérateur ou des opérateurs différents utilisant exactement le même équipement en des lieux différents.

C'est cette reproductibilité établie qui amène le critère de fiabilité du dispositif, c'est à dire son caractère fiable d'utilisation, amenant à un résultat probablement contrôlé quelques soient les échantillons.

De manière plus réaliste le système choisi doit amener à de bons résultats, fidèles à son cahier des charges et ce de manière prévisible et répétée.

3.2.4. Stabilité, déformabilité, usure de manipulation

Ce premier critère intéresse la stabilité du modèle fractionné obtenu grâce au dispositif, car nous l'avons vu, le modèle monobloc est le lieu de transformations multiples ; d'ébarbage, de toilettage, de forage et notamment de segmentation et de soclage.

Le modèle obtenu doit alors offrir un maintien dans le temps de l'état obtenu durant les étapes de manipulation au moins jusqu'au jour du scellement des éléments prothétiques.

Les MPU doivent retrouver leur emplacement précis de manière simple et contrôlée et ce malgré leurs nombreux dé positionnement/repositionnements.

Le modèle doit retrouver de la même manière son positionnement sur le socle si celui-ci est existant.

Cette qualité se retrouve au travers une faible usure de manipulation du modèle par le système, du système par le modèle, du système et du modèle eux-mêmes ;

-Du modèle lui-même,

Car les manipulations de celui-ci dans le temps amènent inéluctablement à une usure du matériau de réplique directement par forage, grattage...ou indirectement par usure de frottement lors des repositionnements (M.P.U entre eux, M.P.U avec le socle).

Nous considérons l'influence de l'environnement négligeable sur le matériau puisque celui-ci restera abrité et exposé dans un environnement neutre.

-Du système lui-même,

Car il est souvent constitué d'éléments à emboîter, lesquels s'usent et peuvent diminuer la précision de celui-ci, par manque de verrouillage par exemple. On parle de déformabilité du système.

Aussi, tous les composants et instruments extérieurs sont des consommables sujets à une altération dans le temps (forets,..) et dont on surveillera l'usure et le remplacement pour en conserver les performances.

-Du système par le modèle,

Le moins important car en principe les matériaux utilisés par les systèmes présentent une meilleure résistance à l'usure que les matériaux de réplique.

La répétition des interactions entre les matériaux conduit tout de même à l'usure progressive des éléments du système.

-Du modèle par le système,

Certainement le plus important dans les dispositifs à emboîtement du socle et des M.P.U, les « tray » des dispositifs en polyuréthane usant sensiblement le plâtre lors de l'amovibilité des MPU.

3.2.5. Soclage du modèle

Tous les dispositifs demandent un soclage du modèle de travail selon différentes modalités ;

- Soclage *immédiat ou différé*,
- Socle en *plâtre, résines, plexiglas...*,
- Socle coulé par *expansion libre ou contrôlée*,
- Socle *solidaire des M.P.U. ou indépendant*.

La littérature retient cependant deux grandes familles de modèles de travail ; (31)

- Les modèles sur socle dits « *instables* »
(Système Pindex, pin-aiguilles.)
- Les modèles sur socle dits « *stables* »
(Systèmes Accutrac, Zeiser)

Les socles en résine polyuréthane ou époxy ne posent que leur problème de rétraction de prise, car sont coulés dans un même temps que les futurs M.P.U, ce problème nous ramène alors directement à l'étude de l'usage de ce matériau.

Pour le plâtre pierre, la réalisation du socle est souvent secondaire à la coulée du modèle, il est alors important d'apporter un contrôle à l'expansion de prise et le procédé choisi doit pouvoir répondre à ce critère pour éviter toute déformation du modèle et tous déplacements des M.P.U sous ces contraintes déformatrices.

3.2.6. Mise en articulateur

La mise en articulateur est une étape souvent essentielle dans l'élaboration prothétique.

Son intérêt réside en la réalisation de prothèses d'usage dont la forme répond à tous les critères d'occlusion dynamique et statique du patient et s'intégrant au mieux aux différentes fonctions de l'appareil manducateur.

Ainsi, le réglage des fonctions de la prothèse fixée par le prothésiste ne peut se faire qu'en connaissance des données occlusales enregistrées sur le patient.

Il est indispensable d'enregistrer correctement ces données par une prise de R.I.M précise voire en utilisant un arc facial de transfert pour les cas prothétiques plus complexes.

Nous soulignons donc l'intérêt d'utiliser un dispositif précis qui facilitera considérablement la mise en articulateur du modèle de travail et de son antagoniste, fidèlement à la réalité clinique, prolongeant ainsi le travail de précision du clinicien.

En effet, la mise en articulateur facilitée, en temps et en mise en œuvre, n'est pas inhérente à tous les dispositifs que nous allons décrire.

Aussi, les cas nécessitant l'utilisation d'un arc facial de transfert doivent permettre le transfert du modèle maxillaire sur articulateur facilement.

3.3. Dispositifs basés sur le fractionnement de deuxième conception ;

Deux catégories de dispositifs sont basées sur le fractionnement de deuxième intention ;

-Les dispositifs avec **M.P.U à pins**,

-Les dispositifs à **emboîtement plastique**.

La technique de réalisation des modèles de travail à carottes amovibles ne nécessite aucun dispositif particulier mais répond aussi au concept de fractionnement en deuxième intention.

3.3.1. Dispositifs par forage du modèle positif pour la réalisation de M.P.U à pins

3.3.1.1. *Système PINDEX*

3.3.1.1.1. Principe, matériel

Le système PINDEX de chez « Whaledent » est un dispositif de fractionnement des modèles de travail reposant sur la deuxième conception (ou fractionnement après coulée) et, préalablement à ce fractionnement, un forage du modèle en regard des futurs M.P.U. et du socle.

Ce forage de précision conduit à des puits parallèles destinés à recevoir des pins collés.

La partie émergente de ces pins recevra une gaine qui sera emprisonnée dans le socle durant son élaboration ultérieure rendant ainsi le M.P.U amovible.

C'est après la réalisation du socle que le modèle sera fractionné.

Ce dispositif comprend donc une perceuse foreuse laser pour les dernières générations permettant la visualisation du forage avant son action. Les foreuses de dernière génération assurent aussi un forage perpendiculaire.

La foreuse reçoit le modèle sur sa platine antidérapante et les forets calibrés aux diamètres des gaines résident sur une potence à action verticale.

La coïncidence du trait lumineux et du marquage de l'emplacement des puits détermine exactement à 180° les perforations sur la base du modèle.

Le système propose des pins simples, doubles, courts, moyens, longs, à gaines plastiques ou métalliques pour répondre aux différents types de dents et leurs positions.



Figure 52: Exemple d'une foreuse de précision laser Pindex.

3.3.1.1.2. Mise en œuvre

Traitement du modèle après sa coulée :

Le modèle monobloc en plâtre pierre est réduit à une hauteur de 10-15 mm depuis sa base jusqu'aux collets des dents.

La base est aplanie pour qu'elle soit parallèle à la platine de la foreuse afin que les puits soient parallèles entre eux et aussi perpendiculaires aux axes des dents.



Figure 53: Modèle préparé et réduit en vue du fractionnement et du soilage. (13)

Détermination de l'emplacement des puits :

Les futurs emplacements des pins sont marqués au crayon sur la base du modèle aplani et sont dans l'axe virtuel des racines et des faces occlusales afin d'assurer une insertion/désinsertion aisée des M.P.U une fois le fractionnement réalisé.

Forage des puits :

Le modèle de travail est disposé sur la platine, base vers le haut, tenu fermement entre pouce et index de l'opérateur.

L'autre main actionne la descente du foret après le contrôle visuel du point de forage et lentement les puits sont réalisés jusqu'à la profondeur de forage maximale contrôlée par un stop à la base du foret.

Le forage de 2 puits par M.P.U est souhaité, ceci afin d'éviter toute rotation du M.P.U durant son repositionnement malgré la précision des foreuses.

On humidifie le modèle pour éviter la cassure du plâtre traduit par des éclats autour du puit. (Fig. 54)



Figure 54: Forage des puits sur le modèle de travail. (13)

Positionnement et fixation des pins :

On recouvre l'extrémité du pin destiné à pénétrer le modèle d'une fine couche de colle cyanoacrylate fluide dont on élimine l'excès une fois le pin positionné au fond du puit.

On commence par placer les pins courts dans les puits intérieurs de l'arcade puis les pins longs dans les puits extérieurs.

On positionne la gaine correspondante à l'extrémité libre du pin qui sera prise dans le socle pendant sa coulée. (Fig. 55)



Figure 55: Mise en place des pins et de leurs gaines. (13)

Coulée du socle :

Préalablement à la coulée du socle, on enduit la base du modèle d'un liquide séparateur maintenant indépendants le socle et le modèle.

On dispose aussi une bande de cire rose, ou cire molle, à l'extrémité des gaines des pins.

Du plâtre frais est placé entre ces gaines et le reste du plâtre ira dans un moule coffrant le soclage et prévu à cet effet.

Après la prise du plâtre, on retire cette bande de cire et l'on peut dès lors séparer le modèle de son socle en poussant sur les parties du pin dépassants des gaines. (Fig. 56)

Nous notons qu'une manchette de coffrage du socle est fournie et limite l'expansion du plâtre.



Figure 56: Modèle préparé et disposé pour la coulée de son socle. (13)



Figure 57: Modèle soclé non fractionné. (13)

Fractionnement du modèle :

C'est l'étape finale de préparation des M.P.U amovibles.
Les M.P.U sont sciés en partant de la base du modèle jusqu'à la situation interdentaire au niveau de la papille, à 2mm de celle-ci.

On peut réaliser une encoche de fragilisation au niveau de la papille afin d'optimiser la cassure par pression digitale légère.

On polit les parois des M.P.U, ils peuvent alors être séparés indépendamment du modèle et du socle et être repositionnés exactement sans friction.

Comme nous l'avons dit le sciage peut être réalisé :

- *Manuellement* avec une scie « de bijoutier », dont la dimension du trait de sciage est de l'ordre de 0,18 à 0,25 mm selon la scie utilisée,
- *Mécaniquement* avec une scie électrique, notamment la scie « Coltene » de chez le même concepteur ; ou un disque diamanté monté sur pièce à main. (Fig. 58)

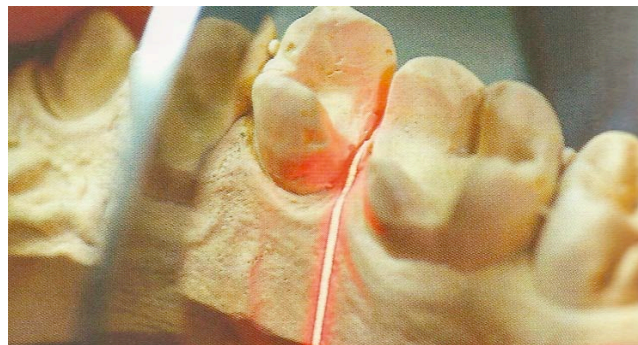


Figure 58: Exemple de fractionnement mécanique par une scie électrique à visée laser. (2)



Figure 59: Modèle soclé et fractionné. (13)

Avantages :

- Parfaite présentation.
- Traitement immédiat de l’empreinte possible et fractionnement différé.
- Permet le fractionnement des modèles traités avec la plupart des matériaux (plâtre, résine).
- Autorise le démontage/remontage précis des tous les éléments constitutifs.
- Le fractionnement des empreintes de grande étendue est précis.
- Système permettant une expansion du socle même si celle-ci n’est pas souhaitée à cette étape.
- Expansion convenable des M.P.U si le plâtre utilisé pour le socle est le même que pour la coulée, avec le même faible coefficient d’expansion de prise.

Inconvénients :

- Modèle dit sur socle « instable » ; expansion de prise libre du socle nécessitant obligatoirement l’utilisation de plâtres durs équilibrés à faible expansion de prise.
- Les gaines souples peuvent voir leur section diminuée par l’expansion du plâtre, pouvant ainsi empêcher l’enfoncement total du pin.
- Coulée différée du socle.
- Matériel spécifique nécessaire (foreuse...).
- Mise en œuvre demandant une grande rigueur.
- La mise en articulateur n’est pas facilitée et est différée du soclage.

3.3.1.2. *Système SPLITFIX*

3.3.1.2.1. Principe, Matériel

Le système SPLITFIX de chez « Microtechnik » repose également sur le fractionnement de deuxième conception.

Son protocole est rigoureusement le même que celui du système PINDEX mais sa différence réside en l'utilisation d'une assiette de fixation ajustable en fonction de la profondeur des pins et se positionnant au fond de la manchette de coffrage du socle.

Cette assiette aimantée permettra un montage facilité en articulateur et un démontage de l'articulateur et du modèle sur son socle. (Fig. 60)

Le matériel de réalisation des M.P.U est constitué aussi d'une perceuse et de pins ainsi que d'un vibreur spécifique à la coulée du socle dans sa manchette.

L'assiette de fixation est composée de polycarbonate et dispose d'un aimant en son centre.

Cette assiette s'ajuste à des hauteurs différentes au sein de la manchette de coffrage et se fixe solidement grâce à un boîtier de serrage extérieur.

La surface de cette assiette est chevronnée de trois « V » (Fig. 61) admettant ainsi un repositionnement unique du modèle de travail et s'opposant au jeu latéral de celui-ci.

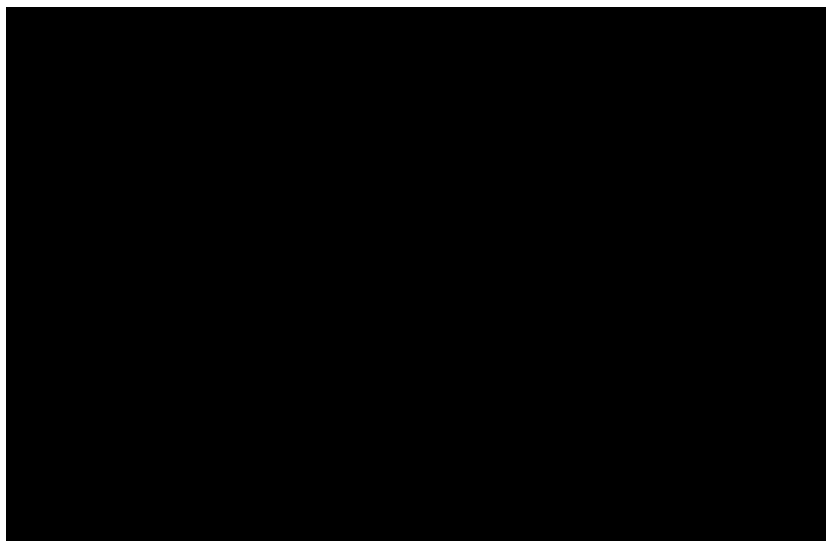


Figure 60: Matériel splitfix; assiettes, aimants, manchette et vibreur. (54)

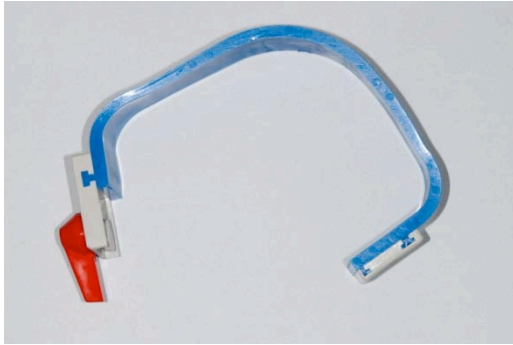


Figure 61 : Manchette détachée / coté chevronné et aimanté de l'assiette de fixation. (54)

3.3.1.2.2. Mise en œuvre

Le modèle en plâtre-pierre démoulé de son empreinte est usuellement réduit dans ses parties postérieures et proprement détourné en arrondissant les angles.

On réduit aussi sa base en l'aplanissant perpendiculairement jusqu'à 1 cm des collets dentaires de l'empreinte.

On peut améliorer la qualité de surface du plâtre à l'aide de papier de verre à granulométrie adaptée ; on veille pour ceci à humecter le modèle pour réduire les micro-cassures de plâtre.

On détermine l'emplacement des puits, on réalise leur forage, on positionne et isole les pins de la même manière que le protocole PINDEX.

Nous allons décrire plus précisément l'originalité de ce système qui se fonde sur la coulée du socle.

Isolation du modèle :

On isole la base du modèle de son futur socle à l'aide d'un liquide ou vernis séparateur plâtre/plâtre.

Il est vaporisé afin de pénétrer plus intensément dans la partie superficielle du plâtre et ainsi recouvrir ses microporosités de surface.

Le choix du produit est très important, il doit isoler le plâtre en créant une pellicule très fine non gênante et ne modifiant pas les dimensions du modèle sur son socle.

Coulée du socle :

On insère l'assiette de fixation dans la manchette de coffrage, l'assiette de fixation devient ainsi la base du socle et celle-ci est ajustée à bonne hauteur pour laisser le modèle dépasser de la manchette réservée au socle.

On verrouille la hauteur désignée avec le boîtier de serrage et l'on peut procéder à la coulée sur le vibreur dédié. (Fig. 62-63)

On a isolé les pins, comme vu précédemment, et l'on dispose le plâtre entre les gaines. Le plâtre est également coulé dans la manchette et le modèle est disposé dessus. (Fig. 64)

On démonte la manchette pour libérer le modèle soclé de l'assiette de fixation puis le modèle du socle (Fig. 65-66)

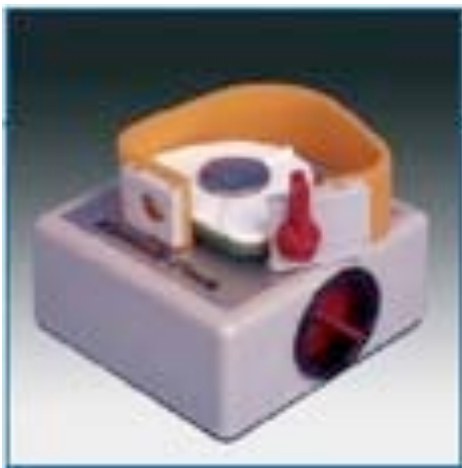


Figure 62: Mise en place de l'assiette au fond de la manchette. (54)



Figure 63: Modèle préparé et disposé pour la coulée du socle. (54)

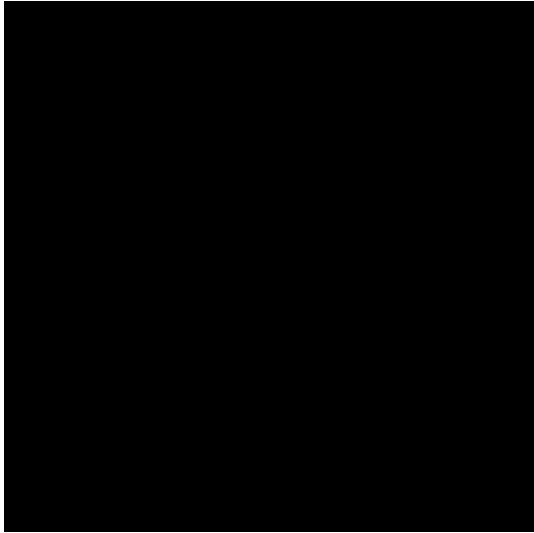


Figure 64 : Coulée du socle réalisée. (54)



Figure 65: Modèle soclé détaché de sa manchette. (54)



Figure 66: Modèle désaimanté de l'assiette de fixation. (54)

Le fractionnement du modèle est alors réalisable selon le même principe que le système PINDEX.

Le modèle de travail soclé sera aisément mis en articulateur grâce au deuxième versant de l'assiette de fixation et la base aimantée jouera le rôle de split-cast pour des manipulations facilitées et un repositionnement exact.



Figure 67: Modèle Splitfix mis en articulateur. (54)

3.3.1.2.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Mise en articulateur facilitée par la base du socle aimantée, démontable facilement, l'aimant jouant le rôle de split-cast.
- Manchette de coffrage pour la coulée du socle contrôlant l'expansion de prise.
- Traitement immédiat de l'empreinte possible et fractionnement différé.
- Bonne présentation.
- Permet le fractionnement des modèles traités avec la plupart des matériaux (plâtre, résine).

Inconvénients :

- Modèle sur socle « instable » ; Soclage différé pouvant entraîner une expansion linéaire du modèle de travail malgré la présence de la manchette de coffrage.
- Protocole de forage rigoureux.

3.3.1.3. Système ZEISER

3.3.1.3.1. Principe, Matériel

Le système ZEISER est un dispositif d'élaboration de modèles de travail reposant sur un socle de plexiglas préfabriqué au travers duquel seront directement réalisés les puits de forage en regard des préparations à mettre en M.P.U.

À ce stade, l'empreinte n'est pas encore coulée, elle le sera en un seul temps, et la plaque jouant le rôle de socle aura aussi pour but de compenser l'expansion linéaire du plâtre.

Ce dispositif est composé d'une perceuse munie d'une tige guide, d'un foret et d'un porte-plaque.

Un berceau de positionnement assure l'immobilité et le placement de l'empreinte durant le forage et la coulée du plâtre dans celle-ci.

Des pins adaptés au système de forage et semblables aux autres procédés sont aussi utilisés.



Figure 68: Pins Zeiser courts sans gaines.

3.3.1.3.2. Mise en œuvre

Traitement de l'empreinte :

L'empreinte est découpée au bistouri au niveau de ses bords et de son palais afin que la plaque de plexiglas repose sans basculer.

L'empreinte est ensuite immobilisée à l'aide de « Permaflex » sur son berceau de positionnement.

Elle est soigneusement emboîlée pour contenir le plâtre frais.

L'ensemble est alors disposé sur la platine de la perceuse. (Fig. 69)

Mise en place/forage du socle :

La plaque de plexiglas est disposée au sein du porte-plaque sur l'empreinte le plus parallèlement possible au plan d'occlusion grâce à la taille au bistouri réalisée. (Fig. 70)

Le technicien glisse le porte-plaque en regard de la tige guide à l'endroit où il souhaite forer et donc placer un pin.

Le forage s'effectue alors en serrant des deux mains le porte-plaque et les ouïes d'appui.

La plaque peut être retournée sur son porte-plaque pour réaliser trois forages en son centre en vue d'une mise en articulateur du modèle.



Figure 69: Mise en place de l'empreinte dans son berceau sur la foreuse pour le forage du socle.

Mise en place des pin's :

Pour prévenir de la rotation des M.P.U. on utilise deux pins comme précédemment. Ils sont placés dans les puits de même conicité par simple friction avec le plexiglas.

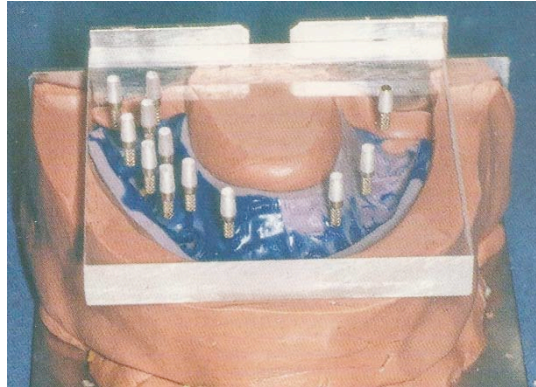


Figure 70: Mise en place des pins au sein du socle plexiglass du modèle Zeiser.

Coulée de l'empreinte :

L'empreinte est posée à plat sur un vibreur et est remplie de plâtre frais en excès. On coule aussi du plâtre directement sur les rétentions des pins puis la plaque est basculée par-dessus en la faisant correspondre au décrochement du berceau afin que les pins et leurs puits soient en regard des préparations destinées à être mises en M.P.U après fractionnement. (Fig. 71)

La plaque est maintenue dans son porte-plaque au-dessus de l'empreinte pendant le temps de durcissement.

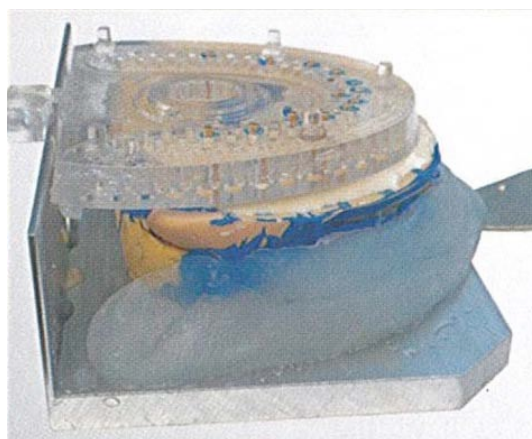


Figure 71: Empreinte coulée avec remise en place du socle grâce au berceau de repositionnement.

Après durcissement, elle est retirée, et le modèle désinséré de l'empreinte peut être ébarbé et poli.

Fractionnement du modèle :

Selon les techniques habituelles déjà décrites on réalise le fractionnement du modèle qui retrouve sa dimension d'origine, chaque pin est positionné exactement et chaque M.P.U se retrouve correctement positionné.

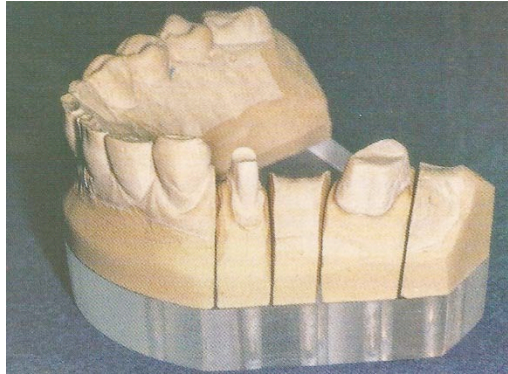


Figure 72: Modèle Zeiser soclé et fractionné. (31)

3.3.1.3.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Socle transparent donc forage facilité.
- Modèle sur socle « stable » ; réalisé en un temps et préfabriqué donc sans expansion de prise.
- Le socle en plexiglas permet le contrôle de l'expansion des M.P.U avec un plâtre extra dur équilibré.
- Modèle de travail fractionné totalement démontable, Traitement immédiat de l'empreinte possible et fractionnement différé.
- Pas de coulée de socle, socle préfabriqué.
- Possibilité de forage du socle pour mise en articulateur.
- Très belle présentation

Inconvénients :

- L'emploi de porte empreinte de type Rim-Lock est délicat car donne des M.P.U d'une hauteur importante.
- L'expansion libre de fin de prise du plâtre peut rendre difficile le repositionnement du modèle sur le socle.
- Repositionnement délicat des constituants (socle, berceau, pâte, porte-empreinte).
- Etapas de forage, dispositif nécessitant beaucoup de matériel.

3.3.1.4. *Système KIEFER*

3.3.1.4.1. Principe, Matériel

Le système KIEFER propose de déterminer la position des futurs pins à travers une plaque de visée transparente déjà perforée de nombreux puits offrant tout autant de possibilité de positionnement. (Fig. 73)

L'étape de forage des puits aux positions sélectionnées est donc supprimée.

Les positions choisies sur la plaque de visée sont reportées sur la base de travail identique mais non transparente, en perçant au passage une étiquette qui maintient oblitérées les positions non choisies.

Cette base de travail devient alors le socle du modèle de travail et la plaque devisée sera réutilisable.

Le reste du système ressemble au système ZEISER avec un berceau de positionnement de l'empreinte et des pins calibrés au diamètre des puits.

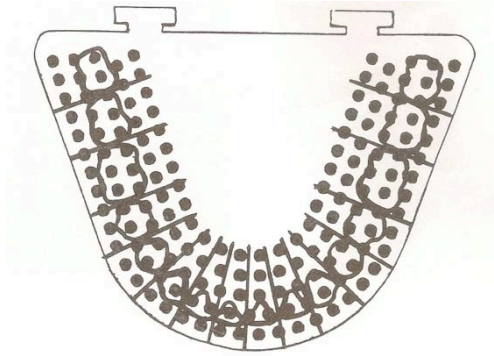


Figure 73: Schéma de la plaque de visée Kiefer. (29)

3.3.1.4.2. Mise en œuvre

Préparation de l'empreinte :

De la même manière, les bords de l'empreinte et le palais sont découpés au bistouri pour l'ajustage des plaques de visée et de travail par la suite.

L'empreinte est immobilisée sur son berceau de repositionnement à l'aide de « Silifix ».

On peut alors contrôler le centrage par transparence de la plaque de visée.

Positionnement des pin's :

On voit au travers de la plaque de visée les puits les mieux positionnés par rapport au modèle et ses préparations.

La plaque de visée comporte aussi un marquage des lignes de sciage réalisables en fonction des puits choisis.

Ces lignes de sciage sont prolongées dans la pate de rétention du modèle sur son berceau.

On colle une étiquette sur tous les trous de la base de travail qui sera le futur socle de sorte à ce que la plaque de visée soit réutilisable.

Cette étiquette est percée en découvrant uniquement les puits choisis, les autres restant oblitérés.

Coulée de l'empreinte et traitement :

Le berceau et son empreinte sont placés sur un vibreur et on remplit l'empreinte par petits apports successifs afin que le matériau prenne place dans toutes les parties de l'empreinte y compris les plus fines.

On repositionne la base de travail qui retrouve son emplacement exact grâce au berceau de repositionnement.

Après durcissement le modèle est démoulé et finit librement son expansion. Dans la plupart des systèmes, l'expansion libre du plâtre finira par empêcher le repositionnement profond du modèle sur sa plaque et c'est qu'une fois fractionné que celui-ci pourra retrouver sa place par enfoncement total des pins dans leurs puits.

Fractionnement :

On peut réaliser le fractionnement du modèle selon les mêmes méthodes déjà développées.

3.3.1.4.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Étapes de forage supprimées, plaque de visée et socle pré-perforés.
- Pas de coulée de socle, modèle sur socle « stable » réutilisable.
- Contrôle de l'expansion de prise du plâtre en début de prise par le socle préfabriqué.
- Traitement immédiat de l'empreinte possible et fractionnement différé.
- Permet le fractionnement des modèles traités avec la plupart des matériaux.

Inconvénients :

- L'expansion libre de fin de prise du plâtre peut rendre difficile le repositionnement du modèle sur le socle.
- Nécessité de fractionner le modèle pour qu'il retrouve sa situation initiale.
- Mauvaise présentation.
- Pas de mise en articulateur facilitée.

3.3.2. Dispositifs à emboilage du modèle positif pour la remise en place des M.P.U sans pins

3.3.2.1. *Système MODEL-TRAY*

3.3.2.1.1. Principe, Matériel

Le système MODEL-TRAY est un système reposant sur le fractionnement du modèle positif et de son socle, les deux étant réalisés durant la même coulée.

Le dispositif se compose premièrement d'un régulateur de base d'empreinte (R.B.E) qui permet d'orienter et de fixer l'empreinte préparée avant la coulée en tenant compte des éléments anatomiques.

Le régulateur dispose d'un berceau et d'un tray dans lequel sera coulé le socle qui pourra alors se repositionner sur l'empreinte de manière contrôlée par la charnière du R.B.E.

Le système comporte également un occlusiomètre qui permet de déterminer le plan d'occlusion par marquage direct sur l'empreinte.

Des articulateurs pour arcade sectorielle ou complète permettent la mise en occlusion des modèles de travail par adaptation directe du tray.

Aussi, un pistolet à air comprimé sera utile pour extraire le modèle de son coffrage.



Figure 74: Dispositif ModelTray; trays, R.B.E., verrous. (Doc annexe)

3.3.2.1.2. Mise en œuvre

Traitement préalable de l’empreinte :

Grace à l’occlusiomètre et à sa tige mobile on repère les endroits de profondeur égale et on les marque sur les bords extérieurs de l’empreinte à l’aide du marqueur intégré.

On découpe alors les parties irrégulières et inutiles de l’empreinte parallèlement au plan d’occlusion obtenu.

On veille à centrer soigneusement les alignements des dents et des crêtes, horizontalement et verticalement pour assurer une symétrie bilatérale du modèle.

La ligne médiane correspond verticalement au milieu du régulateur.

Les dents et les crêtes sont dirigées horizontalement vers les lignes auxiliaires situées à l’arrière. (Fig. 75a)

On peut contrôler le positionnement de l’empreinte sur le R.B.E en refermant celui-ci à vide. (Fig. 75b)

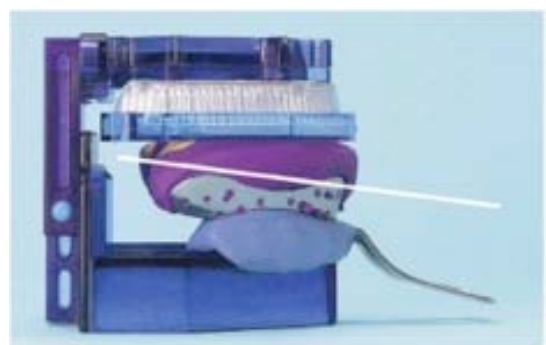


Figure 75: Positionnement de l’empreinte sur le R.B.E. (a, b)

Coulée du socle et du modèle :

Cette opération se déroule en une étape.

On coule le plâtre dans l'empreinte placée sur un vibreur et l'on repositionne rapidement l'empreinte sur le régulateur en la fixant avec de la plasticine.

L'excès de plâtre est coulé dans le tray placé sur le régulateur et retenu par une couronne snapper et un aimant prévus à cet effet. (Fig. 76a, b)

On rabat le tout pour la prise du plâtre de l'empreinte et du socle pendant la phase de gélification.

On veille à retirer les excès de plâtre avec un doigt humidifié. (Fig. 76c)

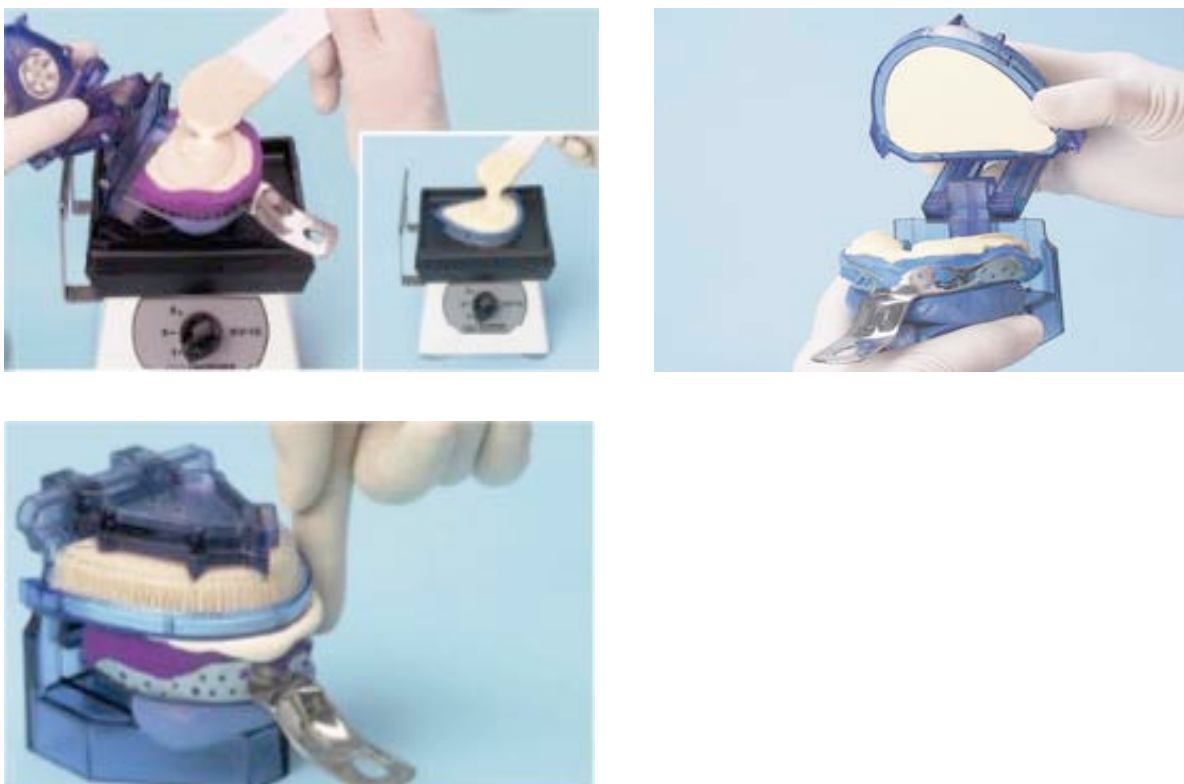


Figure 76: Coulée du plâtre dans l'empreinte et dans le tray (a,b), retrait des excès (c).

Après durcissement on démoule le modèle de l'empreinte et on le laisse dans un premier temps dans le tray détachable du régulateur, 30 minutes sont recommandées. (Fig. 77a)

Une fois cette opération effectuée on dispose du modèle coulé sur son socle encore inclut dans son tray de coffrage, duquel on retire le fermoir et le verrou 1h30 après la coulée. (Fig. 77b)



Figure 77 : Démoulage de l'empreinte (a), et déverrouillage du fermail du tray (b).

On extirpe le modèle du tray en forant un trou à sa base de sorte à y introduire l'embout d'un souffleur à air comprimé alimenté d'une pression de 6 bars. (Fig. 78a)
Un maillet pourra être utile à cette opération. (Fig. 78b)



Figure 78: Extraction du modèle dans son tray. (a,b)

Fractionnement du modèle :

Le modèle monobloc est prêt pour le sciage manuel ou mécanique.

Le système propose actuellement une scie électrique « model-cut » permettant un très bon confort de sciage et une bonne précision, meilleure qu'un sciage manuel. Le sciage est réalisé uniquement réalisé sur la partie « empreinte » du modèle. (Fig.79)



Figure 79: Fractionnement mécanique du modèle à la scie circulaire model-cut.

Avec un instrument plat servant de levier on détachera par cassure les M.P.U de la cannelure centrale laissée par le tray préformé. (Fig. 80)
Le reste du modèle sera remplacé dans le tray avec un enfoncement total.



Figure 80: Retrait des M.P.U fractionnés par cassure.

On polit les bords de cassure et l'on élimine les débris de plâtre des M.P.U obtenus afin de faciliter leur repositionnement au sein du tray lequel positionnement est assuré par la remise en place facile du fermoir et du verrou.

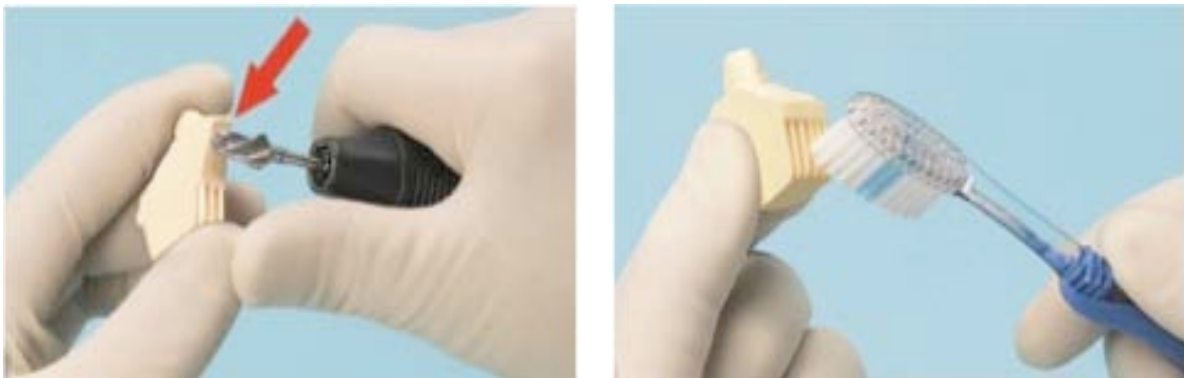


Figure 81 : Polissage et brossage des bords de cassure.



Figure 82: Remplacement du modèle dans le tray.



Figure 83 : Mise en occluseur facilitée.

(Source des photos ; document annexe, protocole du fabricant)

3.3.2.1.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Coulée du modèle et du socle en un seul temps réduisant les contraintes déformantes du socle sur le modèle.
- Modèle sur socle « stable » ; coulée en un temps dans un tray limitant l'expansion volumétrique de prise du plâtre.
- Permet la coulée du modèle avec différents matériaux de réplique.
- Pas de forage et pas de pins
- Belle présentation.

Inconvénients :

- Opérations de montage et démontage fastidieuses.
- Dispositif chronophage.
- Usure du socle par manipulations répétées des M.P.U.
- Cassage des segments approximatif en précision.
- Précision discutable de par les débris de plâtre résiduels entre socle et tray pouvant fausser les rapports des éléments entre eux.
- Pas de mise en articulateur facilitée avec tous les articulateurs du marché.

3.3.2.2. Système ACCUTRAC

3.3.2.2.1. Principe, Matériel

Le système ACCU-TRAC de « Coltene Whaledent » permet la réalisation de modèles de travail destinés à la mise en M.P.U en une seule étape de coulée grâce à un tray servant de coffrage au socle et permettant la remise en place des M.P.U.

La phase de positionnement des pins et des gaines est supprimée.

Ce dispositif est composé d'un tray avec languettes de retenue amovibles et rainures pour le remplacement des M.P.U et du socle.

Le tray présente aussi une rainure centrale pour assurer la cassure des segments après le sciage et un aimant central pour une mise en articulateur facilitée.

Une base de modèle s'adapte au tray, celle-ci a une face inférieure lisse et une face supérieure en relief pour un retrait facile du modèle une fois le plâtre durci.

Enfin, un espaceur permet la mise en articulateur.



Figure 84: Dispositif Accutrac ; tray à languettes, base de modèle, languette de verrou, aimant.

3.3.2.2.2. Mise en œuvre

On commence par assembler le plateau de base avec le tray et ses languettes de retenue. (Fig. 85a)

On coule le plâtre pierre directement dans l’empreinte sur vibreur et le reste du plâtre est placé dans le tray monté aussi sur vibreur.

On renverse alors l’empreinte sur le plateau en alignant celle-ci avec le repère de positionnement de la base. (Fig. 85b-86a)

Après durcissement on démoule le modèle de son empreinte en la maintenant dans le tray. (Fig. 86b)

On peut dès lors placer l’espaceur sous le tray pour la mise en articulateur. Une fois l’articulé réalisé on retire cette languette et le modèle dans son tray se fixe fermement dans l’articulateur grâce à l’aimant et aux rainures de la base du tray. (Fig. 87)

En écartant les languettes amovibles de retenue, on libèrera le modèle du tray pour réaliser le fractionnement manuel : avec une scie de bijoutier ou mécanique à disque diamanté sur pièce à main, ou une scie électrique prévue à cet effet.

On effectue le sciage uniquement sur la partie supérieure du modèle, la partie crénelée du socle étant cassée par pression digitale. (Fig. 89)

On polit les bords de cassure des M.P.U et l’on élimine les débris de plâtre cassé pour assurer un repositionnement non forcé.



Figure 85: Assemblage du dispositif (a) puis coulée du plâtre en un seul temps (b).



Figure 86: Alignement de l'empreinte sur le tray lors de la coulée (a) puis démoulage (b).



Figure 87: Retrait de la languette et mise en articulateur.



Figure 88: Extraction du modèle dans son tray.

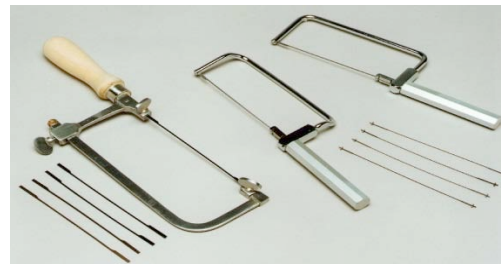


Figure 89: Sciage de la partie supérieure du modèle et exemples de scies de bijoutier.



Figure 90: Repositionnement des M.P.U. dans le tray.

(Source des photos ; document annexe, protocole du fabricant)

3.3.2.2.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Coulée du modèle et du socle en un seul temps réduisant les contraintes déformantes du socle sur le modèle.
- Modèle sur socle dit « stable » ; coulé du socle dans un tray contrôlant en partie l'expansion volumétrique du plâtre du socle.
- Mise en articulateur facilitée.
- Etapes de forage supprimées, pas besoin de pins.
- Permet la coulée du modèle avec différents matériaux de réplique.

Inconvénients :

- Opérations de montage et démontage fastidieuses.
- Usure du socle par manipulations répétées des M.P.U.
- Cassage des segments approximatif en précision.
- Précision discutable de par les débris de plâtre résiduels entre socle et tray pouvant fausser les rapports des éléments entre eux.

3.3.2.3. *Système ARCADENTAL*

3.3.2.3.1. Principe, Matériel

Le système ARCADENTAL de FAG a été conçu pour simplifier et réduire le temps de travail dans la réalisation du maître modèle.

Il est notamment destiné à s'adapter facilement avec les articulateurs Quick master ou tout autre marque sous réserve de certaines adaptations.

La coulée du socle ou de plâtre pour la mise en articulateur n'est pas nécessaire. Le système polystyrène de split-cast amovibles assure le soclage en une étape et l'adaptation sur articulateur directement. L'étape de positionnement des pins est elle aussi supprimée.

Le dispositif comporte 6 parties ;

Le **split-cast** avec doubles aimants amovibles, destiné à être encliqueté sur la plaque de montage de l'articulateur.

La **base principale du système**, avec des crantages internes et qui se positionne sur le split-cast par aimantation.

L'insert individuel à chaque cas, destiné à recevoir le matériau de réplique (résine polyuréthane ou plâtre pierre) qui se positionne, après démoulage, sur la base principale. Il existe deux formats : petite taille (bleu) et grande taille (vert).

Le **verrou D de démoulage rouge**, encliqueté sur l'insert permettant le démoulage après la coulée du modèle.

Le **verrou C de clavetage blanc**, qui assure le calage et la fermeture de l'insert sur la base principale. (Fig. 91)

Le **cadre rigide**, destiné à la coulée des modèles pour les prothèses implantaires, sans utilisation de l'insert.



Figure 91: Dispositif Arcadental.

3.3.2.3.2. Mise en œuvre

Le prothésiste commence par insérer fermement le verrou D (rouge) de démoulage sur l'insert ; l'encliquetage assure la position optimale du verrou. (Fig. 92a)

Les bords du matériau à empreinte doivent être découpés au plus près du porte empreinte, tout comme une partie du palais, pour permettre à l'insert de se positionner au plus près de l'arcade dentaire.

À l'aide de pâte à modeler, l'insert est centré sur l'empreinte grâce à son repère antérieur en forme de triangle. (Fig. 92b)

Le matériau de réplique est coulé dans l'empreinte et dans l'insert, puis ces deux parties sont jointes et repositionnées, remplacement permis par le repère de l'insert. (Fig. 93)

Le matériau est lissé et les excès sont retirés. (Fig. 94a, b)

Après le temps de prise du matériau utilisé, l'empreinte est démoulée soigneusement en retirant le verrou D de l'insert. (Fig. 95a, b)

L'insert est alors positionné sur la base principale et verrouillé grâce au verrou C (blanc) de clavetage.

Le prothésiste peut alors fractionner le modèle en M.P.U. selon les méthodes classiques après avoir retiré le modèle coulé de son insert. Les M.P.U. sectionnés pourront alors retrouver leur place grâce au crantage de la base principale.

L'ensemble est parfaitement maintenu grâce au verrou C de clavetage. (Fig. 96)

Le modèle de travail peut ainsi être mis en articulateur sans adjonction de plâtre à l'aide du split-cast muni d'aimants. (Fig. 97)

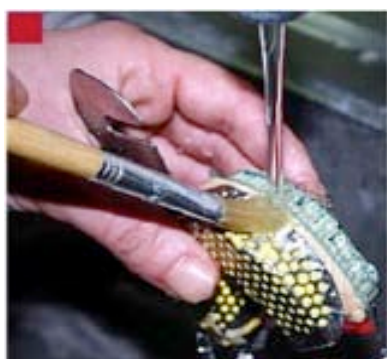
Dans le cas où le praticien se sert d'un arc facial de transfert, il n'est plus envisageable d'encliqueter directement le split-cast sur la plaque de montage de l'articulateur. Il suffit d'occulter les clips situés sur l'intrados du split-cast par de la pâte à modeler, de positionner le modèle sur la fourchette de l'arc facial et de procéder à une mise en plâtre classique.



Figures 92: Insertion du verrou de démoulage (a) et positionnement sur l'empreinte (b).



Figures 93 : Repositionnement de l'insert sur l'empreinte après coulée au plâtre -pierre.



Figures 94: Retrait des excès de plâtre et lissage.



Figures 95: Retrait du verrou de démoulage (a) et démoulage de l'empreinte (b).



Figures 96: Repositionnement du modèle fractionné dans son insert sur la base principale et verrouillage par le verrou de clavetage.



Figure 97: Mise en articulateur.

(Source des photos : Arcadental système (52))

3.3.2.3.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Une seule coulée de plâtre pour le modèle, son socle et la mise en articulateur.
- Modèle sur socle « stable » ; Contrôle de l'expansion du plâtre par la coulée du socle dans un insert plastique rigide.
- Pas d'étapes de forage
- Mise en articulateur facilitée, stable (aimants) et compatibilité avec l'utilisation d'un arc facial.
- Solutions pour la coulée d'empreintes de piliers implantaires grâce au cadre rigide.
- Bon maintien des éléments amovibles par le système de verrous.

Inconvénients :

- Nombreux éléments constitutifs du système.
- Usure du socle et de l'insert par manipulations répétées des M.P.U., pouvant fausser les rapports de ceux-ci.
- Cassage des segments approximatif en précision, entraînant la formation de débris de plâtre entre tray et M.P.U.
- Repositionnement rigoureux des verrous et de l'insert dans la pâte à modeler.
- Limite d'utilisation des éléments constitutifs en polystyrène : usure du système par frottements répétés des parties.

3.3.2.4. Système DI-LOK

3.3.2.4.1. Principe, Matériel

Le système DI-LOCK consiste en la coulée d'un socle en plâtre-pierre au sein d'un moule démontable en plastique assurant le coffrage de ce socle. On y incorpore le modèle positif préparé pendant que le plâtre est encore frais et l'on démonte le tout après durcissement.

Le fractionnement est réalisé à la scie sur la partie du modèle et par cassure sur la partie prolongeant le trait de sciage et constituant le socle.

L'ensemble est replacé dans le moule pour que les segments réalisés puissent retrouver les rapports de positionnement qui étaient les leurs lorsque le modèle soclé était encore monolithique.

Ce système se compose de trois éléments principaux qui, montés, forment le moule de soclage du modèle :

-**La base** qui comprend un épaulement de blocage des mouvements verticaux des M.P.U, des rétentions ainsi que des glissières de guidage de la clé vestibulaire.

-**La clé de verrouillage vestibulaire** qui comprend des épaulements pour empêcher les mouvements des M.P.U postérieurs et des stries pour empêcher les mouvements des M.P.U antérieurs.

-**La clé de verrouillage postérieur** qui possède un élément de préhension et un élément de blocage de la clé vestibulaire.

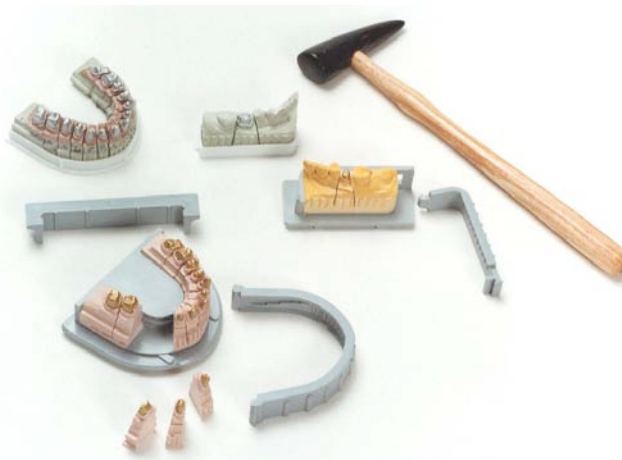


Figure 98: Dispositif Di-Lok.

Traitement préalable du modèle positif :

Le modèle obtenu après coulée en plâtre-pierre est détourné et taillé de sorte à lui donner une forme de fer à cheval. (Fig. 99a)

On réalise sur sa partie inférieure deux encoches de 2mm de profondeur et parcourant tout le périmètre du modèle. (Fig. 99b)

Ces encoches assureront une meilleure rétention du modèle pour le plâtre de son socle.

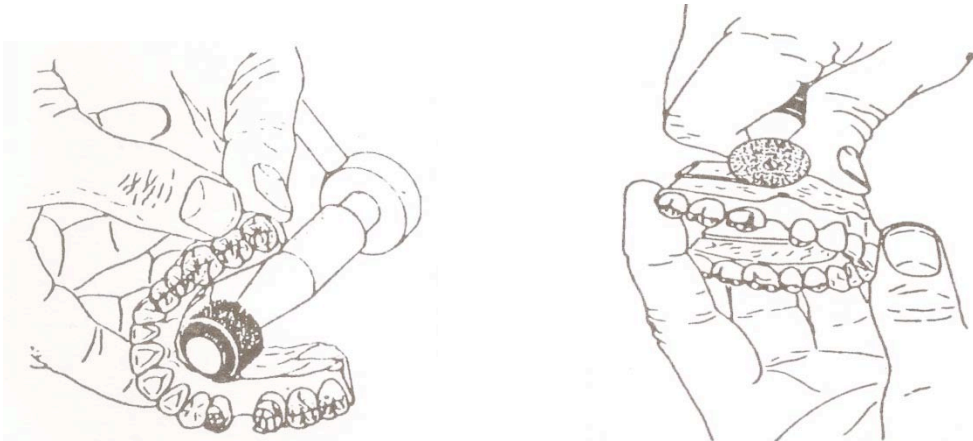


Figure 99: Préparation du modèle coulé en fer à cheval (a) et réalisation d'une encoche périphérique (b). (11)

Coulée du socle :

Le moule formé de ses trois éléments est rempli aux trois-quarts de plâtre frais en étant sur un vibreur pour permettre au plâtre de rejoindre les encoches de positionnement/rétention.

Le modèle est enduit de plâtre au niveau de ses encoches de rétention et inséré au sein du moule à l'aide de légers mouvements de va-et-vient horizontal jusqu'à ce que les collets dentaires se situent à environ 4mm du bord du moule.

Il est important de maintenir le modèle horizontalement dans cette position tant que la consistance du plâtre ne s'oppose pas à son enfoncement. (Fig. 100)

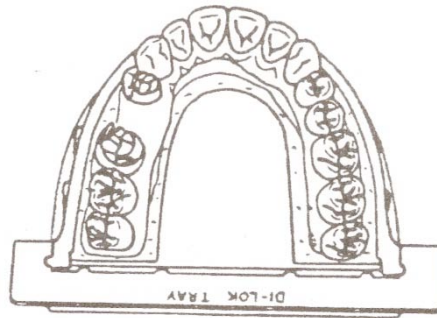


Figure 100: Placement du modèle sur le plâtre frais du socle coulé dans le tray. (11)

Démontage du moule :

On libère le modèle à présent solidaire de son socle par démontage du moule après durcissement du plâtre.

Pour cela on soulève la clé postérieure et l'on fait glisser vers l'avant la clé vestibulaire. (Fig. 101)

L'embase est décollée en exerçant une pression sur la partie renforcée à l'avant.

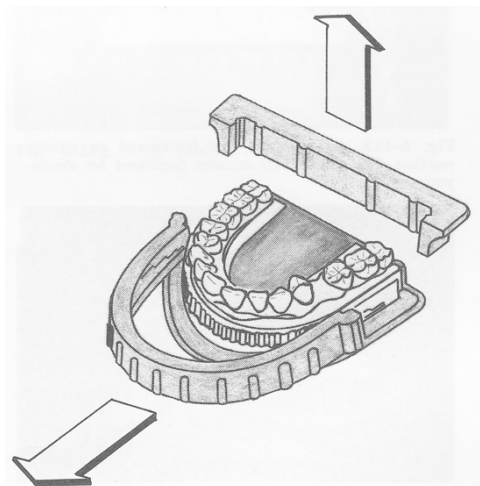


Figure 101: Démontage du dispositif pour libérer le modèle soclé. (11)

Fractionnement du modèle :

Le fractionnement est pratiqué en commençant par la partie supérieure du modèle avec une scie électrique, manuelle ou un disque monté sur pièce à main. (Fig. 102)

Il intéresse tout d'abord uniquement la partie émergée du modèle, la partie à l'intérieur du socle est fractionnée par cassure digitale dans le prolongement du trait de scie. (Fig. 103)

On doit alors polir délicatement les bords de ce trait de fracture avant toute manipulation des M.P.U.

Il nous faut aussi nettoyer le moule des débris formés à l'aide un souffleur à air comprimé.

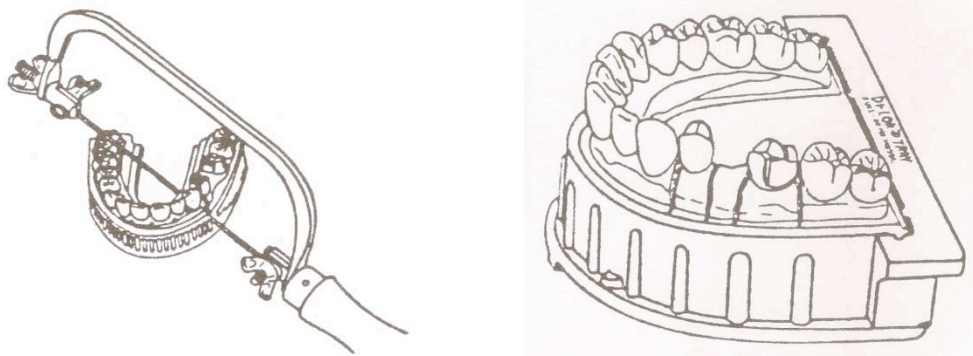


Figure 102: Fractionnement manuel du modèle et visualisation des traits de sciage. (11)

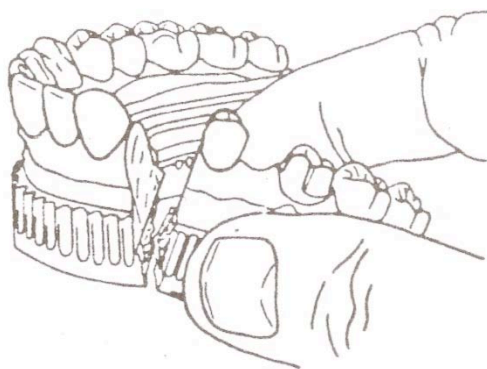


Figure 103: Deuxième étape de fractionnement par cassure digitale dans le prolongement du sciage. (11)

3.3.2.4.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Dispositif simple d'utilisation, peu d'éléments constitutifs.
- Traitement immédiat de l'empreinte possible et fractionnement différé.
- Permet une expansion satisfaisante des M.P.U.
- Limite l'expansion linéaire du modèle de travail et donc tout déplacement des M.P.U., ceux-ci sont aussi maintenus dans les trois plans de l'espace.
- Offre une belle présentation, mise en œuvre simple et rapide sans mise en place de pins.

Inconvénients :

- Coulée du socle et du modèle en deux temps : le socle même coffré engendrera des contraintes déformantes sur le modèle.
- Perte de temps au démontage et remontage des segments
- Dispositif présentant une certaine fragilité de leur matière constitutive; ce qui leur retire assez vite les qualités d'exactitude qui sont les leurs lorsqu'ils sont à l'état neuf.
- Frictions répétées des M.P.U avec le tray lors du démontage /remontage qui peut engendrer une perte de l'exactitude de leurs positions.
- Les débris de plâtre formés par abrasion sont autant d'éléments pouvant nuire au remplacement des M.P.U. et fausser les rapports des éléments entre eux.

3.4. Techniques basées sur le fractionnement de première conception

3.4.1. Le modèle de travail à fausses racines

3.4.1.1. Principe, Matériel

La technique des fausses racines en résine est une technique peu utilisée de nos jours.

Elle repose sur des cas cliniques où des tubes porte-empainte (bagues de cuivre) sont utilisés pour la prise d'empainte des préparations cliniques.

On obtient alors des empreintes unitaires généralement traitées par électrodéposition, technique elle-même désuète.

Les coquilles métalliques qui en résultent nécessitent leur remplissage, leur servant de support; on en profite alors pour réaliser dans le même temps les fausses racines en résine auto-polymérisante ou en matière plastique voire métallique. (Fig. 104a, b)

Le M.P.U peut aussi provenir d'une empreinte globale, à partir duquel le prothésiste réalise un transfert en métal coulé s'adaptant parfaitement aux limites de préparation; ce transfert vient coiffer sa préparation au moment de l'empainte.

Nous allons décrire succinctement les étapes de réalisation de M.P.U. sur fausses racines; dans le but de comparer les techniques basées sur le fractionnement de deuxième conception –déjà décrites– aux plus vieilles techniques de première conception comme celle-ci.

Nous comprendrons ainsi ce qui a motivé l'évolution du concept, le premier étant gage de nombreuses imprécisions.

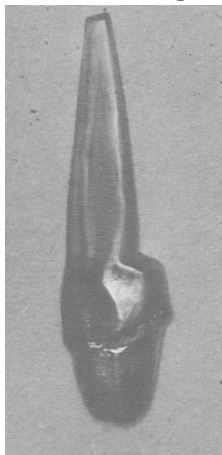


Figure 104 : Fausse racine en résine époxy (a), fausses racines « transfert en place » (b). (11)

3.4.1.2. *Mise en œuvre*

Après avoir nettoyé et séché l'empreinte, les transferts, issus des empreintes aux tubes métalliques et de leur traitement par électrodéposition, sont placés dans celle-ci. (Fig. 105)

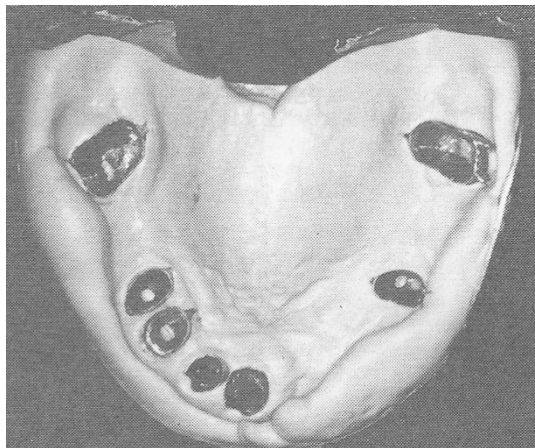


Figure 105: Empreinte "transferts en place". (11)

Ces transferts sont remplis de résine époxy remplissant la coquille métallique et se prolongeant en une forme conique (carotte); cette forme obtenue favorise l'enfoncement de l'élément une fois l'empreinte coulée et les racines prises dans le matériau.

Un épaulement est aussi réalisé assurant le remplacement sans possibilité de rotation du M.P.U. carotte.

Une première mise en place des fausses racines dans leur transfert permet d'évaluer les corrections du parallélisme à effectuer. (Fig. 106a)

Le parallélisme effectué, les divers éléments sont fixés par de la cire collante sur des épingles traversant l'empreinte afin d'éviter leur déplacement durant la coulée du plâtre. (Fig. 106b)

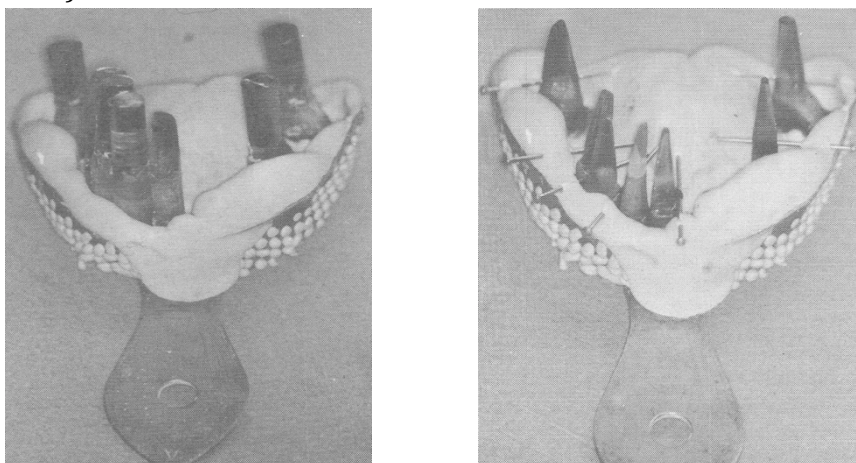


Figure 106: Première mise en place des fausses racines (a) puis parallélisme et fixation (b). (11)

Après avoir placé un isolant sur les fausses racines, le plâtre pierre est coulé dans l’empreinte coffrée afin de limiter la présence de bulles dans l’environnement des fausses racines.

Des boules de cire molle sont placées aux extrémités des racines pour faciliter les manœuvres de désinsertion.

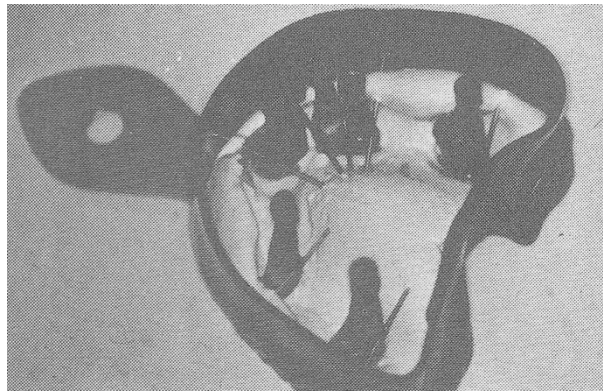


Figure 107: Empreinte préparée pour la coulée du modèle à fausses racines. (11)

Le coffrage est déposé, le modèle démoulé et aplani jusqu'à voir apparaître les extrémités des fausses racines recouvertes de cire molle, laquelle sera ébouillantée pour laisser apparaître l'extrémité de la fausse racine et permettre sa désinsertion.

Le modèle de travail obtenu, le rôle des transferts se termine, on les dépose laissant apparaître la préparation enregistrée lors de la coulée de la fausse racine dans la coquille métallique issue de l'empreinte aux tubes.

La fausse racine sert alors de tige de repositionnement.

La réalisation prothétique est envisageable.

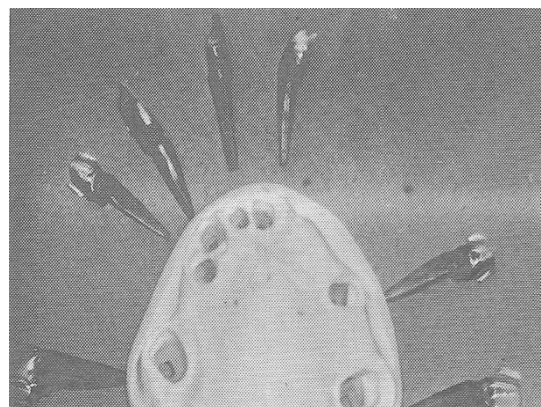
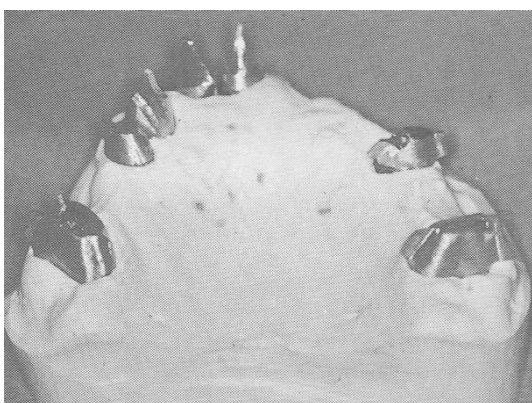


Figure 108: Modèle de travail obtenu. (11)

3.4.1.3. Avantages/Inconvénients

Inconvénients :

-Les techniques de parallélisme nécessitent un temps de travail long et fastidieux ; l'obtention de ce parallélisme étant la difficulté majeure de cette technique.

Cet inconvénient est dû à l'impossibilité pour le prothésiste, lors de la réalisation des fausses racines, de déterminer avec précision l'orientation à leur donner.

-L'empreinte des préparations aux tubes porte empreinte ainsi que leur traitement par électrodéposition nécessitent une technologie de laboratoire lourde et très chronophage ainsi qu'une technique maîtrisée.

-Le processus de fixation des fausses racines avant la coulée du modèle demande beaucoup de rigueur sans quoi les fausses racines peuvent bouger durant cette étape.

Avantages :

-Le socle est réalisé dans le même temps que le modèle au sein d'une manchette de coffrage ; un contrôle de l'expansion volumétrique du plâtre est alors réalisé.

-Pour les derniers utilisateurs de cette technique ; une empreinte bien menée, un traitement par électrodéposition correct et un parallélisme rigoureux sont autant d'étapes fastidieuses compensées par la précision obtenue.

-Cette technique permet alors de séparer les difficultés et de contrôler à chaque étape la stricte conformité de la préparation et de sa reproduction.

La technique des fausses racines est préconisée par GELLER pour des résultats esthétiques optimums.

Elle reste cependant réservée à la prothèse mixte (scellée + amovible).

3.4.2. Le modèle de travail à Dowel-Pins

3.4.2.1. *Principe, Matériel*

Cette technique consiste en la mise en place de pins en première intention, c'est-à-dire avant la coulée du modèle, afin de s'affranchir du forage du modèle monolithique pour la position de ces pins.

Il est possible d'enfoncer les pins dans le plâtre encore mou pendant la coulée.

Ainsi, les pins sont placés dans l'empreinte obtenue, en regard des préparations, ils sont stabilisés pour ne pas bouger pendant la coulée du modèle grâce à un dispositif de maintien.

Il reste alors à démouler le modèle, le socler, et fractionner les préparations pour en faire des M.P.U amovibles rendant la réalisation prothétique possible.

Les pins utilisés sont les mêmes que décrits précédemment, mais le plus souvent des clavettes s'ajoutent au dispositif afin de stabiliser dans les 3 dimensions les pins placés en face des préparations.

Les dispositifs de maintien sont multiples ; pin à aiguille, pin avec base de positionnement ou pin avec épingle de fixation, celle-ci servant secondairement de clip de fixation.

Des dispositifs servant à paralléliser les pins doivent être utilisées pour assurer un résultat fiable.

3.4.2.2. *Mise en œuvre*

Il s'agit de placer le système de pins choisi en regard des préparations de l'empreinte réalisée.

Ici nous décrivons le système des pins à clavette (Anthogyr) étant le plus fiable notamment lors de travaux de grande étendue.

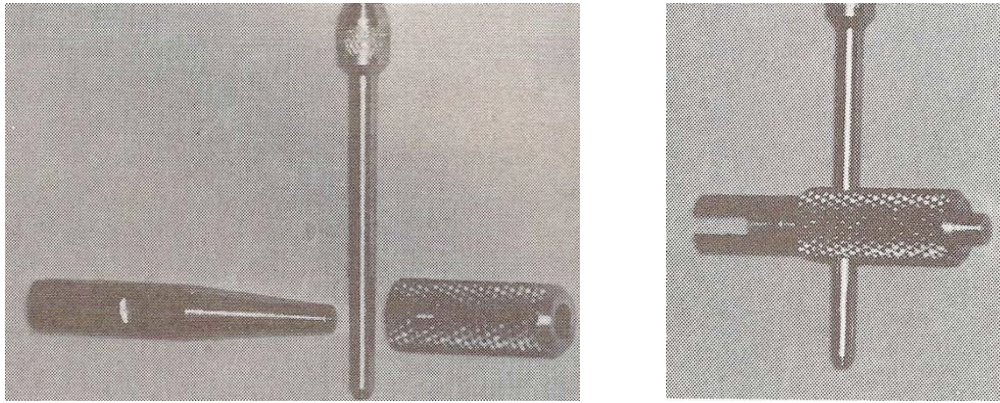


Figure 109: Pin à clavette "Anthogyr" démonté et remonté.

L'empreinte est découpée et un système de rampe de maintien des pins à clavette est positionné de part et d'autre de l'arcade.

Cette rampe de maintien n'est pas préfabriquée et doit être réalisée avec un fil d'acier de section 0,6 mm enfoncé dans le matériau à empreinte. (Fig. 110)

Chaque Dowel-pin est placé et sa clavette repose sur la rampe de maintien. Chaque ensemble pin + clavette est fixé à la cire collante. (Fig. 111)
Le parallélisme des Dowel-pins est réglé.

Le remplissage de l'empreinte peut alors avoir lieu par apports successifs de petites quantités de plâtre sur vibreur.

Un relief de plâtre est créé aux endroits du modèle qui ne seront pas fractionnés.

Après durcissement du plâtre, les extrémités des pins sont coiffées d'une bande de cire molle. (Fig. 112)

L'empreinte est coffrée et un socle est coulé. (Fig. 113)

Le fractionnement du modèle permet ensuite de libérer l'ensemble des M.P.U par retrait de la clavette de maintien et de positionnement. (Fig.114)

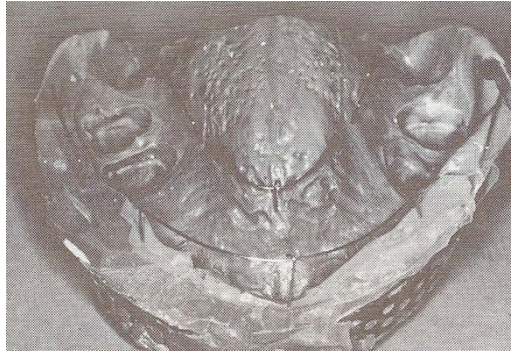


Figure 110: Réalisation de la rampe de maintien. (11)

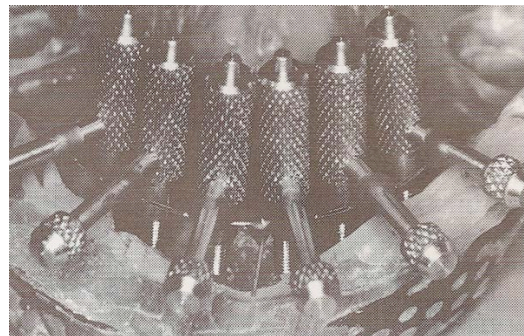
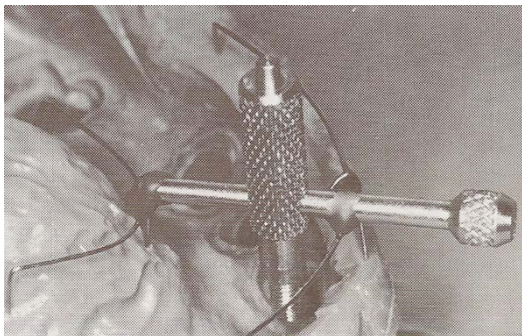


Figure 111: Mise en place des pins à clavette sur la rampe de maintien. (11)

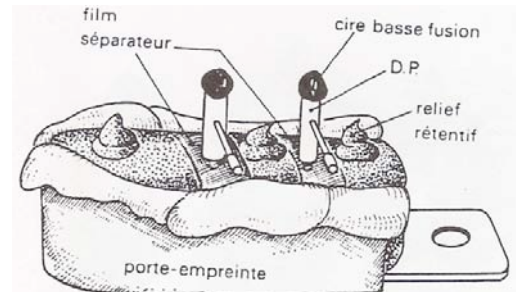
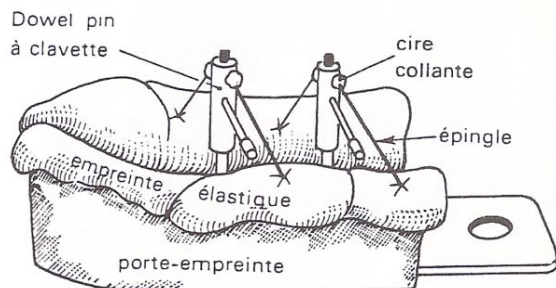


Figure 112: Schématisation de la coulée du modèle après fixation des pins. (11)

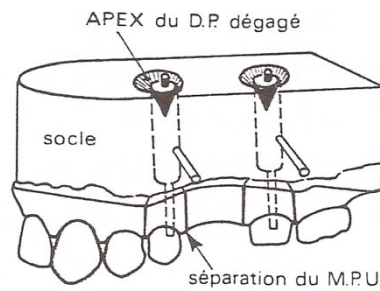


Figure 113: Schématisation du modèle soclé et fractionné. (11)

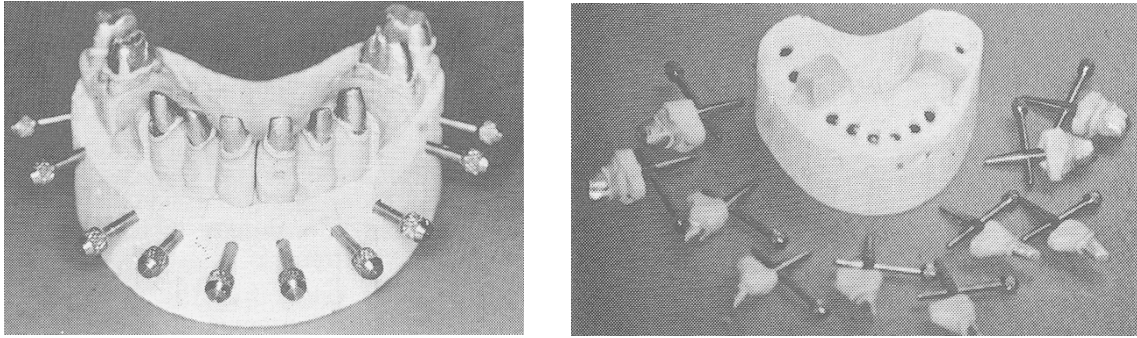


Figure 114: Modèle de travail obtenu. (11)

3.4.2.3. Avantages/Inconvénients

Avantages :

- Cette technique peut être envisagée lorsque le laboratoire de prothèse est contigu et que l'empreinte est traitée dans un délai court.
- Technique relativement économique notamment avec les pins aiguilles, même si ceux-ci n'offrent pas la même sécurité que les autres systèmes de maintien type clavette.
- Peu de matériel peut être nécessaire pour des préparations simples.
- Il est possible de traiter l'empreinte avec de la résine ou du plâtre.

Inconvénients :

- La principale erreur à éviter est le mauvais positionnement du pin pouvant rendre impossible la désinsertion du M.P.U.
- Les dispositifs de maintien sont longs et fastidieux à mettre en place (rampe).
- Sans l'utilisation de dispositifs de parallélisme, cette technique reste très approximative.
- Certains procédés sont peu fiables pour des empreintes de grande étendue intéressant de nombreuses préparations (pins aiguilles).
- La coulée secondaire d'un socle engendre une expansion linéaire du plâtre du socle, modifiant les rapports des préparations du modèle, même durci.

3.5. Autres modèles de travail.

3.5.1. Le modèle de travail à carottes amovibles

Le « modèle à carottes amovibles » ou modèle de GELLER est un modèle de travail à M.P.U amovibles de type « carottes » qui s'insèrent et se désinsèrent dans une réplique qui conserve l'intégralité des tissus parodontaux enregistrés.

Cette méthode de réalisation se base sur les techniques de fractionnement et de détournage -que nous avons vu- et se démarque par la réintégration des M.P.U obtenus à partir d'un premier modèle, au sein d'un autre modèle coulé avec la même empreinte.

La technique de GELLER ne nécessite aucun dispositif d'élaboration particulier, voilà pourquoi nous la décrivons ici.

3.5.1.1. Généralités

Parmi les aspects cruciaux du succès des réhabilitations prothétiques fixées figurent le *respect des contours biologiques gingivaux et du profil d'émergence coronaire*.

Ces critères sont importants pour la préservation de la santé gingivale, la fonction ainsi que l'intégration esthétique à long terme des prothèses réalisées.

Nous avons vu que dans les techniques de fractionnement et de détournage des M.P.U, le prothésiste procède le plus souvent à l'éviction des tissus parodontaux ; il se base alors sur la limite de préparation périphérique et la ligne d'émergence radiculaire afin de réaliser le joint dento-prothétique cervical et le profil d'émergence coronaire de la prothèse à réaliser.

Ces informations sont décrites comme insuffisantes par certains auteurs. (8), (38)

Ainsi, les techniques de restitution d'une fausse gencive en silicone souple sur les M.P.U détournés trouvent leur intérêt dans la réalisation d'une prothèse qui tient compte directement et sans extrapolation de la situation clinique exacte.

Cependant, les matériaux utilisés pour reproduire la gencive sur les modèles de travail trouvent eux aussi leur limite dans leur difficulté de mise en œuvre ; retouches et corrections difficiles, positionnement parfois inexacte, déchirement du matériau...

La technique de GELLER, souvent modifiée, propose de réaliser un fractionnement et un détournage des M.P.U selon les techniques évoquées puis un repositionnement de ces M.P.U au sein d'un autre modèle de travail en « dur » qui aura conservé l'enregistrement des tissus parodontaux en situation clinique.

Il est alors possible de réaliser la future prothèse d'usage en tenant compte du contour de la marge gingivale libre par rapport à la limite cervicale de préparation.

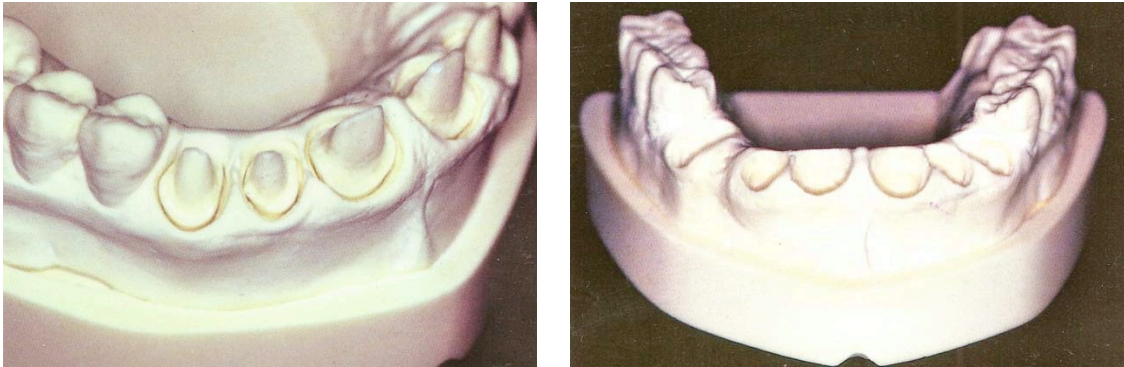


Figure 115: Modèle de travail à carottes amovibles. (14)

3.5.1.2. Mise en œuvre

Cette technique est une variante des protocoles proposés par GELLER, SHEETS et TANIGUCHI ou encore CHICHE et PINAULT.

Elle est ici décrite d'après MAGNE et BELSERT, 2003 (34) et modifiée par Mc LAREN, 2007 (38).

Traitement de l'empreinte :

Les matériaux d'empreintes silicones par addition sont l'idéal pour la technique du die réfractaire ; ils sont élastiques, résistent à la déchirure et permettent donc plusieurs coulées précises ce qui est essentiel pour réaliser les maitres-modèles.

La qualité des reconstitutions prothétiques sur M.P.U réfractaire peut être mise en rapport avec l'utilisation de modèles multiples provenant de trois coulées successives de la même empreinte au silicone, chaque modèle ayant un rôle bien précis.

Il est déconseillé d'envisager des modèles servant à plusieurs étapes de réalisation car chaque utilisation provoque une détérioration progressive

L'enregistrement de la limite cervicale des préparations peut être altérée ou déchirée dans l'empreinte lorsqu'elle sert à plusieurs coulées du fait de la finesse du matériau à empreinte dans cette région.

Pour permettre de multiples coulées sans risque on peut appliquer de la cire collante en couche très fine au niveau de la gencive marginale en veillant à ce que son épaisseur ne conduise pas à un sous dimensionnement de la réplique par recouvrement de la limite de préparation. (Fig. 116)

La cire soutient alors cette limite sans la recouvrir afin qu'elle ne s'altère pas. La partie ou elle est placée, inéluctablement surdimensionnée sera détournée sur la réplique obtenue servant à la réalisation des M.P.U maitres. Cette cire sera ensuite retirée pour restituer précisément la marge gingivale libre lors de la coulée des autres modèles.

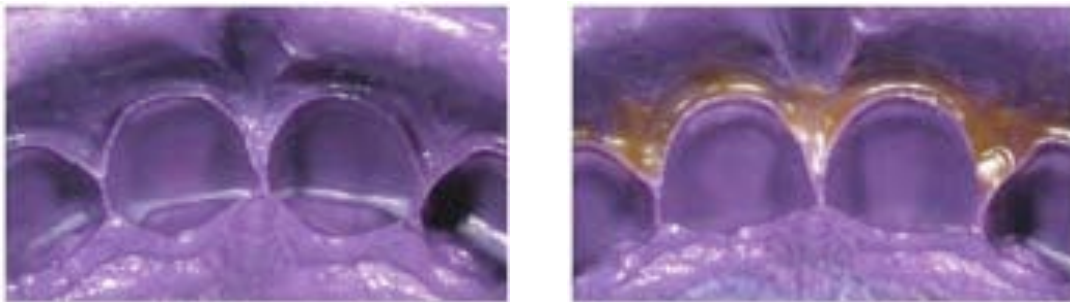


Figure 116: Application de cire collante dans l'empreinte clinique. (38)

Première coulée : M.P.U en plâtre et M.P.U réfractaires.

Après la coulée du premier modèle, les M.P.U maitres sont réalisés de manière conventionnelle ; selon un fractionnement et un détournage déjà décrits. (Fig. 117)

La partie radiculaire des M.P.U doit cependant être conique, de section ovale et ne présenter aucune contre-dépouille.

Aussi, deux rainures anti-rotationnelles sont réalisées de part et d'autre de la partie radiculaire des MP.PU obtenus.

Ces mesures permettent d'empêcher la rotation de ces derniers lorsque leurs duplicatas seront replacés en situation dans le modèle final.

Les limites de préparation sont marquées au crayon rouge et recouvertes de durcisseur cyanoacrylate (« Margidur »).
(Fig. 118)



Figure 117: Fractionnement des M.P.U. maitres. (38)



Figure 118: Détourage et marquage des M.P.U. maitres. (38)

Les M.P.U maitres sont en plâtre préparé sous vide ; ils doivent être manipulés avec précaution car ils sont la reproduction précise de la préparation. Ils ne doivent pas être utilisés avant la vérification de l'adaptation finale des restaurations (M.P.U de contrôle).

Ces M.P.U sont ensuite placés dans un manchon de duplication qui est rempli d'un matériau polyvinylsiloxanes de faible viscosité (« Deguform, Degussa »).

Deux jeux de duplicata en plâtre des M.P.U. maitres sont réalisés ; (Fig. 120)

-Le premier est recouvert d'espaceur jusqu'à 1mm des limites de la préparation et dupliqué à nouveau pour réaliser un jeu de M.P.U. réfractaires (« Ducera-Lay » par exemple).

-Le second jeu de duplicata n'est pas recouvert d'espaceur puisqu'il est utilisé pour la réalisation du modèle monolithique des tissus mous.

Les M.P.U. réfractaires peuvent également être incorporés dans le modèle des tissus mous après avoir été préparés de façon spécifique.



Figure 119: Réalisation d'un moule de duplication des M.P.U maitres. (38)

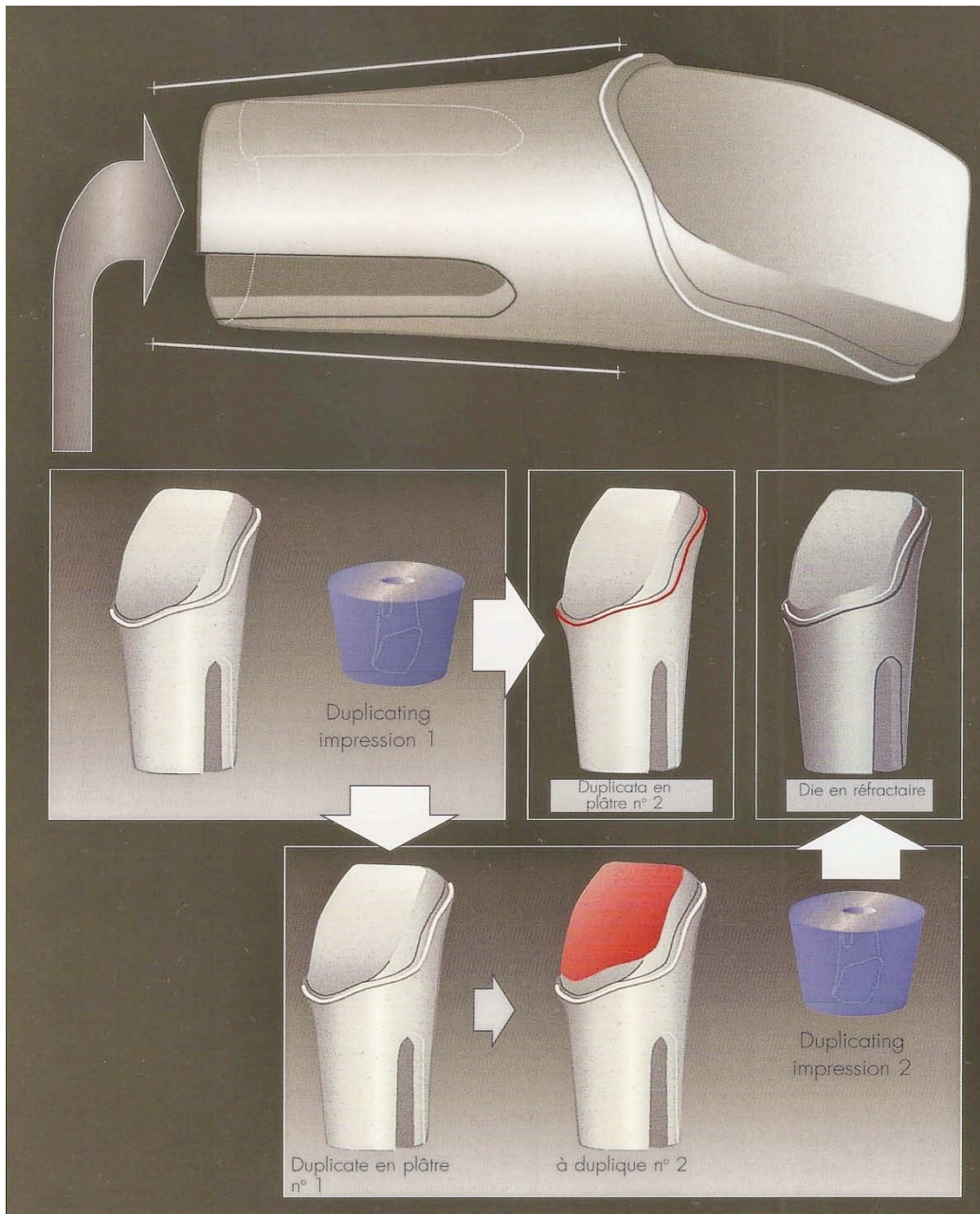


Figure 120: Schéma représentatif de la réalisation des jeux de M.P.U de type carottes. (34)

Les M.P.U. réfractaires sont réalisés selon les étapes suivantes :

- Les limites de la préparation sont marquées avec un crayon spécial thermorésistant.
- Une cuisson de déshydratation est réalisée (1100°C pendant 5minutes).
- Une fine couche de céramique à granulométrie réduite (couche de connexion) est appliquée à 1 millimètre au-dessus des limites et cuite à 970°C pendant 1minute. Cette étape est répétée jusqu'à ce que la surface soit lisse et régulière.

La céramique de connexion (« Connector Ducera-Lay » par exemple) est un élément essentiel à l'adaptation finale des restaurations car elle obture les porosités de la surface réfractaire et joue un rôle d'adhésif (collé au M.P.U) vers lequel se fera la contraction de cuisson.

Pour les dents plus volumineuses, la partie radiculaire du M.P.U peut être légèrement raccourcie car l'expérience a montré que plus le M.P.U. est petit, meilleure est l'adaptation des bords de la restauration.

Nous notons ici que tout meulage fastidieux est évité car tous les jeux de M.P.U réalisés présentent une partie radiculaire identique qui est un duplicata exact des M.P.U maitres.

Deuxième coulée : Modèle non fractionné.

Pour cette deuxième coulée, on retire la cire collante préalablement appliquée dans l'empreinte afin de répliquer exactement, et sans sous-dimensionnement, les contours gingivaux avec le plâtre pierre.

Le modèle de l'arcade complète est coulé avec le même plâtre extra dur. Il doit être préparé, soclé et mis en articulateur. C'est le seul modèle devant absolument être mis en articulateur.

Ce modèle représente une bonne référence des rapports inter-arcades et est utilisé pour le contrôle final de l'occlusion (points de contact intra- et inter arcades).

L'utilisation d'une table de montage permettant le transfert arbitraire sur un articulateur semi-adaptable est conseillée. Cette méthode permet une fixation précise du modèle dans le dispositif, alors que le montage du modèle maxillaire supérieur sur l'articulateur avec un arc facial est à l'origine de nombreuses erreurs ; l'arc facial n'assure donc pas forcément une meilleure précision de l'occlusion.

La morphologie occlusale des dents postérieures doit être correcte et permettre de placer manuellement le modèle inférieur par rapport au supérieur en O.I.M., sans matériau intercalé.

Un mordue en silicone souple n'est utilisé que dans le cas d'instabilité d'un modèle par rapport à l'autre ; mais il faut noter que ces matériaux peuvent induire une erreur dans le plan vertical, au niveau du plan d'occlusion et des condyles de l'articulateur.

Troisième coulée : Modèle des tissus mous.

Pour réaliser ce modèle, les duplicatas en plâtre des M.P.U maitres sont replacés dans l'empreinte, enduits d'un isolant et stabilisés à l'aide d'épingles et de cire collante.

Le premier apport de plâtre est coulé autour des M.P.U., le socle du modèle est coulé peu après, suite au retrait des tuteurs.



Figure 121: Application d'un isolant et d'un espaceur sur les M.P.U. dupliqués puis remise en situation dans l'empreinte. (38)

On procède ensuite au démoulage de la réplique qui a été soclée dans le même temps que la coulée afin de n'engendrer aucune contrainte déformatrice sur les M.P.U dupliqués.

L'observation du modèle obtenu nous montre que les tissus gingivaux répliqués sont très fidèles à la situation clinique et que leur rapport avec les M.P.U, notamment la limite cervicale de préparation sous gingivale, est très satisfaisant. (Fig. 122)

Les M.P.U. dupliqués sont retirés facilement de ce nouveau modèle grâce à l'application de l'isolant lors de la coulée ; on voit alors apparaître des « carottes » ou alvéoles artificielles identiques à l'extrémité radiculaire de positionnement dans ce deuxième modèle qui restera monolithique.

L'avantage majeur de ce modèle réside dans le fait que les M.P.U en plâtre et réfractaires peuvent y être replacés dans leurs alvéoles respectifs et inter changés, en raison de la forme identique des fausses racines qui présentent les mêmes rainures anti-rotationnelles.

Aussi, si plusieurs restaurations adjacentes sont envisagées, des M.P.U en plâtre reproduisant les wax-up en cire peuvent être insérés pour guider le montage de la céramique.

Ce modèle est surtout utilisé pour le montage de la céramique et peut être mis en articulateur pour une première approche des rapports occlusaux. Cependant le modèle des tissus mous est moins précis et ne doit pas être utilisé pour le réglage de l'occlusion

Comme dans les méthodes traitées précédemment, la partie préparée des M.P.U réfractaires, siège de la future restauration, doit être enduite d'un verni espaceur pour ménager de l'espace au ciment de scellement, entre autre.

Le prothésiste réalise le montage de sa chape par cire perdue ou autre technique en fonction de la réalisation prothétique envisagée.

Il peut ensuite monter le cosmétique directement sur ce modèle de travail des tissus mous au contact direct du plâtre représentant les tissus gingivaux en situation.

(Fig. 122)

Il possède ainsi toutes les informations indispensables à la réalisation d'une limite dento-prothétique et d'un profil d'émergence optimaux.

Il conserve aussi l'amovibilité des M.P.U au sein d'un modèle non fractionné.



Figure 122: Montage du cosmétique sur les M.P.U en situation. (38)



Figure 123: résultat de l'intégration biologique et esthétique des facettes réalisées. (38)

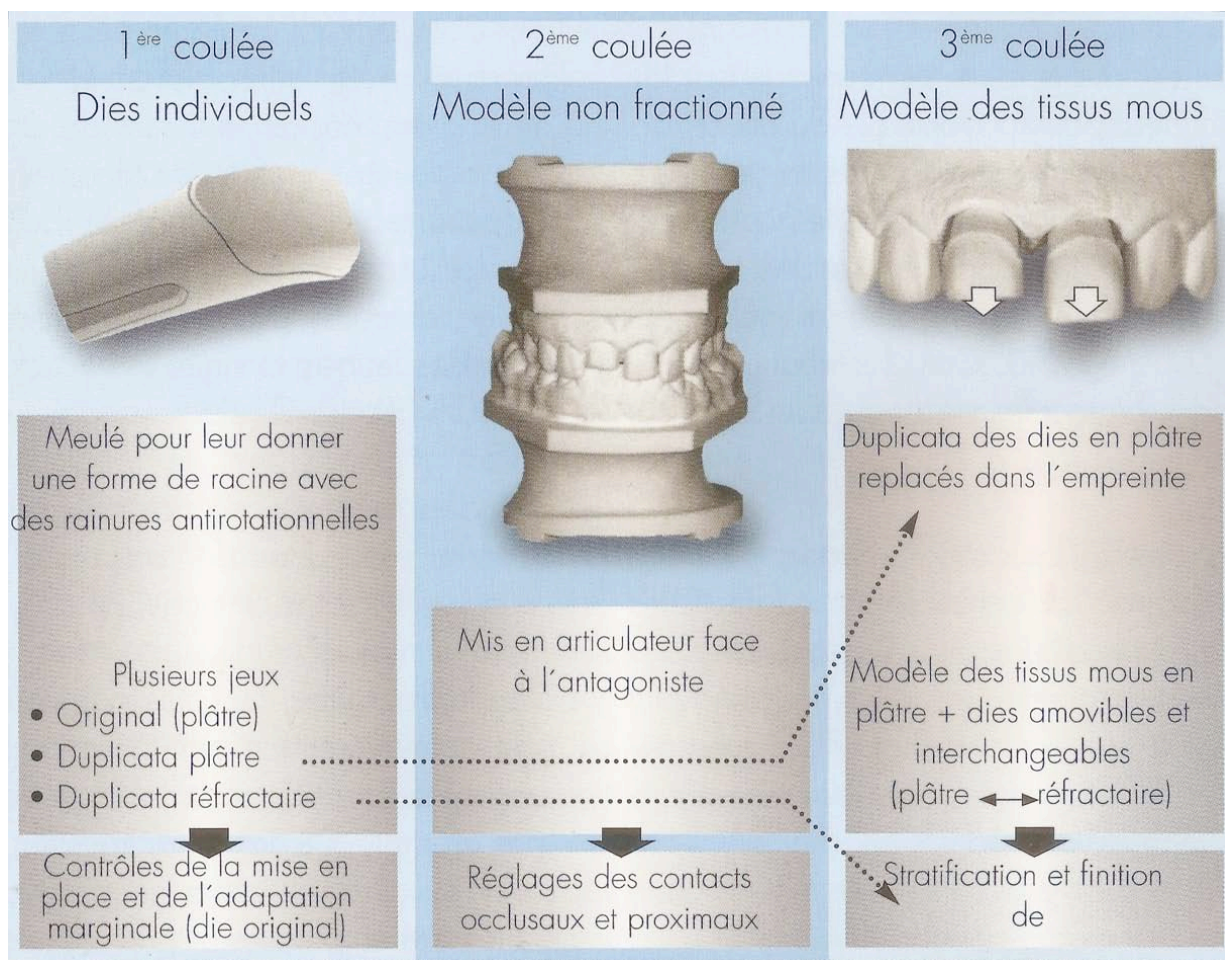


Figure 124: Schéma résumant les étapes de réalisation des modèles de travail à carottes amovibles. (34)

3.5.1.3. Avantages /Inconvénients

Avantages :

- conservation de toutes les données cliniques enregistrées par l’empreinte ; les tissus préparés mous et durs.
- Deux modèles monolithiques ; l’un pour le réglage de l’occlusion l’autre pour le montage du cosmétique.
- montage cosmétique direct au contact des tissus gingivaux reproduits = profil d’émergence coronaire optimal de la restauration.
- M.P.U. en plâtre et réfractaire interchangeables au sein du modèle des tissus mous.
- l’amovibilité des M.P.U détournés donne l’accès à la limite de préparation sous-gingivale et permet la réalisation d’une limite dento-prothétique optimale et une excellente intégration esthétique et biologique.
- socle coulé dans le même temps, modèle en plâtre ou en résine.
- résultats esthétiques remarquables.
- pas de dispositifs d’élaboration particulier, pas de pins, pas de forage.
- Très belle présentation.

Inconvénients :

- Utilisation de matériaux autorisant plusieurs coulées sans modifications dimensionnelles du moulage.
- Le moulage de duplication nécessite une grande précision afin d'obtenir des M.P.U dupliqués identiques aux M.P.U maitres.
- Difficulté de remise en situation des M.P.U. dupliqués au sein du second maitre-modèle.
- La situation spéciale des carottes les unes par rapport aux autres n'est pas assez précise pour la prothèse plurale.
- Pas de soclage facilité et nécessité de réaliser un coffrage pour le socle afin de contrôler son expansion volumétrique.
- Deux coulées sont à réaliser au minimum sans compter la coulée de duplication des M.P.U.
- Pas de mise en articulateur facilitée puisqu'il n'existe pas de dispositif d'élaboration.
- Les techniques d'accès aux limites de préparation réalisées avant la prise d'empreinte peuvent conduire à l'enregistrement d'un pourtour gingival biaisé, qui ne représente pas la situation clinique de la gencive mais celle-ci en position d'éviction.
- Nombreux temps opératoires.

3.5.2. Les modèles de travail en prothèse supra-implantaire

3.5.2.1. Généralités

Dans les cas de réhabilitation prothétique sur implant, l’empreinte ne vise pas à enregistrer les limites cervicales de préparation mais à enregistrer et repositionner précisément les répliques d’implants les unes par rapport aux autres et par rapport aux éléments dentaires et parodontaux.

Aussi, dans le cas de l’implantologie, la précision dimensionnelle du positionnement des transferts, donc des implants, est plus importante que celle des états de surface enregistrés. CLAVEL, 2011, (14).

L’enregistrement de ce positionnement n’est pas réalisé par l’empreinte directe des implants mais par l’empreinte de transferts solidarités aux implants.

Tout défaut de positionnement du transfert dans l’empreinte se traduit par un défaut de positionnement de la réplique de l’implant dans le modèle de travail.

Compte tenu de l’absence, autour des implants, de desmodonte dont la dépressibilité permet bien des accommodements en prothèse fixée sur piliers dentaires, il est très important de contrôler la fiabilité de la précision du positionnement des répliques d’implants dans le modèle de travail avant de finaliser la réalisation prothétique : c’est ce qu’on désigne par **validation du modèle**.

En prothèse supra-implantaire, l’exactitude du modèle de travail repose donc aussi dans un premier temps sur la fidélité de l’empreinte obtenue et notamment sur l’enregistrement de la position des transferts.

Elle dépend tout autant des règles et protocoles déjà décrits pour la prothèse fixée traditionnelle.

3.5.2.2. Réalisation du modèle de travail

3.5.2.2.1. Les empreintes réalisées en prothèse supra-implantaire

En prothèse implanto-portée, les modèles de travail constituent encore le support de travail principal du prothésiste dentaire.

Il existe de nombreux types de modèles utiles, confectionnés à partir de plusieurs empreintes, réalisés à différents stades du traitement.

Pour la réalisation des prothèses d'usage, deux types de modèles sont indispensables :

- ceux **issus des empreintes des transferts implantaires** pour la remise en place des analogues d'implant et la confection des piliers implantaires,
- ceux **issus des empreintes des prothèses transitoires et des tissus mous périphériques** validés en situation clinique.

D'autre part, les règles inhérentes au traitement préalable de l'empreinte doivent être respectées au même titre qu'en prothèse fixée traditionnelle (analyse, désinfection, découpe...)

Après désinfection de l'empreinte, les analogues (ou répliques d'implants) sont choisis, correspondant au diamètre de chaque pilier implantaire. Il est souhaitable que le praticien positionne lui-même ces analogues sur les transferts ou qu'il spécifie sur la fiche de liaison laboratoire le diamètre et la référence de chaque implant utilisé.

La mise en place des pièces doit être vérifiée à la loupe binoculaire et le serrage doit être ferme mais non excessif afin d'éviter tout déplacement ou modification dimensionnelle.

Dans l'empreinte, un réducteur de tension superficielle est appliqué avant la coulée du plâtre.

Comme on utilise un analogue d'implant qui reproduit exactement le plateau prothétique de l'implant au sein du modèle de travail, il n'est pas absolument nécessaire de réaliser un détournement auprès de la limite périphérique de cette table prothétique. PENAUD, 2011, (14)

Le modèle de travail sert donc dans un premier temps à la réalisation du pilier prothétique au laboratoire puis à la restauration coronaire.

3.5.2.2.1. Les différents modèles de travail en prothèse supra-implantaire

Selon la complexité et l'étendu de la réhabilitation prothétique supra-implantaire, différents modèles peuvent être envisagés.

Les matériaux silicones (polyvinylsiloxanes) ainsi que les polyéthers, qui sont les plus communément utilisés dans la pratique actuelle des empreintes en prothèse implantaire, présentent -comme nous l'avons vu- une excellente compatibilité avec le plâtre.

Le plâtre pierre extra dur type IV est donc un matériau privilégié dans la coulée de réplique servant comme modèle de travail.

Il reste cependant possible d'utiliser des résines en respectant leur compatibilité avec les matériaux utilisés. (cf. 1.2.2.2.3)

La grande stabilité de ces matériaux à empreinte autorise la coulée de plusieurs moulages presque strictement identiques.

A partir de ces empreintes on pourra confectionner ces différents types de modèles de travail ;

-Le **maître modèle tout en plâtre** extra dur type IV,

-Le **maître modèle avec M.P.U amovibles**, avec ou sans fausse gencive amovible,

-Un **modèle à « carottes amovibles »**,

-Le **modèle issu de l'empreinte du profil d'émergence avec la prothèse transitoire** identique à la prothèse d'usage.

3.5.2.2.2. Confection des différents modèles

3.5.2.2.2.1. *Le maitre modèle en plâtre*

L'empreinte réalisée, les analogues d'implants sont fixés aux transferts correspondants dans le matériau élastomère.

Du plâtre extra dur est apporté de manière classique et on obtient une réplique dont la position des analogues d'implant doit être parfaitement située.

Le plâtre reproduit fidèlement les tissus mous marginaux enregistrés par l'empreinte et apporte un contour très stable.



Figure 125: Modèle de travail "tout-plâtre"

3.5.2.2.2.2. *Le modèle à fausse gencive*

Afin de réaliser ce type de modèle il s'agit de placer dans l'empreinte du silicone à fausses gencives (« Gingifast » par exemple) dans la partie de l'empreinte qui correspond aux tissus mous jusqu'au col des analogues d'implant, puis de compléter le moulage avec le matériau à empreinte.

Des silicones de différentes viscosités et couleurs sont disponibles pour la réalisation de fausses gencives plus ou moins souples, amovibles ou fixes.

On obtient un moulage contenant les analogues d'implant en situation ainsi qu'une fausse gencive que l'on peut facilement séparer du plâtre pour découvrir la périphérie du plateau prothétique de l'implant. (Fig. 126)



Figure 126: Modèle de travail à fausse gencive. (14)

Avantages pour la réalisation prothétique :

- accessibilité aux répliques d'implants,
- contrôle de l'ajustage des supra structures,
- représentation exacte des tissus parodontaux,
- respect du profil d'émergence,
- conception de l'armature en accord avec la santé parodontale.

Inconvénients :

- déchirure du matériau possible en raison de sa souplesse,
- impossibilité de réaliser des retouches précises en raison de l'élasticité du matériau,
- risque de surcontours durant le montage céramique si la gencive amovible est déposée.

3.5.2.2.2.3. Le modèle à carotte amovible

Le modèle à carottes de GELLER représente le support de travail idéal pour la réalisation du profil d'émergence coronaire par le céramiste. Il présente un manchon gingival en plâtre, fidèle à la situation clinique, ainsi que des M.P.U amovibles en « carottes ».

En utilisant un isolant adapté, il est possible avec ce type de modèle de monter la céramique crue directement au contact du plâtre reproduisant la surface sulculaire de la gencive marginale.

Il est alors possible de reproduire la morphologie coronaire adéquate mise en situation grâce aux prothèses transitoires validées cliniquement.

La réalisation d'un modèle à carottes en prothèse supra-implantaire est rendue possible grâce à l'utilisation de moulage en silicones gel pour dupliquer le modèle de travail.

Mise en œuvre :

Nous réalisons d'abord le pilier prothétique grâce au maitre-modèle en plâtre pierre. La partie du profil d'émergence assurée par la base du pilier est réalisée en s'aidant de la fausse gencive de ce modèle ; elle peut être réalisée par fraisage d'un pilier usiné ou en réalisant un pilier Procéra.

Le pilier prothétique ainsi réalisé est fixé sur son analogue d'implant sur le modèle de travail avec sa fausse gencive. Après avoir isolé l'ensemble du modèle le prothésiste réalise un moulage avec un silicone gel qui permet de réaliser des duplicatas en plâtre-pierre.

Le silicone gel est très précis pour l'enregistrement des détails du maitre modèle, de plus il n'est pas du tout compressif en phase liquide et permet donc une reproduction des détails de surface du maitre-modèle sans déformation de la fausse gencive.

La réplique obtenue en plâtre pierre permet de réaliser le modèle à carottes de la même manière qu'en prothèse traditionnelle dento-portée. Ce modèle à M.P.U de type « carottes amovibles » sert à la réalisation de la prothèse d'usage de manière tout à fait classique.

Une fois terminée, la prothèse réalisée est repositionnée sur le pilier prothétique au sein du modèle de travail ; le pilier prothétique et la couronne peuvent ainsi être mis en place durant la même séance clinique.

3.5.2.3. Défauts du modèle de travail associés à la prothèse supra-implantaire

Les défauts observés sur le modèle de travail obtenu sont les mêmes que ceux rapportés pour la prothèse fixée dento-portée et sont imputables à toutes les étapes de la chaîne prothétique, de la prise d'empreinte à la coulée et au traitement de la réplique.

Cependant, la technique spécifique de travail en prothèse implanto-portée amène de nouveaux biais possibles lors de l'obtention de la réplique ; notamment au travers de l'utilisation des transferts d'implant et de la restitution de la fibro-muqueuse.

3.5.2.3.1. Défauts de positionnement des transferts d'implants

Les causes de défauts de positionnement des analogues d'implants sont en général liées aux défauts des empreintes et varient selon le type de transferts utilisés.

Il existe trois types de transferts d'implants utilisés pour les prises d'empreinte : les transferts vissés, transvissés et clippés.

Les transferts vissés ;

Ils restent en place sur l'implant lors de la désinsertion de l'empreinte. Leur forme rétentive est à l'origine de déformations lors du retrait de l'empreinte et lors de leur remise en place pour y fixer les répliques d'implants.

Il importe donc que le matériau d'empreinte soit apte à supporter ces déformations et que la technique d'empreinte en minimise les effets.

C'est en effet grâce à l'exactitude de repositionnement du transfert dans l'empreinte que l'on peut obtenir un modèle de travail fidèle qui permettra la juste réhabilitation prothétique esthétique et fonctionnelle.

Les transferts transvissés ;

Ils sont présentés comme étant ceux qui permettent la plus grande précision pour la mise en place des répliques d'implants.

La raison invoquée est que ces transferts, qui restent bloqués dans le matériau à empreinte après sa polymérisation grâce à la dépose des vis de fixation, ne provoqueraient pas de contrainte de déformation lors du retrait de l'empreinte.

Cet argument, qui est fondé, doit cependant être tempéré.

Une première cause du manque de fiabilité des modèles peut tenir au fait qu'il reste parfois des débris de matériau d'empreinte dans le puits d'accès à la vis de transvissage du pilier.

La précision du positionnement de la réplique par son vissage ne peut être obtenue qu'après contrôle à la loupe de la vacuité du puits d'accès de la vis.

Une seconde cause d'erreur peut apparaître dans les cas d'implants multiples, non parallèles, en particulier s'ils sont solidarités à la résine avant la prise d'empreinte.

Les transferts clipés ;

Ils sont placés sur les piliers prothétiques et non sur les implants eux-mêmes.

Il importe donc de ne pas ajouter de cause d'erreur par un défaut de clippage du transfert sur le pilier.

Il faut aussi observer que plusieurs causes d'erreur peuvent conduire à une imprécision du modèle de travail :

- Si le transfert clipé est très court, son repositionnement dans le matériau à empreinte peut manquer de précision;
- D'autre part il existe toujours une certaine imprécision lors de l'adaptation d'une pièce en métal (le pilier) à une pièce en plastique (le transfert).

Ceci est vrai aussi bien lors de la prise d'empreinte que lors de l'élaboration du modèle de travail.

3.5.2.3.2. Défauts de restitution de la fibro-muqueuse

Nous l'avons dit, l'intégration biologique et esthétique de la future prothèse d'usage passe par son intégration au sein des tissus mous péri-implantaires.

Des techniques de restitution de ces tissus sur le modèle de travail existent afin d'optimiser la réalisation d'une prothèse d'usage au profil d'émergence coronaire adéquate.

L'avenir des thérapeutiques implantaires passe par l'attention qui est portée à l'intégration des tissus mous ; en effet, le praticien est confronté à la gestion de ces

tissus péri-implantaires tout a long du traitement, de la phase d'observation clinique au scellement de la restauration définitive.

Cette gestion des tissus muqueux péri-implantaires ne peut cependant se faire sans l'intervention du prothésiste dentaire. Son rôle, primordial, n'est pas forcément aisé car il connaît la morphologie de la gencive qu'au travers d'une empreinte clinique ; c'est à partir de cette empreinte qu'il doit gérer la réalisation de sa prothèse et son intégration dans un environnement biologique labile.

Il est impératif qu'il s'établisse dès le départ une véritable collaboration entre prothésistes et praticiens, les deux partenaires doivent bénéficier de capacités communes, du même langage et chacune des deux parties ne doit pas ignorer le travail de l'autre.

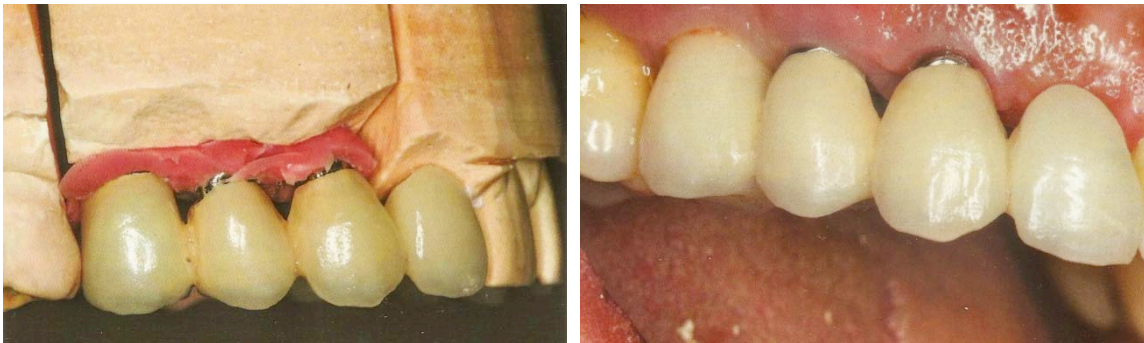


Figure 127: Déchirement de la fausse gencive amenant à une inadaptation marginale. (14)

3.5.2.4. Techniques de validation du modèle de travail

La validation du modèle de travail apparaît comme une étape essentielle de sécurité qui permet de ne finaliser des armatures implantaires que lorsque la fiabilité du modèle de travail aura été contrôlée.

Différentes méthodes de validation existent et évoluent en fonction des besoins des nouveaux cas implantaires, toujours plus complexes.

-Une première méthode de validation est proposée par le *test de SHEFIELD*.

Ce test imaginé pour vérifier la passivité d'une armature métallique en bouche après qu'elle ait été élaborée au laboratoire, permet aussi de valider le modèle de travail.

Pour réaliser cette vérification, les piliers implantaires, sur le modèle issu de l'empreinte, sont solidarités par une clef en plâtre de faible épaisseur, donc fragile.

Les piliers ainsi solidarisés sont remis en bouche en vissant un des piliers extérieurs ; on observe alors les défauts d'adaptation éventuels qui apparaîtraient lors du vissage successif de vis de piliers.

Ils sont objectivés par la fracture de l'armature en plâtre, consécutive aux contraintes liées aux défauts de précision du modèle de travail.

Dans ce cas, la clef de solidarisation en plâtre fracturée, vissée à fond sur tous les piliers, est réparée en bouche avec un plâtre à prise rapide.

Le modèle de travail est secondairement modifié (réplique d'implant déplacée) pour s'adapter à la validation matérialisée par la clef de solidarisation réparée en bouche.

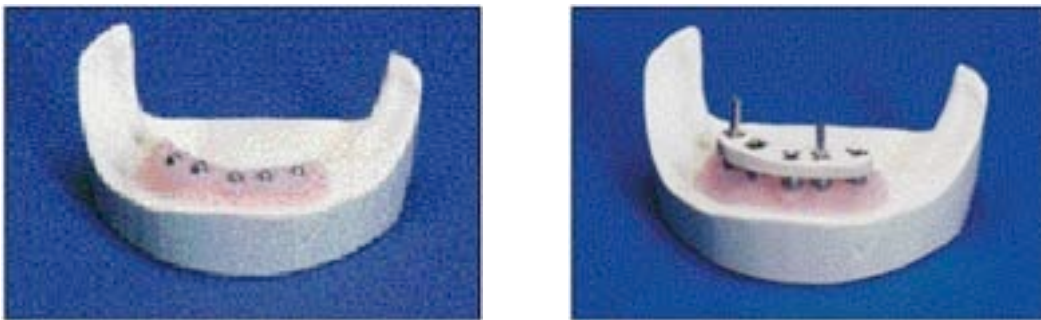


Figure 128: Clé de validation en plâtre réalisée sur le modèle de travail. (1)

Il est à noter que ce système de validation par clé en plâtre n'est réalisable qu'avec des piliers à hexagone externes ou des piliers coniques.

-**Une seconde méthode** consiste à faire appel à des transferts métalliques unitaires coulés qui sont adaptés sur les piliers implantaires sur le modèle et si nécessaire (distorsion), les solidariser en bouche à la résine.

Le report des transferts solidarisés sur le modèle de travail permet de contrôler sa fiabilité ou de le modifier pour l'adapter à la situation clinique réelle.



Figure 129: Transferts métalliques de validation en place sur le modèle. (1)

-Une troisième méthode, rendue indispensable par l'utilisation de piliers à cône mors dépourvus de position repérée et de blocage anti-rotationnel, consiste à faire appel à des clés de repositionnement, emboîtées sur ces piliers. Pour une fiabilité maximale, ces clés ne doivent pas être déformables et sont donc réalisées de préférence en métal basse-fusion ou résine très rigide.



Figure 130: Clé de positionnement mise en place. (1)

3.5.2.5. Conclusion

La prothèse supra-implantaire, compte tenu de l'absence de desmodonte, ne permet pas comme la prothèse traditionnelle de compter sur une certaine adaptabilité des piliers à l'armature prothétique.

Il est donc très important de s'assurer que le modèle de travail sur lequel sera réalisée la prothèse est conforme à la situation buccale ;

-particulièrement quant aux positions des analogues d'implant qui détermineront la réalisation des piliers puis des infrastructures,

-mais aussi quant à la restitution exacte de la fibro-muqueuse sur le modèle de travail qui déterminera l'émergence du profil coronaire et l'intégration biologique et esthétique de la restauration d'usage.

La validation du modèle de travail est impérative et différentes méthodes sont décrites pour cette validation. Il est à noter que cette étape de validation du modèle de travail devrait aussi concerner la réalisation de toutes les prothèses fixées traditionnelles de grande portée sur piliers dentaires.

ABULIUS R, 2005, (1).

4. MODELE DE TRAVAIL NUMERIQUE

4.1. Généralités

Désormais, avec les techniques de « tout numérique », l’empreinte clinique physique tend à disparaître au profit **d’empreintes optiques** numérisables.

Cependant, le modèle de travail est le plus souvent encore coulé en modèle physique, mais il n’est plus issu d’une coulée d’empreinte mais bien d’une image numérique. Cette image, ou **empreinte numérique**, aura subi un traitement informatique préalable, lequel nous allons voir, et obtient alors le rôle de modèle numérique de travail.

Ce procédé est loin d’être marginalisé et tend à s’installer dans les pratiques dentaires actuelles.

Cette technologie n’est pas anodine car elle conduit à remplacer les produits d’empreinte utilisés depuis plus de 300 ans par des caméras vidéo même si, pour le moment, les modèles de travail physiques conservent leur utilité dans la plupart des cas.

Cette révolution est très importante car jusque-là l’empreinte physique était à la base de nos travaux de prothèse.

D’une manière générale c’est toujours sur l’empreinte que repose le travail collaboratif entre cabinet et laboratoire.

Collaboration en voie de changement en cette ère numérique.

4.2. L’empreinte Optique ; techniques d’acquisition

Au même titre que l’empreinte physique, nous n’avons pas ici pour objectif de développer les procédés informatiques complexes des caméras endobuccales qui conduisent à l’obtention d’empreintes optiques numérisables.

Nous définissons dans ses grandes lignes le principe général de cette acquisition et de sa numérisation.

Nous nous affranchissons ainsi des différents systèmes industriels proposés sur le marché ainsi que des différents systèmes de communication et de transmission des données entre cabinet, laboratoires, et centres d’usinages.

Connue depuis une quarantaine d'années, l'empreinte optique avait besoin de voir progresser les développements scientifiques.

Ainsi, la puissance de calculs des ordinateurs, la finesse des capteurs C.D.D, la miniaturisation des lentilles ou des éclairages avec un bon rapport qualité /prix deviennent des préalables incontournables.

Il existe aujourd'hui plusieurs méthodes d'empreinte optique pour enregistrer une arcade en bouche.

Les deux techniques d'acquisition les plus utilisées sont issues :

- Des principes de l'**échantillonnage par triangulation**, donc de la stéréoscopie,
- Des principes de la technique dite « **de temps de vol** » ou « intensité de vol ».

D'après DURET et Coll., 2010 (23),(28).

4.2.1. Echantillonnage par triangulation

La triangulation est basée sur l'intersection de trois faisceaux lumineux qui sont utilisés pour donner la position d'un point dans les trois dimensions (X, Y et Z).

C'est la technique la plus simple et la plus connue mais aussi la plus utilisée en dentisterie. Le principe consiste à reproduire la vision binoculaire humaine, avec quelques arrangements.

Le même point de vue sur une arcade, par exemple la pointe d'une cuspide, n'aura pas la même position sur la rétine de l'œil droit (x & y) et sur celle de l'œil gauche (x' & y'). Le cerveau est capable de retrouver instinctivement ces deux points homologues, de constater la différence de position sur les deux rétines et d'en déduire la distance qui sépare l'œil de ce point.

En faisant cette constatation sur l'ensemble des points d'une arcade, il sera capable de construire une vue dans l'espace en 3 dimensions. (Fig. 131)

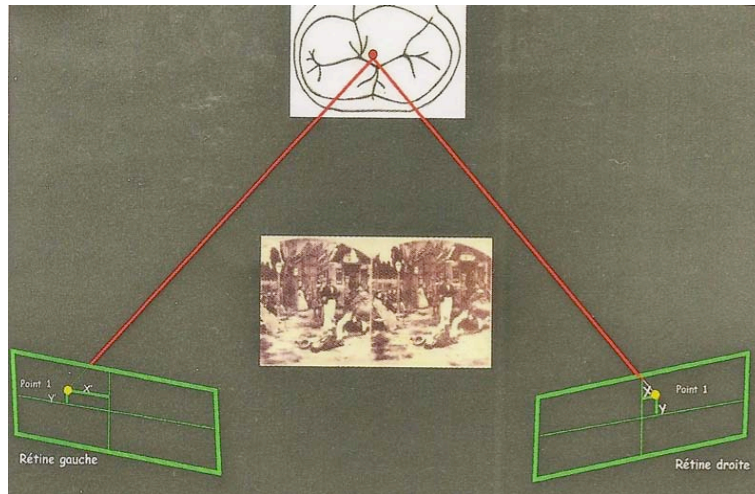


Figure 131 : Schématisation de la vision stéréoscopique humaine. (28)

Mathématiquement, la recherche de cette distance « z » n'est qu'un simple calcul trigonométrique que tout ordinateur est capable d'effectuer.

La bouche étant particulièrement sombre et la recherche des points homologues étant complexe, surtout sur des surfaces lisses, blanches, et brillantes, les caméra d'empreinte optique remplacent le deuxième œil par la projection d'un point lumineux : laser.

L'ordinateur connaît la distance (x et y) car elle dépend du balayage de son système mécanique réglé en usine, il ne lui reste plus qu'à mesurer la position (x' et y') du point lumineux sur le capteur CCD pour trouver, par le même calcul trigonométrique la valeur « z » correspondant à la troisième dimension, ou distance CCD / point objet.

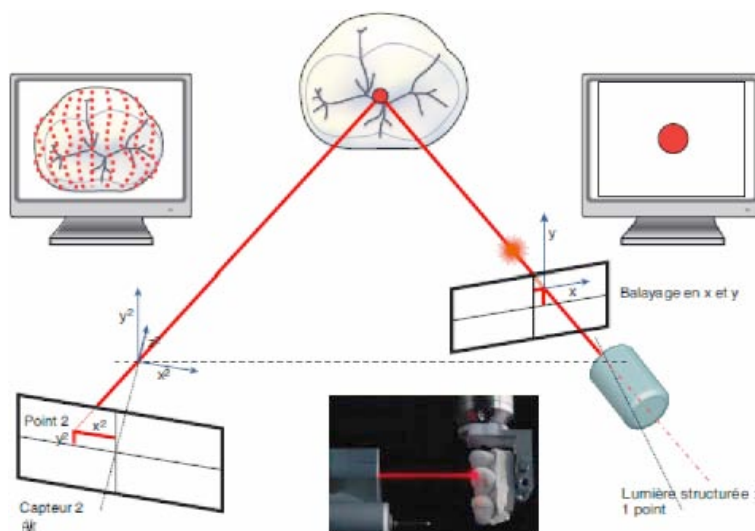


Figure 132 : Schéma représentatif de la technique de triangulation par balayage d'un point. (28)

Cette technique de balayage, ou de scannage, par un seul point est trop lente pour être appliquée en bouche.

On lui préfère aujourd'hui la projection d'une ligne de points qui, associée aux nouveaux systèmes de balayage motorisés ultrarapides, permet la saisie de plus de 3000 images différentes par seconde.

Ces caméras utilisent en général la projection d'une frange, ou ligne laser rouge ou bleue qui balaye l'arcade en continu.

La prise de vue, c'est-à-dire la fixation sur le C.C.D du profil de la ligne, se fera « à la volée », donnant au praticien une grande liberté de manipulation.

Il lui suffit de déplacer lentement la caméra à la surface de l'arcade pour construire et enrichir progressivement l'empreinte virtuelle; on parle **d'empreinte optique dynamique**.

La corrélation des vues, c'est-à-dire l'addition des vues les unes après les autres pour ne représenter qu'un seul objet, est rendue possible grâce à deux concepts complémentaires ;

- Le premier consiste à accumuler le maximum de profil avant de bouger la caméra.

Cela est possible car les prises sont rapides et nombreuses.

- Le deuxième est d'avoir toujours un recouvrement, un tiers en commun minimum, entre deux vues différentes.

Cela est possible si l'opérateur ne déplace pas trop vite sa caméra.

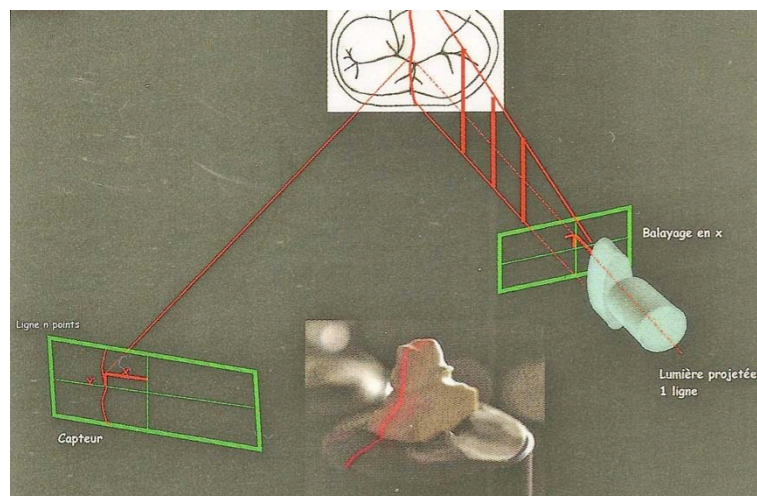


Figure 133: Schéma représentatif de la technique de triangulation par balayage d'une ligne. (28)

Il existe quelques variantes en développement à cette méthode de projection de lignes de profil.

Certains systèmes à l'étude ne projettent pas seulement une ligne mais un ensemble de lignes parallèles identiques alors que d'autres projettent plusieurs ensembles de lignes parallèles au même moment sous des angles différents (Travaux de HAUSLER G.).

Le principe reste le même, mais avec ces montages nous accélérons la procédure clinique et augmentons la précision.

Une variante intéressante est apportée par la caméra « Cerec Bluecam ». Il s'agit toujours de projeter un ensemble de lignes très rapprochées (entre 10 et 50 μm suivant les systèmes) mais de le faire d'un coup, sans balayage, puis, caméra toujours immobile, de déplacer ce groupe de lignes très légèrement sur l'arcade.

On appelle cette méthode la mesure de « **décalage de phases** ».

Une vue 3D est construite à l'aide d'un minimum de 3 à 4 vues en grilles décalées. Il faut donc que le patient ne bouge pas pendant cette prise mais ce n'est plus un problème aujourd'hui car les caméras intègrent extrêmement rapidement les images captées sur un C.C.D.

Le praticien déplacera alors sa caméra et recommencera. Comme ce n'est pas un film, mais des vues coup par coup on parle d'**empreinte optique statique**.

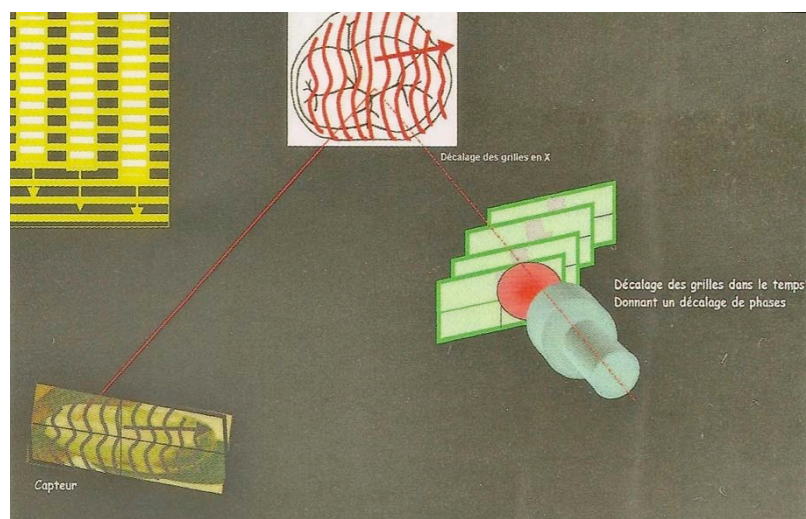


Figure 134 : Schéma représentatif de la technique par décalage de phases. (28)

4.2.2. Temps de vol

Le principe d'acquisition dite par « **temps de vol** » ou « **intensité de vol** » est de mesurer le temps que met le rayon pour partir et revenir au niveau du récepteur. Plus le point est éloigné, plus le temps de vol est élevé.

L'intérêt de cette méthode est de permettre d'aligner le rayon incident et le rayon réfléchi, ils peuvent être confondus sur la même ligne, alors que par la méthode de triangulation, un angle minimum de 8° est toujours obligatoire.

Cet avantage est très important, puisqu'il permet de résoudre les problèmes de projections d'ombres si pénalisantes dans l'analyse des détails et des contre dépouilles.

La caméra « Itéro » de Straumann projette une multitude de points, entre 100.000 et 300.000, sur l'arcade. Chacun de ces points va rebondir à la surface et revenir vers le CCD.

Un système de lentilles absorbantes déplace le plan focal, c'est-à-dire balaye la profondeur de champ, du point le plus bas (la gencive) au point le plus haut (les cuspides).

Si un point lumineux, revenant de la surface, se trouve très bien focalisé, il sera puissant et traversera un filtre sélectif des intensités pour imprégner le C.C.D. Nous avons donc une coupure en tranche de l'arcade en fonction des intensités. La méthode est rapide et précise.

Les seuls points acceptés étant ceux de forte intensité et le « coating », c'est-à-dire le recouvrement de poudre blanche, n'est pas nécessaire.

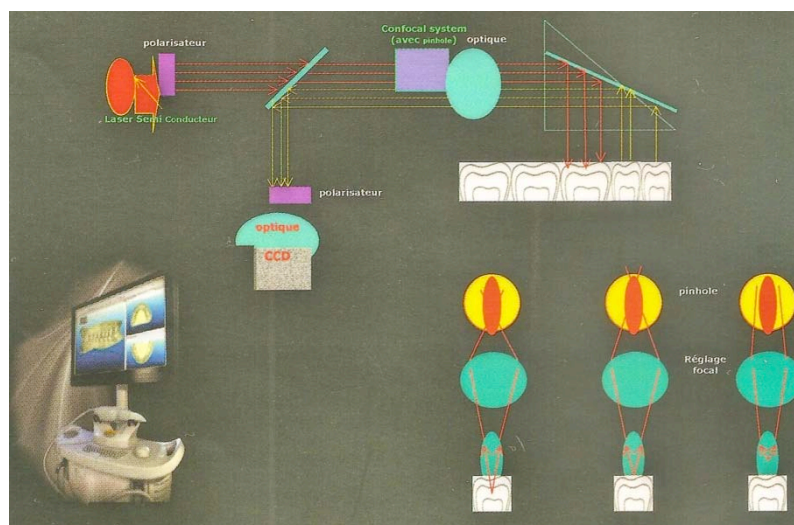


Figure 135: Schéma représentatif de la technique du temps de vol. (28)

4.2.3. Focalisation/De-focalisation

La technique de **focalisation/dé-focalisation** est le cas particulier du « Lava C.O.S. », première caméra d’empreinte optique dynamique en dentisterie, développé par le MIT de Boston, il utilise le principe de l’**A.W.S** (Active Wavefront Sampling) qui allie les avantages de la triangulation, de la focalisation/ dé-focalisation des appareils télémétriques et de l’axe de vision presque confondu à l’axe de projection.

Le système A.W.S consiste à viser une très petite partie de l’arcade et de faire une mise au point de netteté sur cette petite zone.

La zone étant petite, la profondeur de champ est réduite donc l’erreur en Z faible.

Le calculateur mesure le déplacement des lentilles pour partir du point zéro au point de netteté.

Ce mouvement, le même que nous faisons avec nos appareils photo pour avoir une vue nette, indique au software la distance entre le C.C.D et la petite surface enregistrée sur celui-ci: principe appelé aussi focalisation/ dé-focalisation.

Il suffit de balayer l’arcade, petite zone par petite zone, pour voir se construire progressivement le modèle virtuel.

Nous avons bien une **empreinte optique dynamique**.

Le système ainsi conçu prend 20 vues par seconde et 10000 points par vue.

Pour une arcade, il est courant de travailler 120 secondes donc de faire 2400 vues et de mesurer 24 millions de points ce qui assure une précision de 10 microns.

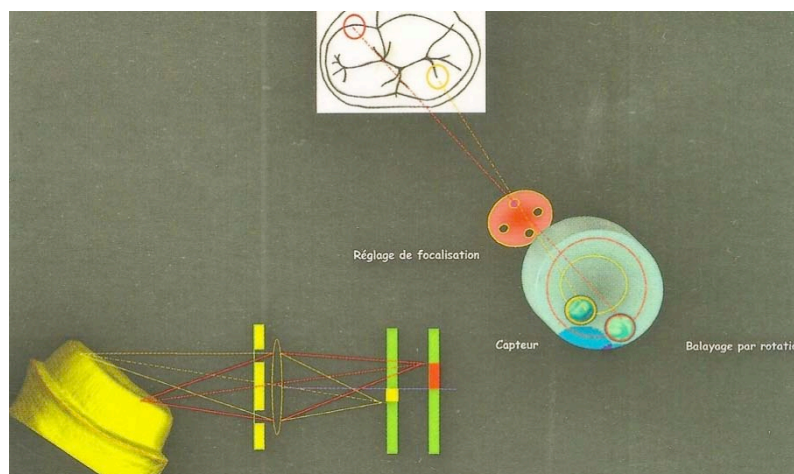


Figure 136 : Schéma représentatif du principe A.W.S (28)

4.3. Modèle de travail numérique

Nous prenons en considération l’empreinte numérique obtenue par le praticien ; son traitement immédiat en tant que modèle numérique de travail et sa matérialisation en modèle physique lorsqu’il est utile à l’élaboration de la pièce prothétique (pour le montage cosmétique essentiellement) ou de l’usinage immédiat de celle-ci quand le système de fabrication assistée par ordinateur (F.A.O) le propose.

4.3.1. Définition

Le **modèle numérique de travail**, dit **modèle virtuel**, est en fait l’image directement obtenue par la prise d’empreinte optique et donc la conversion des données analogiques (lumière) en données numériques (chiffres).

Notamment grâce aux systèmes et techniques d’acquisition développés préalablement.

Cette image traduit un ensemble de points situés dans l’espace et dont la précision d’acquisition, puis de numérisation, rendra compte de leur nombre et de leur rapprochement afin d’assurer un rendu des plus fidèles possibles.

Pour exemple, une surface qui paraît lisse en apparence doit en réalité être comprise comme un ensemble de points très rapprochés qui, par leur proximité, donnent une impression d’uniformité.

Plus ce nombre de points restitués par l’empreinte optique est important, plus la définition de l’image sera importante ainsi que sa précision de profondeur. Et donc, le modèle numérique se rapprochera au plus de la réalité clinique, jusqu’à être exploitable (Fig. 137).

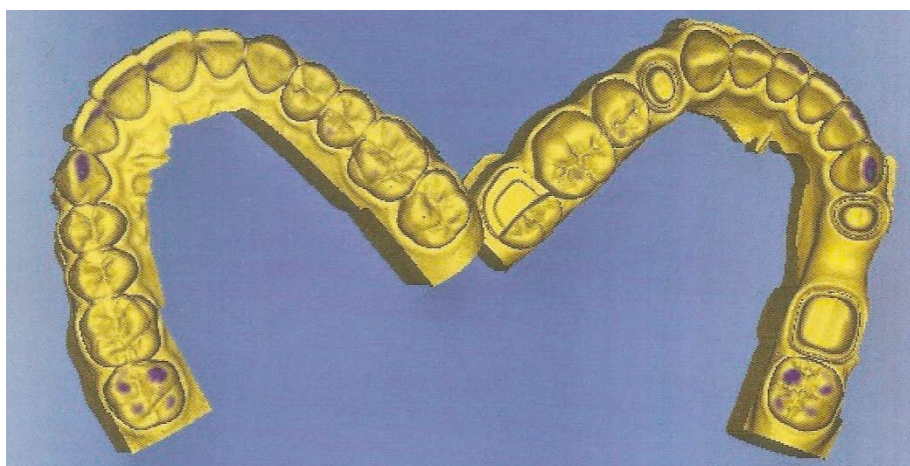


Figure 137 : Modèle de travail numérique issu d’une empreinte optique. (28)

4.3.2. Traitement du modèle numérique

4.3.2.1. Intérêt et fonction du traitement informatique

Tous les systèmes d'acquisition optique proposent un logiciel qui permet de traiter l'image obtenue, ou modèle virtuel.

Les prothésistes ainsi que les centres d'usinage et de modélisation sont eux aussi utilisateurs de logiciels compatibles adaptés à l'analyse et la retouche des données numériques transmises en fichiers ouverts de type .STL.

Si la modification formelle du scan est proscrite, puisque modifiant la situation clinique réelle, certaines fonctions d'ajout ou de retrait d'informations sont tout à fait intéressantes.

Ces fonctions sont assimilables aux différents traitements laboratoires du modèle physique que nous avons vu et sont tout autant essentielles, bien qu'informatisées.

4.3.2.2. Validation du modèle de travail numérique

Idéalement, l'acquisition optique intéressera ;

- L'arcade concernée** par les préparations, complète ou sectorielle, ses tissus mous et durs,

- L'arcade antagoniste**, complète ou sectorielle, ses tissus durs et ses tissus mous,

Un complément d'informations d'occlusion est nécessaire dans certains cas ;

- Une **vue vestibulaire en occlusion d'intercuspidie maximale**, servant d'enregistrement numérique d'occlusion statique.

- Un **film de l'occlusion dynamique** des arcades entre elles.

La validation du modèle virtuel se fait visuellement par le praticien en comparaison immédiate de la réalité clinique et de la véracité de l'empreinte optique obtenue directement numérisée et lisible sur l'écran de l'ordinateur.

Cependant, le logiciel d'acquisition comporte des fonctions aidant le praticien dans la validation de l'empreinte obtenue et des fonctions de retouche ou de mise en exergue de zones d'intérêt.

Ainsi, le logiciel d'acquisition permet de visualiser des zones de manque d'information par signalement coloré et permet à l'utilisateur de revenir sur l'acquisition de ces zones en complément de celles déjà obtenues.

L'outil informatique permet également de vérifier si les préparations des dents laissent suffisamment de hauteur pour la prothèse en fonction des restaurations choisies.

Dans le cas contraire, les manques d'espace sont signalés et le système offre une possibilité de retouche clinique, précise et immédiate, par le praticien avant la reprise de l'empreinte optique et l'envoi du scan.

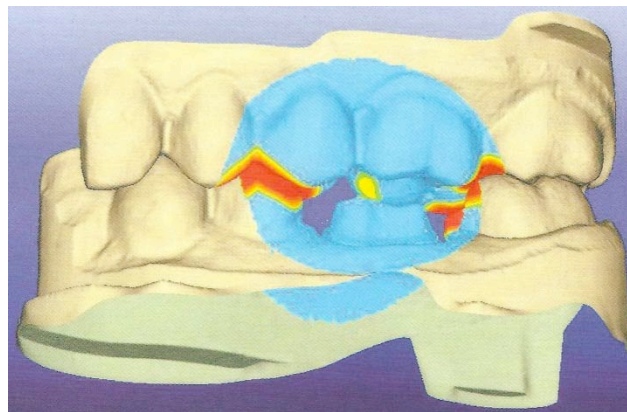


Figure 138 : Signalisation des manques d'espace nécessaire, en rouge, sur une vue en O.I.M. (28)

4.3.2.3. Détermination des limites de préparation et de fractionnement

Nous avons vu que les limites de préparation et leur fidélité d'enregistrement tiennent toute leur importance dans l'adaptation de la prothèse fixée, ses limites cervicales notamment.

Le logiciel permet très simplement un traçage automatisé de ces limites et une retouche manuelle point par point et en couleur (Fig. 139).

Là où, dans certains cas, il relève de l'extrapolation par le prothésiste de ces limites cervicales ou autres zones de préparation, c'est directement le praticien qui les désigne

et les impose au prothésiste ou au centre d'usinage, réduisant sans aucun doute les marges d'erreur.

De la même manière, le logiciel permet de déterminer automatiquement ou manuellement les axes de fractionnement des M.P.U envisagés (Fig. 140), ou leur détourage comme carotte.

La détermination de ces limites optimise la matérialisation du modèle, son fractionnement, le traitement des M.P.U. et donc l'ajustement des infrastructures et des prothèses.

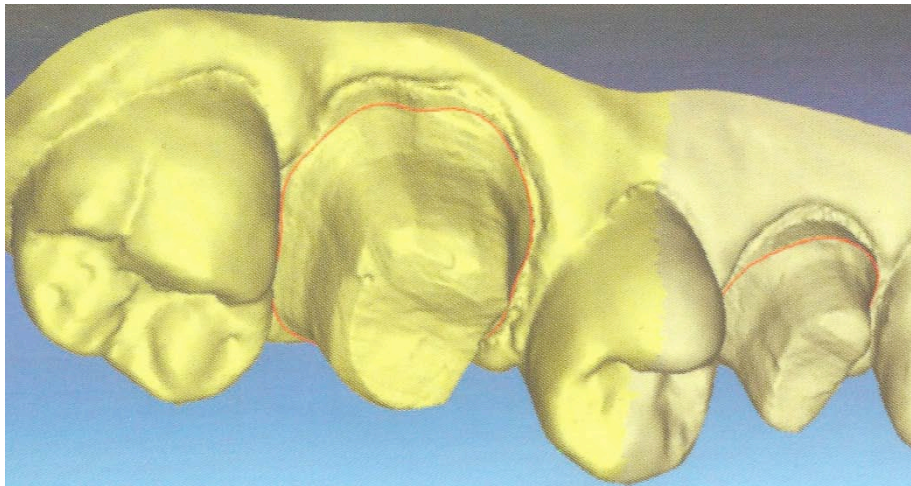


Figure 139 : Détermination automatique des limites de préparation par le logiciel, ici sus-gingivales.

Il est important de préciser à ce moment qu'aucune taille particulière n'est préconisée, elle est guidée par les principes habituels de préparation périphériques homothétiques, congés, chanfrein ou tout type de préparation pour inlay, onlay, overlay, en ce qui concerne les tissus durs.

Cependant, les empreintes optiques exigent une ligne de finition cervicale supra-gingivale pour une lecture et un enregistrement optimaux.

Pour les tissus mous, nous procédons de la même manière à l'accès aux limites par les techniques habituelles ;

- De déflexion mécanique aux cordonnets,
- D'éviction chirurgicale à la fraise ou au bistouri électrique,
- Mixtes.

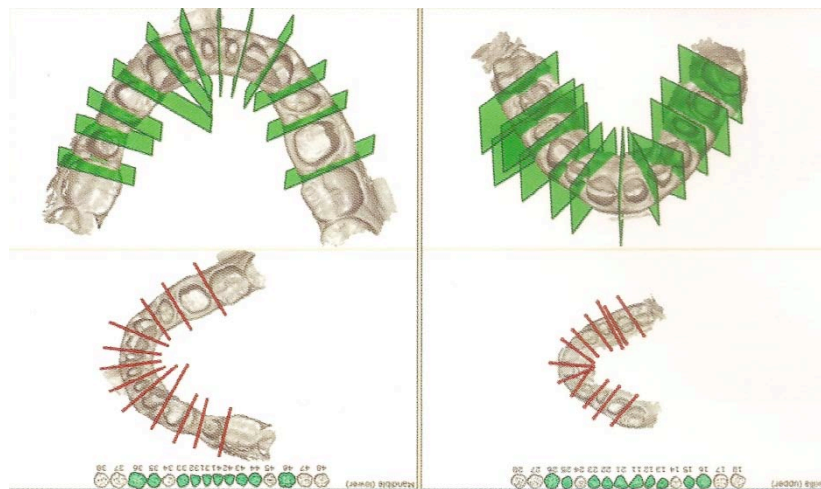


Figure 140 : Détermination des axes de fractionnement des M.P.U. (28)

4.3.2.4. Analyse de l'occlusion

La conception d'une prothèse depuis un modèle virtuel, comme en méthode traditionnelle, oblige à bien connaître les relations intermaxillaires statiques et dynamiques.

L'enregistrement par empreinte optique de clés vestibulaires permet, depuis cette prise d'**occlusion statique** (Fig. 141), la modélisation d'un mordu négatif au niveau des zones de préparation et la modélisation des surfaces occlusales des futures prothèses. Nous notons que ce mordu ne nécessite aucune interposition de matériaux d'enregistrement entre les dents antagonistes.

Une fois cette opération effectuée, le logiciel présente les arcades dentaires enregistrées en vue occlusale et définira les points de contact pour une analyse plus fine de l'occlusion et des surfaces occlusales naturelles et prothétiques.

Aussi, en O.I.M, la vue vestibulaire permettra de définir si l'espace libre d'occlusion offre suffisamment de hauteur pour le cosmétique en fonction du choix de restauration préalablement établi.

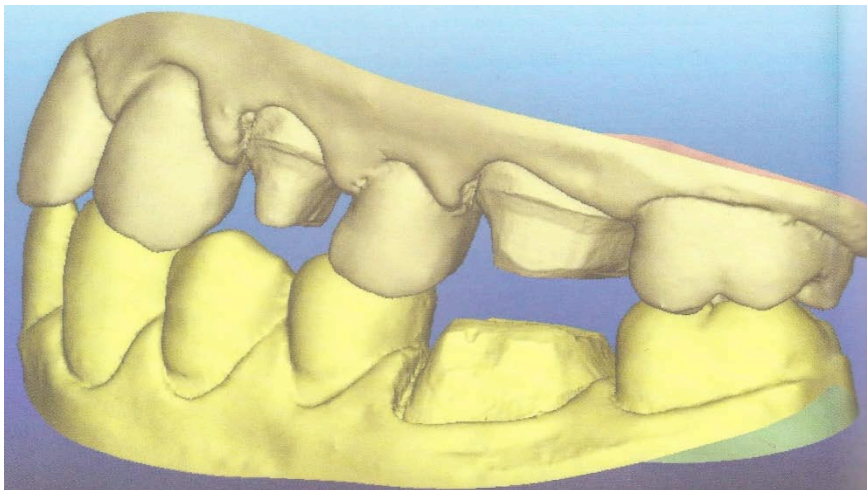


Figure 141 : Clé d'occlusion statique vestibulaire. (28)

Cependant, la connaissance de l'**occlusion dynamique** ne peut se dissocier de la réalisation d'une prothèse scellée.

Voilà pourquoi les logiciels intégrés permettent différentes approches ;

Partant du mordue optique, zone de point de départ, le logiciel permet la mise en articulateur virtuel avec un plan d'occlusion réglé sur des valeurs moyennes puis recalculé.

Il apparaît évident que les valeurs ; des angles de BENETT, de protrusion, de rétrusion, des pentes condyliennes et incisives ne sont pas celles du patient. L'occlusion dynamique n'est qu'une approche de la réalité clinique. Ceci aboutissant à des morphologies des prothèses dentaires pouvant nécessiter quelques retouches pour optimiser la fonction.

En l'absence de l'informatisation de ces données, il reste indispensable de passer par des modèles physiques en plâtre montés sur articulateur eux-mêmes calibrés en fonction des données de l'arc facial enregistrées sur le patient.

De cette constatation sont nés des articulateurs virtuels beaucoup plus élaborés qui permettent d'incorporer les données des valeurs dynamiques de l'occlusion du patient et la modélisation sur le modèle virtuel de travail.

L'évolution des empreintes optiques depuis la prise d'images successives par la caméra à la prise d'un film continu permet aujourd'hui de mesurer le mouvement dynamique des arcades, l'une par rapport à l'autre à l'aide d'un film de visualisation vestibulaire.

Si cette dernière méthode semble la plus simple, puisque s'affranchissant des mesures à l'arc facial et permettant un enregistrement réellement dynamique, elle ne tient cependant toujours pas compte d'éventuelles pathologies.

On obtient alors la possibilité d'articuler virtuellement les arcades du patient le plus fidèlement à son occlusion dynamique réelle.

Le logiciel pourra ainsi modéliser et simuler les futures prothèses au plus proche de la fonction des dents concernées.



Figure 142 : L'articulateur virtuel « artex » et son pendant physique. (28)



Figure 143 : Zones de réglage, sur l'articulateur physique et virtuel, des données occlusales. (28)

4.3.2.5. Autres fonctions

Des fonctions dites « de confort » sont proposées ;

- Transparence du modèle* virtuel permettant la visualisation d'éléments internes au modèle (axe des futurs M.P.U...).
- Visualisation tridimensionnelle et en mouvement* du modèle virtuel enregistré à l'aide de lunettes spécialisées.
- Changement des couleurs et des contrastes.*
- Sectionner et agrandir le modèle.*
- Simulation des reconstitutions* envisagées et de l'insertion/désinsertion des M.P.U.

4.3.2.6. Transfert et partage du modèle

Le schéma de transfert et de partage des informations entre centre d'usinage, laboratoire de prothèse et cabinet dentaire offre plusieurs possibilités et reflète un modèle économique en plein développement.

En effet, il existe une grande multiplicité des systèmes d'empreintes optiques numérisables et des logiciels permettant l'envoi et le traitement des données obtenues.

Aussi, les destinataires de ces données doivent être en mesure de les traiter et détenir le matériel nécessaire pour la réalisation prothétique.

Enfin, selon la méthode de travail pratiquée, le praticien peut réaliser lui-même ses prothèses scellées ou passer par un ou plusieurs laboratoires de prothèse étant parfois considérés comme centre d'usinage.

Travail avec un prothésiste modélisant le modèle de travail numérique et réalisant la prothèse :

Le scan obtenu en bouche après traitement du modèle virtuel par le praticien peut être télétransmis à un prothésiste dentaire qui aura pour objectif de matérialiser un modèle physique, encore beaucoup utilisé, de le mettre en articulateur en fonction des données cliniques enregistrées et de réaliser les prothèses souhaitées.

La matérialisation du modèle est alors nécessaire au travail du prothésiste, elle sera réalisée par une imprimante qui pourra aussi réaliser les M.P.U de type carotte ou fractionnés comme définis avec l'application logicielle.

Dans certains cas, le travail de fractionnement manuel peut encore être réalisé.

Le prothésiste pourra alors réaliser le travail prothétique de la chape par cire perdue et du montage cosmétique à partir de ce modèle physique matérialisé et fractionné par lui-même ou en méthode assistée par ordinateur.

Le type de modèle matérialisé est, dans ce type de travail, essentiellement en résine polyuréthane et est réalisé à l'aide d'une imprimante 3D pour modèles, en couche par couche voire par stéréo-lithographie si le laboratoire possède cet équipement.

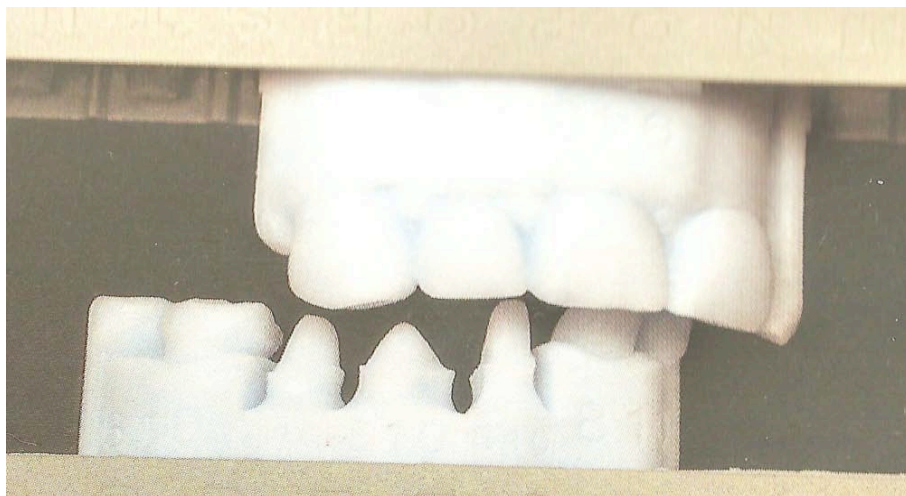


Figure 144 : Exemple d'un modèle numérique matérialisé par la technique SLA et articulé. (28)

Travail avec un centre d'usinage modélisant le modèle et usinant la chape ainsi qu'avec un prothésiste réalisant la prothèse :

Il existe aujourd'hui de plus grosses structures nommées centre d'usinage qui permettent, après l'acquisition des données numériques, l'usinage direct d'infrastructures adaptées aux préparations (d'une précision inférieure à 20 µm, Fig. 145) qui pourront être transmises au prothésiste sur leur modèle de travail physique mis en articulateur.



Figure 145 : Infrastructure ajustée sur le modèle SLA, réalisée au centre d'usinage. (28)

Dans ce cas précis, le modèle de travail sert de support à la présentation puisque cette chape est usinable sans l'aide de modèles physiques.

Il servira ensuite de support de travail pour le prothésiste et de contrôle visuel de l'adaptation et du réglage occlusal.

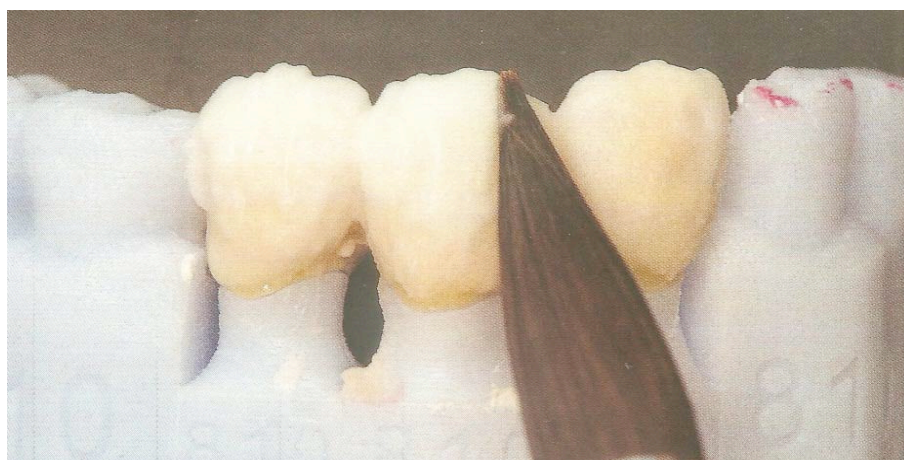


Figure 146 : Montage du cosmétique par le prothésiste sur le modèle SLA et son infrastructure réalisés en centre d'usinage. (28)



Figure 147 : Résultat esthétique optimal des couronnes réalisées. (28)

Travail avec un centre d'usinage modélisant le modèle numérique, usinant la chape et réalisant la prothèse :

De la même manière, les couronnes peuvent être usinées directement en centre et être renvoyées finies au cabinet.

Cependant, cette option ne permet pas une haute-fidélité des couleurs de la couronne par rapport aux dents du patient, et nous préférons encore souvent demander un travail manuel lors du montage des céramiques et du maquillage.

En effet, les monoblocs usinés, pour former les futures prothèses ne proposent à ce jour que trois couleurs différentes au mieux sur un même bloc. L'aspect esthétique de ces couronnes peut alors être contesté.

Les matériaux utilisés sont :

- Céramiques de sintérisation en oxyde de zirconium et d'aluminium,
- Céramiques d'infiltration,
- Céramiques feldspathiques et disilicate de lithium
- Matériaux polymères...

*Les centres d'usinage possèdent souvent les imprimantes 3D pour modèles les plus perfectionnées : se basant pour la plupart sur le principe de **S.L.A** ou stéréo-lithographie additive, lequel nous allons décrire.*

Les matériaux utilisés sont des matériaux résineux photopolymérisables de type polyuréthane, avec des coefficients de rétraction lors de la prise de l'ordre de 0,1% et une stabilité dans le temps remarquable.

Aussi, ces grosses unités de modélisation tridimensionnelle offrent un rendement bien meilleur que les plus petites imprimantes 3D en couche par couche.

Travail au cabinet par C.F.A.O :

Des unités de conception et de fabrication assistées par ordinateur (C.F.A.O) permettent la réalisation de prothèses dentaires issues d'empreintes optiques sans passer par des prothésistes dentaires et sans la réalisation d'un modèle physique de travail.

La réalisation prothétique est intégralement réalisée au cabinet par le praticien.

Les reconstitutions type inlay-onlay ou couronnes fixées sont directement usinées à partir d'un monobloc en fonction du modèle numérique de travail obtenu par l'empreinte optique et retouché par le praticien.

Pour les mêmes raisons, cette technique trouve rapidement ses limites esthétiques, même si les progrès en la matière tendent à faire évoluer l'intégration esthétique des matériaux utilisés.

4.3.2.7. Fractionnement du modèle numérique

Le logiciel de traitement de l'empreinte optique réalisée possède des fonctions de traçage et d'ajustage des **limites périphériques cervicales** de préparation. (Fig. 148)

Il permet aussi de déterminer :

-Les **axes de fractionnement** des futurs M.P.U (Fig. 140),

-Les **axes d'extraction et d'insertion** des M.P.U, et leur **pourtour** si nous décidons de les réaliser en type carotte. (Fig. 148-149)

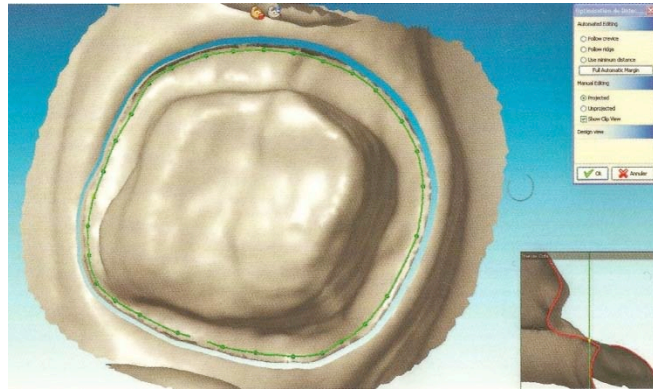


Figure 148 : Détermination des limites de préparation (vert) et du pourtour de carottage (bleu) du M.P.U. (28)

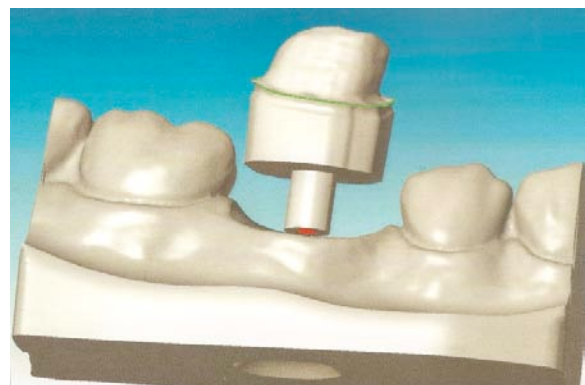
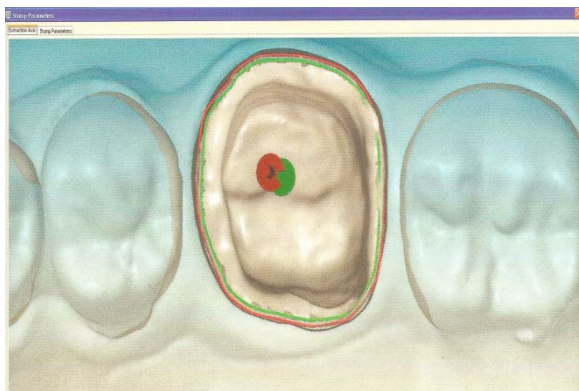


Figure 149 : Détermination de l'axe d'extraction et d'insertion du M.P.U (rouge/vert). (28)

Il est nécessaire d'éliminer le pourtour gingival afin d'objectiver ces limites cervicales de préparation, sous lesquelles une gorge périphérique de contre dépouille est réalisée, laissant ainsi apparaître une deuxième limite de travail traduisant le profil radicaire, aidant à la réalisation du profil d'émergence des couronnes réalisées.

Un paramétrage avancé permet de configurer tous ces aspects indissociables de la réalisation de M.P.U exploitables pour la réalisation prothétique. (Fig. 150)

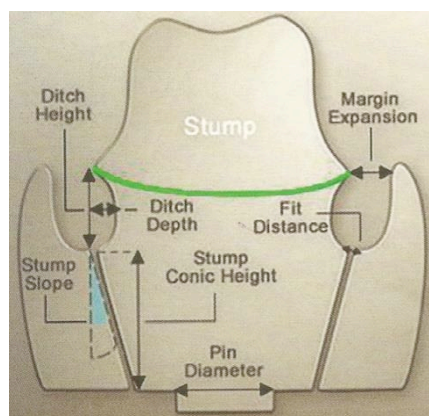


Figure 150 : Zones du paramétrage avancé pour la réalisation de M.P.U type carotte. (28)

Certains systèmes offrent une visualisation en 3 dimensions à l'aide de lunettes spéciales avec effets de transparence, permettant ainsi le contrôle des axes d'insertion/désinsertion, du profil de la carotte ou du fractionnement ainsi que des limites cervicales par rapport aux tissus adjacents.

La détermination de ces données pourra être réalisée par le praticien et/ou le prothésiste, leur validation conduira à la matérialisation d'un modèle fractionné ou carotté.

Le modèle matérialisé reproduit l'ensemble de ces limites avec une précision de l'ordre de 25 µm pour les résines utilisées dans les impressions couche par couche ou en technique de stéréo- lithographie.

Il apparaît aujourd'hui que la détermination informatique de ces limites de travail et leur réalisation par F.A.O. offre un confort non négligeable, réduisant les erreurs humaines lors du travail préalablement décrit de préparation des M.P.U.

La précision de l'enregistrement et de la restitution de ces limites de travail sur le modèle physique, issu d'une empreinte numérique, est en nette amélioration. Il en résulte une adaptation exceptionnelle des éléments prothétiques, et notamment des infrastructures réalisées par F.A.O.

Il reste cependant possible de réaliser manuellement ce travail de préparation à partir d'un modèle de travail coulé par F.A.O même si l'intérêt ne paraît plus évident.

4.3.3. Matérialisation du modèle de travail numérique

4.3.3.1. Généralités

L'avènement d'un nombre croissant de procédés de C.A.O. (conception assistée par ordinateur) disponibles nécessite la mise au point d'équipements et d'installations de F.A.O. appropriés pour la fabrication proprement dite de pièces prothétiques ou de modèles de travail, réalisées à partir des différents matériaux utilisés en prothèse dentaire.

La F.A.O est une composante essentielle dans une chaîne numérique sans rupture. En effet, la F.A.O est l'interface entre la C.A.O et la machine de mise en forme du matériau

Outre des techniques soustractives déjà connues, comme le fraisage et l'usinage commandés par des installations de F.A.O, d'autres techniques utilisées dans le domaine de l'industrie sont désormais évaluées et adaptées en fonction des besoins spécifiques de la technique dentaire.

En effet, ce sont les techniques additives issues du prototypage rapide qui se développent actuellement le plus pour la matérialisation des modèles numériques de travail.

4.3.3.2. Techniques additives

4.3.3.2.1. Stéréo-lithographie additive : S.L.A.

La technologie connue sous le terme de «**stéréo-lithographie**» (S.L), qui est une technique couramment utilisée dans le domaine du «**prototypage rapide**» (Rapid Prototyping, R.P), est l'une des techniques faisant actuellement l'objet de recherches actives.

Cette technique est la plus couramment utilisée dans les centres de fabrication, voire les cabinets de prothèse afin de rendre physique le modèle de travail virtuel transmis par fichiers informatiques ouverts type STL.



Figure 151 : Imprimante 3D stéréo-lithographique « **Projet MP 6000** ».

4.3.3.2.1.1. Mode de fonctionnement

Tous les procédés de stéréo-lithographie, qui travaillent sur la base de la solidification de matières premières liquides, se fondent sur le principe de la photopolymérisation de résines acryliques, époxy mais surtout polyuréthanes dans le domaine d'application dentaire. WITKOWSKI, 2003 (57)

L'installation « Perfactory » utilise une préparation visqueuse d'acrylates mono- ou polyfonctionnels dans laquelle sont intégrés des photo-catalyseurs.

Sous l'effet d'une irradiation par une lumière de longueur d'onde appropriée, le processus de polymérisation débute spontanément, une réaction qui transforme les mono-, respectivement oligomères liquides en polymères solides.

Ce procédé est modifié pour les besoins particuliers du prototypage rapide en ce qui concerne la stratégie d'exposition.

Dans le cas de la méthode la plus répandue en la matière, celle de « 3D Systems », un mince faisceau laser «écrit» sur la surface du bain de résine liquide le contour de la coupe transversale à polymériser; le laser crée ainsi localement la densité d'énergie critique nécessaire pour provoquer la solidification de la strate à polymériser.

Ensuite, la prochaine couche est créée de la même façon.

Dans le cas du procédé proposé par la société « DeltaMed », la réaction de polymérisation n'est pas activée par un laser, mais la totalité de la coupe transversale est projetée en une seule image à l'aide d'un «masque».

La projection des différentes strates successives sur la surface du bain de résine est assurée par une unité composée d'une source de lumière appropriée et d'un système optique .

L'exposition se fait à travers le fond transparent de la cuve contenant la résine.

De façon générale, cette technique de R.P est connue sous le terme de « **flashage de couche par lampe** » (*Solid Ground Curing*, S.G.C). (POLLACK et coll. 2001).

Au centre de l'installation de SL se trouve la cuve de polymérisation qui est remplie du monomère liquide.

La cuve est équipée d'un plateau de support mobile en hauteur, ainsi que d'une unité de projection de lumière.

L'unité de projection projette l'information actuelle de la couche à polymériser, représentée sous forme de masque, sur la surface du bain de résine; la projection se fait à travers le fond transparent de la cuve.

Le plateau de support, fixé sur l'unité de positionnement selon l'axe Z, est immergé dans la résine liquide contenue dans la cuve de polymérisation.

L'épaisseur de la strate à polymériser est réglée par la distance entre la «fenêtre de contact» transparente et le plateau de support.

Actuellement, il est possible de réaliser des épaisseurs de couches entre 40 et 150 μm .

Après l'immersion, l'unité de flashage projette les données concernant la couche à polymériser, représentées sous forme d'une image en noir et blanc sur la résine présente dans l'espace entre le fond transparent de la cuve et le plateau de support. Ce faisant, seules les parties «blanches» de l'image sont polymérisées de façon sélective.

Le plateau de support est ensuite élevé du bain de résine d'un «cran» correspondant à l'épaisseur de la couche suivante à polymériser. L'espace ainsi libéré entre le plateau de support et la strate déjà polymérisée se remplit aussitôt de résine liquide.

Le processus de projection et de polymérisation est ensuite répété couche par couche et la pièce est ainsi constituée par strates successives, du bas vers le haut en sortant du bain de résine liquide.

Afin d'assurer une stabilité suffisante de la pièce sous construction, la profondeur de pénétration de la lumière est supérieure à l'épaisseur de la couche à polymériser.

Cette précaution est destinée à garantir un engrenage parfait de chaque couche avec les strates sous-jacentes polymérisées précédemment. La pièce en construction est étayée sur la plate-forme à l'aide de tiges de support qui maintiennent les parties en porte-à-faux; ces tiges facilitent la mise en place de la pièce et son enlèvement ultérieur du plateau de support.

Les étais sont créés automatiquement par un logiciel spécifique à l'unité de S.L; ce logiciel est réglé de manière à créer le nombre minimal de supports nécessaires, qui doivent toutefois être placés à des endroits optimaux pour garantir une stabilité maximale.

Suivant les caractéristiques de la maquette à créer, les processus de création et d'ablation des étais peuvent être très complexes et nécessiter du temps.



Figure 152 : Modèles de travail en polyuréthane obtenus par S.L.A., sur leur plateau et étais. (28)

Schéma du procédé de Stéréolithographie

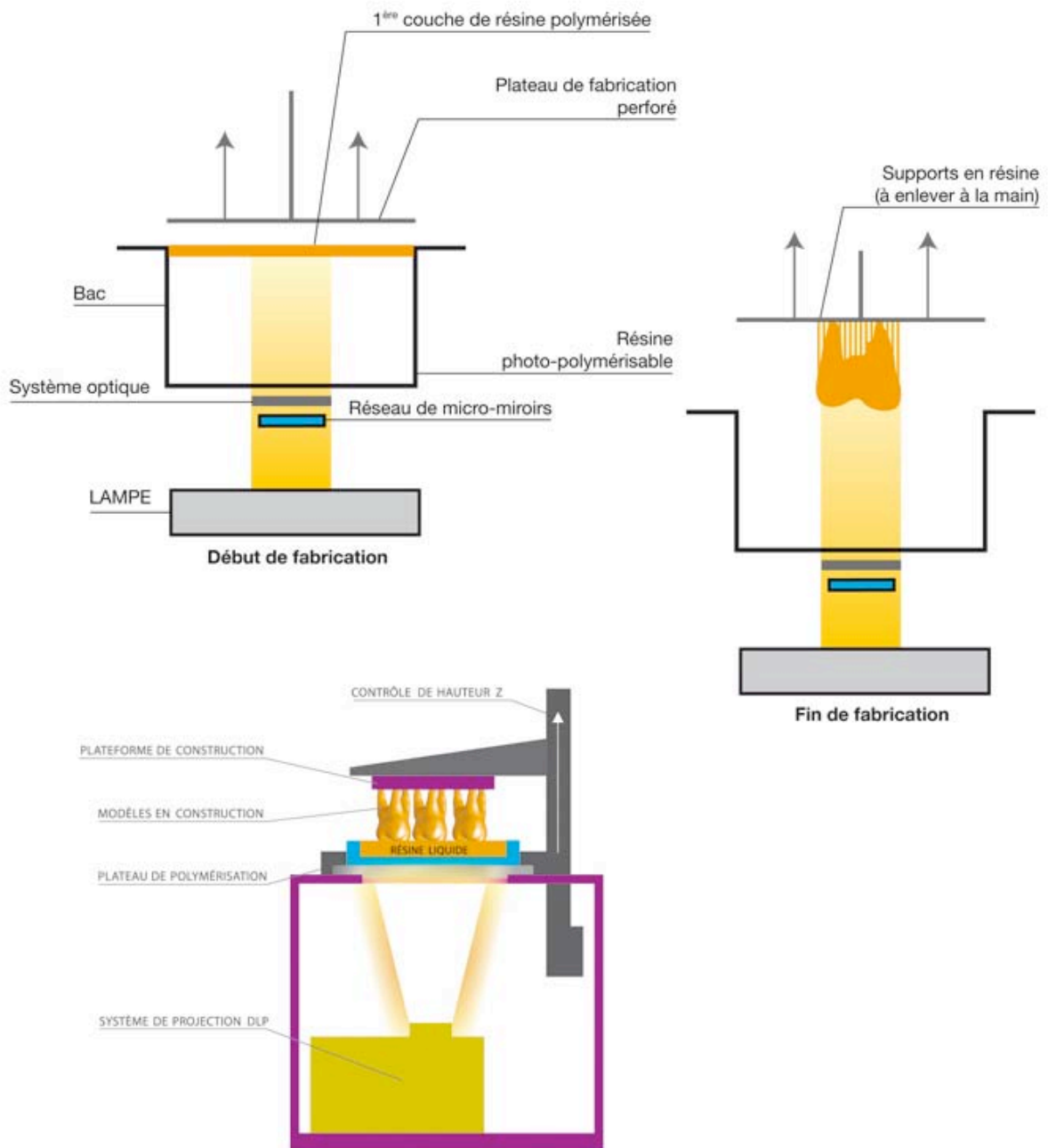


Figure 153 : Schéma représentatif du procédé de S.L.A.

D'après le guide de la CFAO dentaire.

4.3.3.2.2. Impression couche par couche

L'impression couche par couche est une technique simple de matérialisation par addition de matière.

L'addition de matière est réalisée par une imprimante qui répond aux demandes objectivées par le logiciel de C.A.O.

4.3.3.2.2.1. Mode de fonctionnement

Avec le procédé d'impression tridimensionnelle couche par couche, l'objet ou la série d'objets sont construits sur un plateau.

Une tête d'impression comprenant plusieurs buses se déplace sur le plan horizontal et projette de manière sélective le matériau pour construire chaque couche de la pièce.

Pour réaliser une autre strate, le plateau descend de la valeur de l'épaisseur de la couche suivante, puis une nouvelle couche de matériau est déposée.

Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires pour obtenir l'objet.

La fabrication d'un objet ou d'un ensemble d'objets nécessite la construction d'un support pour que les parois ne s'effondrent pas.

Ces supports sont réalisés avec un matériau soluble, ce qui facilite leur suppression, dans un bain ou par projection d'une solution liquide.

Deux techniques d'impression 3D couche par couche sont proposées, mais une seule répond à la possibilité de réaliser un modèle de travail dentaire ;

-Avec la méthode d' « *impression couche par couche par injection de cire* », des couches successives (de 13 à 76 μm) sont créées par l'injection simultanée de deux cires, celle du modèle et une autre qui sert de support de construction.

Les pièces ainsi créées en cire serviront de modèles pour la fonte à cire perdue ce qui exclut son utilisation pour la réalisation de modèles de travail.

-C'est avec la méthode d' « *impression couche par couche par injection de résine et polymérisation U.V* » que nous pouvons réaliser des modèles de travail.

Les couches successives (de 16 à 32 μm) sont créées par l'injection simultanée de deux résines, celle du modèle et une autre qui sert de support de construction.

A chaque couche déposée, une source de rayons Ultra-Violets (U.V) est utilisée pour solidifier par polymérisation la résine photo-sensible.

La résine support est éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température ou par jet d'un solvant.
Les objets finis sont ensuite nettoyés puis mis au four pour finaliser la polymérisation.



Figure 154 : Imprimante 3D couche par couche « projet MP 3000 ». (28)

Les modèles de travail peuvent être réalisés de couleurs différentes avec un mode de définition élevé prenant même l'aspect du plâtre si nous le désirons.

La précision dimensionnelle obtenue grâce aux résines utilisées (polyuréthane essentiellement) est de l'ordre de 0,1% c'est à dire identique aux meilleurs plâtres durs.

Les modèles de travail obtenus par les procédés additifs d'impression sont globalement longs à obtenir, mais une fois réalisés, ils permettent immédiatement la réalisation prothétique sans avoir à fractionner et détourner les M.P.U.

De plus, leurs caractéristiques physico-chimiques, notamment leur précision dimensionnelle et leur stabilité dans le temps concourent à la réalisation d'éléments prothétiques très bien ajustés.

Schéma du procédé d'impression 3D

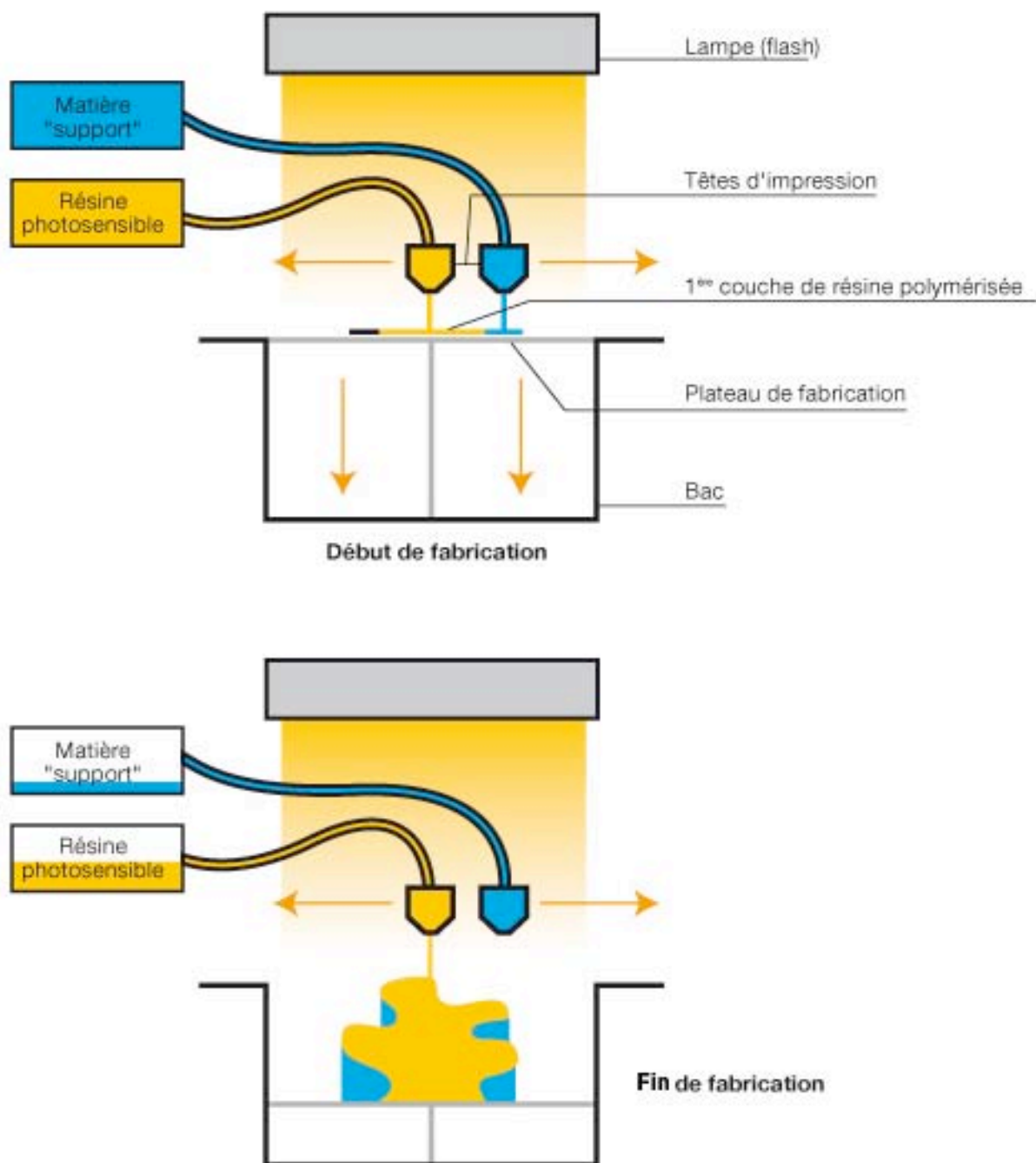


Figure 155 : Schéma représentatif du procédé d'impression 3d couche par couche.

D'après le guide de la CFAO dentaire.

4.3.3.3. Techniques soustractives

Généralités :

L'usinage est une technique de fabrication qui permet la mise en forme de tous les composants mécaniques des prothèses dentaires fixes et mixtes.

Destiné au départ à la fabrication de prothèses céramo-céramiques, l'usinage demeure le seul moyen efficace à ce jour pour fabriquer des pièces en alumine, zircone et céramique.

L'usinage est le moyen de fabrication qui offre la plus grande précision, ce qui en fait la technique la mieux appropriée à la fabrication de composants pour les superstructures sur implants qui exigent une excellente passivité.

D'autres matériaux comme la cire, les matières plastiques et les résines peuvent être usinés offrant la possibilité de réaliser des modèles de travail. Nous remarquons que les unités d'usinage ne sont que rarement dédiées à un seul matériau au contraire des unités d'impression 3D.

Cependant, cette technique n'est pas très répandue dans la matérialisation des modèles virtuels de travail et, aujourd'hui seuls deux fabricants la proposent ; « Sirona » (Inlab Mc XI) et « Kavo » (Everest BaseCamp).

Mise en œuvre :

Cette technique de réalisation soustractive se base sur l'usinage (ou le fraisage) d'un monobloc de grande taille en polyuréthane dans le cas de Inlab Mc XI.

La polymérisation du matériau résineux étant déjà obtenue, la technique d'usinage ne présente pas l'inconvénient de rétraction du matériau consécutif à une coulée. La précision dimensionnelle obtenue est directement liée à la précision d'usinage de l'unité utilisée.

La détermination des M.P.U (axes de fractionnement, détournage...) est déterminé grâce aux logiciels de traitement de l'empreinte optique numérisée associés à l'unité de fraisage. Il est même possible de réaliser des modèles à pin's lesquels seront directement mis en place par cette unité de ma.

Ainsi, les segments de modèles sont alors fraisés grâce à une fraiseuse multi-axiale.

Le nombre d'axes de fraisage proposé augmente la précision des pièces obtenues ainsi que la possibilité d'usiner des pièces plus complexes ;

-Les machines 3 axes sont suffisantes pour usiner des couronnes, des chapes et des bridges. Le nombre d'éléments d'un bridge dépend du brut à usiner supporté par la machine. Elles permettent également d'usiner des barres à sens d'insertion simple.

-Les machines 4 axes permettent d'étendre l'usinage à la fabrication de piliers.

-L'usinage 5 axes est nécessaire pour usiner des supra-structures complexes, telles des barres à directions divergentes, et pour l'usinage en simultané d'une série de piliers.

3 à 4 axes sont suffisants pour la réalisation de modèles de travail ; Kavo en propose 5 sur l'unité Everest et Sirona en propose 4 sur l'unité InlaB XI.



Figure 156: Exemple des mouvements 5 axes d'une unité de fraisage.

D'après le guide de la CFAO dentaire.

Ce procédé est plus particulièrement recommandé pour le fraisage de modèles d'hémi-arcades pour restauration sur dent unitaire ou pour bridges de petite portée sur dents latérales.

4.4. Conclusion

L'évolution de l'art dentaire va de paire avec les évolutions technologiques et l'ère numérique à laquelle nous assistons semble faire réaliser un bond en avant à la réhabilitation prothétique.

Les nouvelles technologies tendent à dématérialiser les empreintes physiques et les modèles de travail au profit d'images qui, seules, peuvent suffire à la réalisation d'éléments prothétiques très bien ajustés.

Le numérique est déjà présent dans bon nombre de cabinets et de laboratoires par la présence de la C.A.O (scanners, caméras et logiciels de conception), un nombre moins important est équipé de F.A.O (usineuses, imprimantes 3D).

Force est de reconnaître aujourd'hui que le numérique fait désormais partie de notre quotidien et qu'il s'implante de plus en plus rapidement, ce qui n'est pas sans conséquence sur l'activité des cabinets et laboratoires.

Les laboratoires se regroupent pour s'équiper, des centres de scannage et d'usinage fleurissent sous différentes formes et l'empreinte optique au cabinet est une réalité.

Ce sont les avantages qu'apportent ces nouvelles techniques qui conduisent à une telle émergence car les modèles économiques et de compatibilité méritent encore un important développement afin de les rendre plus viables.

Les avantages du « tout numérique » s'avèrent nombreux ;

- nombreux outils de contrôle numérique,
- rapidité d'exécution après un court temps d'adaptation,
- précision dimensionnelle exceptionnelle,
- suppression des matériaux à empreintes,
- suppression des modèles de travail,
- transmission rapide au laboratoire,
- archivage aisé...

Les inconvénients de cette technique sont essentiellement imputables au modèle économique proposé qui ;

- oblige une prise de risque financier important pour un cabinet dentaire,
- tend à « tuer » les petits laboratoires qui ne peuvent faire face à l'investissement,
- tend à favoriser des gros centres d'usinage ayant pour seul objectif la rentabilité maximale.

L'empreinte optique deviendra cependant et très probablement un incontournable dans un futur proche.

CONCLUSION

Nous avons vu au travers de ce travail que la chaîne prothétique est longue et fastidieuse, chaque étape revêt un caractère important quant à son impact sur le résultat final.

Aussi, différents acteurs interagissent tout au long de l'élaboration des prothèses dentaires destinées à être fixées chez le patient. Ces acteurs, praticiens et prothésistes dentaires, réalisent un travail commun dont le seul but est l'adaptation et l'intégration biofonctionnelle des éléments prothétiques réalisés.

Il est communément admis que la précision du travail prothétique repose sur la qualité et la pertinence des empreintes cliniques réalisées ;

Nous avons essayé de montrer que cette étape n'est que le début d'un travail de laboratoire qui tend à s'inscrire dans la continuité de cette précision.

Les étapes laboratoires vont en effet permettre la réalisation des modèles de travail issus des empreintes des préparations dentaires. Les modèles de travail représentent alors un ensemble d'informations capitales qui permettront la réalisation d'éléments prothétiques, mais ils sont aussi le lieu géométrique de la réalisation de ces prothèses.

Les marges d'erreur du modèle de travail doivent alors impérativement être minimisées, sans quoi la base de réalisation des prothèses dentaires est biaisée par rapport à la situation clinique réelle.

On exige de la part d'un modèle de travail qu'il soit précis dimensionnellement, qu'il reproduise un maximum de détails et qu'il soit résistant à l'usure dans le temps.

L'obtention de modèles de travail remplissant ce cahier des charges passe par le choix de matériaux de réplique adaptés, lesquels sont soumis à un protocole de mise en œuvre stricte.

Il s'agit aussi de choisir des dispositifs cohérents de fractionnement quel que soit le concept de fractionnement choisi (première ou deuxième intention).

Ces dispositifs permettent, de manière facilitée, de couler le modèle positif avec les matériaux choisis puis de le socler et de le fractionner.

Notre travail a permis de mettre en évidence deux matériaux de réplique qui semblent actuellement être les plus adaptés à la réalisation de modèles de travail ;

-il s'agit des **plâtre-pierre** extra durs à faible expansion (type IV), synthétiques ou semi-synthétiques idéalement équilibrés en accélérateur et/ou en retardateur de prise,

-il s'agit également des matériaux résineux de type **époxy et polyuréthanes**.

En effet, ces matériaux, au travers de leur étude, ont montré un ensemble de propriétés physico-chimiques les rendant adaptés pour la réalisation de modèles de travail.

Ils sont précis dimensionnellement (de l'ordre de 0,1%), ils peuvent reproduire les détails les plus fins (de l'ordre de 2 à 20 μ m.), ils sont stables dans le temps et présentent une résistance mécanique acceptable pour la réalisation directe des éléments prothétiques.

Nous avons aussi vu que l'obtention du meilleur de leurs propriétés physico-chimiques est directement liée au respect du protocole d'utilisation ; respect des dosages recommandés, du temps de malaxage, du temps de prise et de démoulage.

Nous retenons aussi une amélioration des propriétés de ces matériaux lorsqu'ils sont malaxés sous vide et que les empreintes sont remplies par centrifugation.

Le modèle obtenu est ensuite sujet à un traitement général, lequel concourt à l'obtention d'une réplique propre et rendue apte au soclage, à l'équilibration et au fractionnement.

Le soclage contribue à la mise en articulateur du modèle avec son antagoniste mais aussi au support des modèles positifs unitaires envisagés. Ce travail a permis de mettre en avant certaines recommandations utiles à cette étape.

Il est en effet important que le socle réalisé, quelque soit la technique et le dispositif choisis, n'engendre aucune contrainte déformatrice sur le modèle, ce qui correspondrait à un déplacement des M.P.U. les uns par rapport aux autres et donc à une perte de l'exactitude dimensionnelle du modèle de travail.

Aussi, lors de la mise en articulateur des modèles, il apparaît important de réaliser une équilibration occlusale qui vise à retrouver les rapports exacts de l'occlusion d'intercuspidie maximale (O.I.M) du patient. Cette étape contribue alors à réduire significativement les retouches réalisées lors de l'essayage ou de la mise en bouche des éléments prothétiques réalisés.

Une partie de ce travail a été consacrée aux concepts de fractionnement et aux dispositifs de réalisation des modèles de travail s'appuyant sur ces concepts.

Si le fractionnement en deuxième intention semble être le plus appliqué dans les laboratoires dentaires, le fractionnement en première intention n'apparaît pas contre-indiqué bien que plus ancien.

Il n'apparaît pas de concept de fractionnement idéal ou de dispositif de fractionnement bien meilleur que d'autres.

L'utilisation de ces dispositifs d'élaboration de modèles de travail semble être à l'appréciation des prothésistes, lesquels choisissent les dispositifs qu'ils maîtrisent le mieux. « Il n'y a pas d'excellents dispositifs, seulement d'excellents prothésistes ! »

Nous avons cependant essayé de comparer ces dispositifs entre eux au regard de leurs avantages et inconvénients. Il s'en dégage, une fois encore, que le dispositif idéal n'existe pas, si l'un dépasse l'autre pour une propriété, il peut être en retrait en regard d'une autre propriété.

Enfin, notre travail s'est dirigé sur l'étude des modèles numériques de travail. Si les dispositifs et les matériaux déjà décrits semblent avoir atteint leur paroxysme au sein de l'art dentaire, l'arrivée du numérique dans notre exercice est en plein développement. L'art dentaire, et notamment l'art de la réhabilitation prothétique, n'échappe pas au « boom » numérique.

Il est aujourd'hui possible d'obtenir des modèles numériques de travail issus d'empreinte optique des préparations cliniques. Le modèle dématérialisé obtenu est alors traité de manière informatique et la réalisation en F.A.O des éléments prothétiques est directement réalisable. La précision d'ajustement obtenue s'avère inégalée par les techniques traditionnelles.

Cependant, la matérialisation en C.A.O /F.A.O d'un modèle physique est encore le plus souvent réalisée et demeure le support des armatures infra-prothétiques sur lesquelles le prothésiste réalise le montage cosmétique.

Ceci, puisque la machine n'égale pas encore l'esthétique d'une prothèse réalisée par la main de l'homme.

Le matériau retenu est la résine polyuréthane dans la plupart des cas mais on n'exclue pas que cette matérialisation du modèle de travail tend à disparaître.

En effet, avec les modèles ce C.A.O et F.A.O en constant progrès, les empreintes physiques ainsi que les modèles qui en découlent tendent à disparaître complètement dans un futur très proche.

TABLE DES FIGURES

<u>Figure 1</u> : Protocole de désinfection des empreintes. (10).....	22
<u>Figure 2</u> : Evolution du plâtre sous l'effet de la température. (11).....	24
<u>Figure 3</u> : Représentation schématique de la prise du plâtre ; (11).....	25
<u>Figure 4</u> : Schéma de l'indenteur diamanté de Knoop (33).....	45
<u>Figure 5</u> : Schématisation de la déformation dimensionnelle obtenue sur une réplique d'un M.P.U en résine époxy d'après SCHWARTZ H. et Coll. 1981 (48).....	51
<u>Figure 6</u> : Schéma de la section des bourrelets de matériaux à empreinte. (11).....	59
<u>Figure 7</u> : Schéma du tamisage manuel du plâtre dans un bol selon la technique de SKINNER et PHILLIPS. (11).....	60
<u>Figure 8</u> : Schéma du matériel nécessaire au malaxage manuel du plâtre ; bol et spatule. (11).....	61
<u>Figure 9</u> : Dispositif à manivelle pour malaxage manuel du plâtre. (11).....	62
<u>Figure 10</u> : Exemple d'appareil de malaxage mécanique sous vide partiel.....	63
<u>Figure 11</u> : Technique d'incorporation du plâtre dans l'empreinte. (11).....	65
<u>Figure 12</u> : Photographie d'un vibreur de laboratoire dentaire.....	65
<u>Figure 13</u> : Exemple de conditionnement d'une résine époxy pour modèles de travail. ..	68
<u>Figure 14</u> : Analyse d'une empreinte double mélange et signalisation des zones de manque, bulles d'air et tirage. (9).....	76
<u>Figure 15</u> : Empreinte précédente coulée en plâtre et matérialisation des zones d'inexactitude signalées. (9).....	76
<u>Figure 16</u> : Empreinte double mélange désinsérée avant la réticulation totale du matériau et sa coulée rendant le modèle de travail inexploitable. (9).....	76
<u>Figure 17</u> : Empreinte double mélange satisfaisante et sa coulée pour l'obtention d'un modèle de travail exploitable pour la réalisation de M.P.U. (9).....	76
<u>Figure 18</u> : Taille-plâtre dentaire 'humide' à plateau horizontal et scie circulaire verticale.....	78
<u>Figure 19</u> : Taille de la surface palatine d'un modèle de travail maxillaire supérieur. (8).....	79
<u>Figure 20</u> : Elimination de bulles salivaires occlusales en vue d'une équilibration occlusale. (35).....	80
<u>Figure 21</u> : Suppression des zones de tirage au niveau des contacts avec l'antagoniste. (35).....	80
<u>Figure 22</u> : Exemples de fraises à polir en silicone à granulométrie variable.....	81
<u>Figure 23</u> : Assortiment de fraises à ébarber en carbure de tungstène.....	81
<u>Figure 24</u> : Déformations successives d'un modèle par expansion de prise (rouge) et par coulée d'un socle (bleu).	83
<u>Figure 25</u> : Déformations volumétriques sur un socle massif et semi-circulaire. (33).....	84

<u>Figure 26</u> : Modèle Zeiser sur socle en plexiglass dit stable. (31)	85
<u>Figure 27</u> : Modèle Pindex sur socle en plâtre à expansion contrôlée, dit instable. (31) ..	85
<u>Figure 28</u> : Enregistrement des premiers contacts dento-dentaires....peu nombreux. (35)	88
<u>Figure 29</u> : Grattage des premiers points de contact avant la seconde étape au papier bleu. (35)	88
<u>Figure 30</u> : Nombreux points de contact après la troisième étape (papier vert): O.I.M retrouvée. (35).....	88
<u>Figure 31</u> : Réglage de l'occlusion de la prothèse fixée céramo-métallique sur 25 dans la position d'O.I.M retrouvée grâce à l'équilibration occlusale du modèle de travail. (35).....	89
<u>Figure 32</u> : Pin métallique cylindro-conique à méplat.	93
<u>Figure 33</u> : Différentes formes de futs et de têtes rétentives de pins simples.	93
<u>Figure 34</u> : Pins simples courts et longs.....	93
<u>Figure 35</u> : Pin métallique bifide avec sa gaine en plastique rigide et son capuchon.	93
<u>Figure 36</u> : Fausse racine en résine acrylique. (11).....	94
<u>Figure 37</u> : Schéma de l'emboitage plastique du modèle de travail et de son socle par le dispositif Dilok. (11).....	96
<u>Figure 38</u> : Tiges de positionnement fixées dans les forages réalisés en regard des préparations.....	97
<u>Figure 39</u> : Modèle de travail rendu amovible de son socle ;	97
<u>Figure 40</u> : Exemple d'un modèle de travail fractionné dont les M.P.U ne sont pas détourés. (6).....	100
<u>Figure 41</u> : détournage du M.P.U. (8).....	102
<u>Figure 42</u> : Analyse microscopique du M.P.U avant son détournage. (6)	103
<u>Figure 43</u> : Eviction de la zone gingivo-parodontale avec une fraise boule tungstène. (6)	104
<u>Figure 44</u> : Objectivation des limites de préparation (bleu) et d'émergence radiculaire (rouge). (6)	104
<u>Figure 45</u> : Application et séchage de colle cyanoacrylate diluée préservant les limites objectivées. (6).....	104
<u>Figure 46</u> : Application de la première couche de verni espaceur. (6).....	106
<u>Figure 47</u> : M.P.U avec verni d'espacement pelliculaire appliqué en multicouches. (6)	106
<u>Figure 48</u> : Application d'une fausse gencive fidèle sur un modèle à carottes amovibles. (6)	109
<u>Figure 49</u> : Restitution d'une fausse gencive au cours d'une réhabilitation prothétique étendue. (6)	109
<u>Figure 50</u> : L'angle d'émergence est formé par le grand axe de la dent a, la ligne b représentant le profil d'émergence de la couronne dentaire au niveau de la gencive marginale. (8)	110
<u>Figure 51</u> : Surcontours ou sous-contours verticaux selon que l'angle d'émergence prothétique est positif ou négatif par rapport à l'émergence radiculaire ; (8).....	112

<u>Figure 52</u> : Exemple d'une foreuse de précision laser Pindex.	124
<u>Figure 53</u> : Modèle préparé et réduit en vue du fractionnement et du soclage. (13)	124
<u>Figure 54</u> : Forage des puits sur le modèle de travail. (13).....	125
<u>Figure 55</u> : Mise en place des pins et de leurs gaines. (13)	126
<u>Figure 56</u> : Modèle préparé et disposé pour la coulée de son socle. (13)	126
<u>Figure 57</u> : Modèle soclé non fractionné. (13)	126
<u>Figure 58</u> : Exemple de fractionnement mécanique par une scie électrique à visée laser. (2)	127
<u>Figure 59</u> : Modèle soclé et fractionné. (13)	127
<u>Figure 60</u> : Matériel splitfix; assiettes, aimants, manchette et vibreur. (54).....	129
<u>Figure 61</u> : Manchette détachée / coté chevronné et aimanté de l'assiette de fixation. (54).....	130
<u>Figure 62</u> :Mise en place de l'assiette au fond de la manchette. (54).....	131
<u>Figure 63</u> : Modèle préparé et disposé pour la coulée du socle. (54)	131
<u>Figure 64</u> : Coulée du socle réalisée. (54)	132
<u>Figure 65</u> : Modèle soclé détaché de sa manchette. (54).....	132
<u>Figure 66</u> : Modèle désaimanté de l'assiette de fixation. (54).....	132
<u>Figure 67</u> : Modèle Splitfix mis en articulateur. (54)	133
<u>Figure 68</u> : Pins Zeiser courts sans gaines.	134
<u>Figure 69</u> : Mise en place de l'empreinte dans son berceau sur la foreuse pour le forage du socle.....	135
<u>Figure 70</u> : Mise en place des pins au sein du socle plexiglass du modèle Zeiser.....	136
<u>Figure 71</u> : Empreinte coulée avec remise en place du socle grâce au berceau de repositionnement.	136
<u>Figure 72</u> : Modèle Zeiser soclé et fractionné. (31)	137
<u>Figure 73</u> : Schéma de la plaque de visée Kiefer. (29)	139
<u>Figure 74</u> : Dispositif ModelTray; trays, R.B.E., verrous. (Doc annexe)	142
<u>Figure 75</u> : Positionnement de l'empreinte sur le R.B.E. (a, b)	142
<u>Figure 76</u> : Coulée du plâtre dans l'empreinte et dans le tray (a,b), retrait des excès (c).	143
<u>Figure 77</u> : Démoulage de l'empreinte (a), et déverrouillage du fermoir du tray (b).....	144
<u>Figure 78</u> : Extraction du modèle dans son tray. (a,b).....	144
<u>Figure 79</u> : Fractionnement mécanique du modèle à la scie circulaire model-cut.....	144
<u>Figure 80</u> : Retrait des M.P.U fractionnés par cassure.....	145
<u>Figure 81</u> : Polissage et brossage des bords de cassure.	145
<u>Figure 82</u> : Remplacement du modèle dans le tray.....	145
<u>Figure 83</u> : Mise en occluseur facilitée.	146
<u>Figure 84</u> : Dispositif Accutrac ; tray à languettes, base de modèle, languette de verrou, aimant.	147
<u>Figure 85</u> : Assemblage du dispositif (a) puis coulée du plâtre en un seul temps (b).	148
<u>Figure 86</u> : Alignement de l'empreinte sur le tray lors de la coulée (a) puis démoulage (b).	149
<u>Figure 87</u> : Retrait de la languette et mise en articulateur.	149

<u>Figure 88</u> : Extraction du modèle dans son tray.	149
<u>Figure 89</u> : Sciage de la partie supérieure du modèle et exemples de scies de bijoutier.	149
<u>Figure 90</u> : Repositionnement des M.P.U. dans le tray.	150
<u>Figure 91</u> : Dispositif Arcadental.	152
<u>Figures 92</u> : Insertion du verrou de démoulage (a) et positionnement sur l’empreinte (b).	153
<u>Figures 93</u> : Repositionnement de l’insert sur l’empreinte après coulée au plâtre – pierre.	153
<u>Figures 94</u> : Retrait des excès de plâtre et lissage.	153
<u>Figures 95</u> : Retrait du verrou de démoulage (a) et démoulage de l’empreinte (b).	154
<u>Figures 96</u> : Repositionnement du modèle fractionné dans son insert sur la base principale et verrouillage par le verrou de clavetage.	154
<u>Figure 97</u> : Mise en articulateur.	154
<u>Figure 98</u> : Dispositif Di-Lok.	156
<u>Figure 99</u> : Préparation du modèle coulé en fer à cheval (a) et réalisation d’une encoche périphérique (b). (11).....	157
<u>Figure 100</u> : Placement du modèle sur le plâtre frais du socle coulé dans le tray. (11) .	158
<u>Figure 101</u> : Démontage du dispositif pour libérer le modèle soclé. (11)	158
<u>Figure 102</u> : Fractionnement manuel du modèle et visualisation des traits de sciage. (11)	159
<u>Figure 103</u> : Deuxième étape de fractionnement par cassure digitale dans le prolongement du sciage. (11).....	159
<u>Figure 104</u> : Fausse racine en résine époxy (a), fausses racines « transfert en place » (b). (11).....	161
<u>Figure 105</u> : Empreinte "transferts en place". (11).....	162
<u>Figure 106</u> : Première mise en place des fausses racines (a) puis parallélisme et fixation (b). (11)	162
<u>Figure 107</u> : Empreinte préparée pour la coulée du modèle à fausses racines. (11).....	163
<u>Figure 108</u> : Modèle de travail obtenu. (11)	163
<u>Figure 109</u> : Pin à clavette "anthogyr" démonté et remonté.	166
<u>Figure 110</u> : Réalisation de la rampe de maintien. (11).....	167
<u>Figure 111</u> : Mise en place des pins à clavette sur la rampe de maintien. (11).....	167
<u>Figure 112</u> : Schématisation de la coulée du modèle après fixation des pins. (11).....	167
<u>Figure 113</u> : Schématisation du modèle soclé et fractionné. (11)	167
<u>Figure 114</u> : Modèle de travail obtenu. (11)	168
<u>Figure 115</u> : Modèle de travail à carottes amovibles. (14)	170
<u>Figure 116</u> : Application de cire collante dans l'empreinte clinique. (38).....	171
<u>Figure 117</u> : Fractionnement des M.P.U. maitres. (38).....	172
<u>Figure 118</u> : Détourage et marquage des M.P.U. maitres. (38)	172
<u>Figure 119</u> : Réalisation d'un moule de duplication des M.P.U maitres. (38)	173
<u>Figure 120</u> : Schéma représentatif de la réalisation des jeux de M.P.U de type carottes. (34).....	173

<u>Figure 121</u> : Application d'un isolant et d'un espaceur sur les M.P.U. dupliqués puis remise en situation dans l'empreinte. (38)	175
<u>Figure 122</u> : Montage du cosmétique sur les M.P.U en situation. (38).....	176
<u>Figure 123</u> : résultat de l'intégration biologique et esthétique des facettes réalisées. (38)	177
<u>Figure 124</u> : Schéma résumant les étapes de réalisation des modèles de travail à carottes amovibles. (34)	177
<u>Figure 125</u> : Modèle de travail "tout-plâtre"	183
<u>Figure 126</u> : Modèle de travail à fausse gencive. (14).....	184
<u>Figure 127</u> : Déchirement de la fausse gencive amenant à une inadaptation marginale. (14).....	188
<u>Figure 128</u> : Clé de validation en plâtre réalisée sur le modèle de travail. (1)	189
<u>Figure 129</u> : Transferts métalliques de validation en place sur le modèle. (1)	189
<u>Figure 130</u> : Clé de positionnement mise en place. (1)	190
<u>Figure 131</u> : Schématisation de la vision stéréoscopique humaine. (28).....	194
<u>Figure 132</u> : Schéma représentatif de la technique de triangulation par balayage d'un point. (28)	194
<u>Figure 133</u> : Schéma représentatif de la technique de triangulation par balayage d'une ligne. (28)	195
<u>Figure 134</u> : Schéma représentatif de la technique par décalage de phases. (28)	196
<u>Figure 135</u> : Schéma représentatif de la technique du temps de vol. (28)	197
<u>Figure 136</u> : Schéma représentatif du principe A.W.S (28)	198
<u>Figure 137</u> : Modèle de travail numérique issu d'une empreinte optique. (28)	199
<u>Figure 138</u> : Signalisation des manques d'espace nécessaire, en rouge, sur une vue en O.I.M. (28).....	201
<u>Figure 139</u> : Détermination automatique des limites de préparation par le logiciel, ici sus-gingivales.	202
<u>Figure 140</u> : Détermination des axes de fractionnement des M.P.U. (28)	203
<u>Figure 141</u> : Clé d'occlusion statique vestibulaire. (28)	204
<u>Figure 142</u> : L'articulateur virtuel « artex » et son pendant physique. (28).....	205
<u>Figure 143</u> : Zones de réglage, sur l'articulateur physique et virtuel, des données occlusales. (28)	206
<u>Figure 144</u> : Exemple d'un modèle numérique matérialisé par la technique SLA et articulé. (28).....	207
<u>Figure 145</u> : Infrastructure ajustée sur le modèle SLA, réalisée au centre d'usinage. (28)	208
<u>Figure 146</u> : Montage du cosmétique par le prothésiste sur le modèle SLA et son infrastructure réalisés en centre d'usinage. (28).....	208
<u>Figure 147</u> : Résultat esthétique optimal des couronnes réalisées. (28)	209
<u>Figure 148</u> : Détermination des limites de préparation (vert) et du pourtour de carottage (bleu) du M.P.U. (28)	211
<u>Figure 149</u> : Détermination de l'axe d'extraction et d'insertion du M.P.U (rouge/vert). (28).....	211

<u>Figure 150</u> : Zones du paramétrage avancé pour la réalisation de M.P.U type carotte. (28).....	211
<u>Figure 151</u> : Imprimante 3D stéréo-lithographique « Projet MP 6000 »	213
<u>Figure 152</u> : Modèles de travail en polyuréthane obtenus par S.LA., sur leur plateau et étais. (28).....	215
<u>Figure 153</u> : Schéma représentatif du procédé de S.L.A.	216
<u>Figure 154</u> : Imprimante 3D couche par couche « projet MP 3000 ». (28)	218
<u>Figure 155</u> : Schéma représentatif du procédé d'impression 3d couche par couche.	219
<u>Figure 156</u> : Exemple des mouvements 5 axes d'une unité de fraisage.....	221

BIBLIOGRAPHIE

1. ABULIUS R.
Comment valider le modèle de travail en prothèse implantaire ?
Stratèg. Prothèt. 2005; 1(5) : 49-54
2. ABULIUS R.
Scie coltène de fractionnement, scier simple et précis.
Tech dent. 2011 ; 132 : 32-35
3. ARAMOUNI P., MILSTEIN P
A comparison of accuracy of two removable die system with intact working cast.
Int J Prosthodont. 1993 ; 6(6): 533-9
4. ARCHIEN C.
Les matériaux à empreintes : Elaboration expérimentale d'un banc d'essai, étude du phénomène de synérèse des hydrocolloïdes irréversibles.
Thèse : Odontologie: Nancy I : 1992
5. ARDAENS A.
Réalisation au laboratoire des modèles de travail pour prothèses conjointes.
Thèse : Chirurgie dentaire : Lille 2 :1989, 98p.
6. BARDUCCI G., FADEANI M.
Réhabilitation esthétique en prothèse fixée, Volume 2.
Traitement prothétique; une approche de l'intégration esthétique, biologique et fonctionnelle.
Paris : Quintessence international, 2010, 599p.
7. BARONNE S., DE MARCH P.
Adapter sa technique d'empreinte à chaque situation clinique en prothèse fixée.
Stratèg. Prothèt. 2009 ; 3(9) : 185-198
8. BARTALA M, LAVIOLE E.
Confection du modèle de travail en prothèse conjointe.
Encycl Méd. Chir. Odontologie ; 24-380, A-10, 2010. 10p.
Paris : S&M Elsevier, 2010.
9. BEDOUIN Y. et Coll
L'empreinte en prothèse fixée : 2^e partie : Echecs des empreintes de préparations périphériques.
Stratèg. Prothèt. 2010; 4(10) : 263-275
10. BENBELAÏD R.
La désinfection des empreintes au cabinet.
Stratèg. Prothèt. 2005; 1(5) : 55-60

11. BUGUGNANI R., LANDEZ C.
Les empreintes en prothèse conjointe.
Paris : J. Prélat, 1979, 543p.

12. CAMPBELL SD
Evaluation of a new epoxy dies material.
J Prosthet Dent 1985 ; 54(1) : 136-40

13. CHEVALIER P.
Technique de réalisation de modèle avec Die; le système Pindex.
Prothèse Dent. 1988 ; 24 : 19-22

14. CLAVEL E., PENAUD J., SCHOUVER J.
De l'empreinte au modèle de travail en prothèse supra-implantaire
Stratèg. Prothèt. 2011 ; 1(11) :27-35

15. COVO L.
Précision et stabilité comparative de 3 systèmes de Die amovibles.
Cah. Prothèse 1987 ; 57 : 159-169

16. CROLL BM.
Emergence profiles in natural tooth: photographic-observations.
J Prosthet Dent 1989; 62: 4-10

17. DE MARCH P.
Cours de prothèse fixée, notes personnelles.
[Nancy] : [Faculté de chirurgie dentaire] :[2007-2009]

18. DEFLINE B., BOHIN F., PERIE B.
Quelles sont les causes de déformation des empreintes?
Stratèg. Prothèt. 2005 ; 1(5) : 17-23

19. DERRIEN G.
Les polymères polyuréthanes pour la coulée des empreintes.
Cah Prothèse 1988 ; 61 : 57-61

20. DERRIEN G.
Comparison of transverse strength and dimensional variations between die stone, die epoxy resin and die polyurethane resin.
J Prosthet Dent 1995 ; 74 : 569-574

21. DEYROLLE G.
Etude comparative des propriétés essentielles des matériaux utilisés pour le moulage des répliques en prothèse conjointe.
Thèse de 3^e cycle ; Sciences Odontologiques : Université Paris 5 : 1973

22. DEYROLLE G.
Variations dimensionnelles des matériaux utilisés pour le moulage de répliques unitaires en prothèse conjointe.
Cah. Prothèse 1973 ; 4 : 179-188
23. DURET F., MELISSIER B, M.FAGES
Empreintes optiques et perspectives d'avenir.
Stratèg. Prothèt. 2010 ; 4 (10) : 239-247
24. GERL M., ISSI J.P
Physique des matériaux.
Lausanne : Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, 1997
(Traité des matériaux ; 8) 404p.
25. GEOFFRION J, ACCARDO B, DIAZ L.
La fausse gencive en prothèse fixée.
Cah. Prothèse 1991; 76: 45-50
26. GOUYGOU JM.
Le new arti +.
Technol. Dent. 2011 ; 135 : 36-39
27. GRYNFAS S., DEGUILLAUME C.
Bien « gâcher » pour ne rien gâcher.
Technol. Dent. 2012 ; 309 : 9-13
28. GUILLAUME A, MAHIAT Y., GRYNFAS S., DURET F.
Empreinte digitale, en route vers le tout numérique.
Technol. Dent. 2011 ; 295/296 : 45-123
29. KIEFER WH.
Le système Kiefer
Prothèse Dent. 1990 ; 44 : 55-57
30. KNELLESEN C.
L'aménagement du modèle positif.
Cah. Prothèse 1973 Oct ; 4 : 165-174
31. LECERF J., LE PAN J.
Le modèle de travail peut-il corriger les imprécisions de l'empreinte?
Stratèg. Prothèt. 2005 ; 1 (5) : 33-39
32. LECERF J., LE PAN J.
Empreintes rebasées ou double mélange, Conséquences sur l'élaboration du modèle de travail.
I.D Inf. Dent. 1998 ; 13 : 967-975

33. LICHA H., LICHA P.
*Étude et analyse des différents systèmes de préparation de modèles en prothèse conjointe ;
 Expérimentation de deux systèmes différents.*
 Thèse ; chirurgie Dentaire : Odontologie : Nancy 1 : 1995, 115p.
34. MAGNE P., BELSER U.
Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition : a biomimetic approach.
 Paris : Quintessence publ. 2003, 299-305
35. MAHIAT. Y
Équilibrage des modèles de travail.
 Stratèg. Prothèt. 2010; 4(10) : 301-305
36. MALQUARTI G., ALLARD Y, BOIS D.
Technique de la fausse gencive en prothèse conjointe.
 Cah. Prothèse, 1994; 85 : 83-92
37. MARTIGNONI M.
Precision fixed prosthodontics: Clinical and laboratory aspects.
 Chicago, Ed. Quintessence international, 1990, 587p
38. McLAREN E., CHANG YY.
Creating Physiologic Contours Using a Modified Geller Cast Technique.
 Inside Dent. 2007 Jui-Aou ; 3 : 88-91
39. MERCIER JP, MARECHAL E.
Chimie des polymères : Synthèses, réactions, dégradations.
 Lausanne : Presses polytechniques et Universitaires Romandes, 1993, 448p.
40. MOINARD M.
Que penser des empreintes sectorielles?
 Stratèg. Prothèt. 2010; 4(10) : 307-310
41. MOSER J.B, STONE D., WILLOUGHBY G.M
Properties and characteristics of a resin die material.
 J Prosthet dent, 1975 ; 34 : 297-304
42. MOINARD M.
Que penser des empreintes dites « sectorielles »?
 Stratèg. Prothèt. 2010; 4(10) : 307-310
43. NEWMAN A., WILLIAM J.
Die materials for inlay, crown and bridge Work.
 Br. Dent. J., 1969; 127(9) : 415-420

44. NOE F.
Étude comparée de deux matériaux de réplique en prothèse fixée : Le plâtre et les polyuréthanes.
Thèse : Odontologie : Nancy 1 : 1998, 178p.
45. NOMURA GT, REISBICK MH, PRESTON JD
An investigation of epoxy resin dies.
J Prosthet Dent 1980 ; 44 : 45-49
46. SALOMON JP.
Cours de biomatériaux, notes personnelles.
[Nancy] : [Faculté de chirurgie dentaire] : [2007-2008]
47. SCHILICK C.
*Etude de la précision d'adaptation marginale des chapes métalliques en prothèse fixée :
Analyse comparative des différentes étapes cliniques et de laboratoire.*
Thèse : Odontologie : Nancy 1 : 1997, 132p.
48. SCHWARTZ H., LEUPOLD R., THOMPSON VP.
Linear dimensional accuracy of epoxy resin and stone dies
J Prosthet dent 1981 ; 45 : 621-625
49. SERRA O.
Propriétés physiques et valeurs dimensionnelles des résines polyuréthanes pour la coulée de moulage.
Thèse : Odontologie : Aix Marseille 2, 1989
50. SKINNER E. PHILIPS W.
Science des matériaux dentaires
Paris : J. Prélat, 1971, 683p.
51. SHILLINGBURG HT., HOBO DG
Bases fondamentales en prothèse fixée, 3e édition.
Paris : Ed. CdP, 1998, 572p.
52. SOTON T., HIOLIN M.
Mise en Die et en articulateur avec Arcadental system.
Stratèg. Prothèt. 2011; 5(11): 311-316
53. TOUATI B., PROBST Y., LEVIEL C.
Les systèmes de préparation des modèles pour prothèse fixée
Prothèse Dent. 1992 ; 69 : 33-40
54. PROBST Y.
Splitfix et Microtechnik.
Prothèse dent. 1990 ; 42 : 29-32

55. VERMILYEA SG. , HUGET EF. , WISKOSKI J.

Evaluation of resin dies materials.

J Prosthet Dent, 1979; 42: 304-307

56. VESSAIRE V.

Association des matériaux à empreintes et des matériaux de réplique : essai de comparaison.

Thèse : Chirurgie dentaire : Clermont-Ferrand 1 : 1991, 83p.

57. WITKOWSKI S., LANGE R.

Applications de la stéréolithographie dans la technique dentaire.

Schweiz. Monatsschr. Zahnheilkd. 2003; 113 : 879-884

Documents annexes : protocoles des fabricants.

COLTENE WHALEDENT

Le système PINDEX laser ; la précision sans compromis.

2009

SPLITFIX

TD SPLITFIX System ; the ABC of model preparation.

2009

MODEL TRAY

Original MODEL TRAY system ; Intelligent model fabrication, precision without pins.

2012

COLTENE WHALEDENT

Rapide et précis, le système ACCU-TRAC.

2004

Sources internet :

Guide de la CFAO dentaire.

Disponible sur <http://www.cnifpd.fr/guidecfao/index.html>

(Consulté le 30-01-2013)

KANNENGIESSER (François)- Le modèle de travail en prothèse fixée : concepts et préceptes par François KANNENGIESSER
Nancy, 2013- 238f ; ill. :30CM

Th. : Chir-Dent : Université de Lorraine : 2013

Mots-clés : Prothèse fixée,
Modèle de travail,
Matériaux de réplique, résines, plâtres,
Modèle numérique de travail.

KANNENGIESSER (François)- Le modèle de travail en prothèse fixée : concepts et préceptes.

Th. : Chir-Dent : Université de Lorraine : 2013

Nous proposons ici de définir la conception actuelle du modèle de travail en prothèse fixée. Nous déterminons ainsi sa place au sein de la chaîne prothétique.

Ce travail commence par l'étude des matériaux utilisés pour l'obtention de répliques servant à la réalisation d'éléments prothétiques : leurs propriétés et leur comportement physico-chimique.

Elle traite ensuite des protocoles de manipulation de ces matériaux, en regard de leurs propriétés, afin d'optimiser leur utilisation comme matériaux de réplique ; cette étude concerne les résines époxy, polyuréthanes et les plâtres type IV.

En regard de ces observations, nous tentons alors de définir les avantages et inconvénients des dispositifs utilisés pour la réalisation des modèles de travail au laboratoire de prothèse dentaire. Ces dispositifs s'appuyant sur différents concepts de fractionnement pour l'obtention de M.P.U.

Enfin, au travers de ses techniques d'acquisition et de traitement, nous étudierons la place qu'occupe actuellement le modèle numérique de travail qui tend à remplacer les modèles physiques jusqu'ici incontournables.

JURY :

Président :	<u>Mr. le Professeur</u> J-P LOUIS	Professeur des Universités.
Juge :	Mr. le Docteur C. ARCHIEN	Maître de Conférences.
Juge :	Mr. le Docteur P. DE MARCH	Maître de Conférences.
Juge :	Mme le Docteur P. CORNE	Assistant Hospitalier Universitaire.

Adresse de l'auteur :

KANNENGIESSER François
11, rue PICHON
54000 NANCY



UNIVERSITÉ
DE LORRAINE



Faculté
d'Odontologie

Jury : Président : J.P.LOUIS – Professeur des Universités
Juges : C. ARCHIEN – Maître de Conférences des Universités
P.DE MARCH – Maître de Conférences des Universités
P.CORNE – Assistante Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur KANNENGIESSER François, Roger**

né(e) à: **METZ (Moselle)**

le **29 avril 1986**

et ayant pour titre : «**Le modèle de travail en prothèse fixée : concepts et préceptes.**»

Le Président du jury

J.P.LOUIS

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie



J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse **6096**.

NANCY, le **25.03.2013**

Le Président de l'Université de Lorraine



P. MUTZENHARDT

