TOULOUSE III - UNIVERSITE PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2013 Thèse n° 2013-TOU3-3042

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

LACROIX CYRIELLE

Le 17 Juillet 2013

REALITES ACTUELLES ET DEVELOPPEMENT DE LA FABRICATION DES PROTHESES PARTIELLES AMOVIBLES COULEES PAR FRITTAGE LASER

Directeur de thèse : Docteur Jean CHAMPION

JURY

Président	Professeur POMAR Philippe
Assesseur	Docteur CHAMPION Jean
Assesseur	Docteur ESCLASSAN Rémi
Assesseur	Docteur SOULES Elsa

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

➔ **DIRECTION**

DOYEN
Mr SIXOU Michel

ASSESSEURS DU DOYEN

- ***ENSEIGNANTS*** *:*

Mme GRÉGOIRE Geneviève
Mr CHAMPION Jean
Mr HAMEL Olivier
Mr POMAR Philippe

- ***PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE***

Mme GRIMOUD Anne-Marie

- ***ÉTUDIANT*** *:*

Mr HAURET-CLOS Mathieu

CHARGÉS DE MISSION
Mr PALOUDIER Gérard
Mr AUTHER Alain

RESPONSABLE ADMINISTRATIF
Mme GRAPELOUP Claude

➔ **HONORARIAT**

DOYENS HONORAIRES
Mr LAGARRIGUE Jean ✝
Mr LODTER Jean-Philippe
Mr PALOUDIER Gérard
Mr SOULET Henri

➔ **ÉMÉRITAT**

Mr PALOUDIER Gérard

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :	***Mr VAYSSE***
Professeur d'Université :	Mme BAILLEUL-FORESTIER
Maîtres de Conférences :	Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mr VAYSSE
Assistants :	Mr DOMINÉ, Mme GÖTTLE
Chargé d'Enseignement :	Mlle BACQUÉ, Mme PRINCE-AGBODJAN, Mr TOULOUSE

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :	***Mr BARON***
Maîtres de Conférences :	Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,
Assistants :	Mme ELICEGUI, Mme OBACH-DEJEAN, Mr PUJOL
Chargés d'Enseignement :	Mr GARNAULT, Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

56.03 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE

Chef de la sous-section :	***Mr HAMEL***
Professeur d'Université :	Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU
Maître de Conférences :	Mr HAMEL
Assistant :	Mr MONSARRAT
Chargés d'Enseignement :	Mr DURAND, Mr PARAYRE, Mr VERGNES

57.01 PARODONTOLOGIE

Chef de la sous-section :	***Mr BARTHET***
Maîtres de Conférences :	Mr BARTHET
Assistants :	Mr MOURGUES, Mme VINEL
Chargés d'Enseignement :	Mr. CALVO, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mr LAFFORGUE, Mr PIOTROWSKI, Mr SANCIER

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION

Chef de la sous-section : ***Mr CAMPAN***

Professeur d'Université : Mr DURAN

Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY

Assistants : Mme BOULANGER, Mr FAUXPOINT, Mme FERNET-MAGNAVAL

Chargés d'Enseignement : Mr GANTE, Mr L'HOMME, Mme LABADIE, Mr PLANCHAND, Mr SALEFRANQUE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE. GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE

Chef de la sous-section : ***Mr KÉMOUN***

Professeurs d'Université : Mme DUFFAUT

Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr KEMOUN, Mr POULET

Assistants : Mr BLASCO-BAQUE, Mme GAROBY-SALOM, Mme SOUBIELLE, Mme VALERA

Chargés d'Enseignement : Mr BARRÉ, Mme DJOUADI-ARAMA, Mr SIGNAT

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Chef de la sous-section : ***Mr GUIGNES***

Maîtres de Conférences : Mr DIEMER, Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE

Assistants : Mr ARCAUTE, Mlle DARDÉ, Mme DEDIEU, Mr ELBEZE, Mme FOURQUET, Mr MICHETTI

Chargés d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr BELAID, Mlle BORIES, Mr ELBEZE, Mr MALLET, Mlle PRATS, Mlle VALLAEYS

58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)

Chef de la sous-section : ***Mr CHAMPION***

Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR

Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN

Assistants : Mr DESTRUHAUT, Mr GALIBOURG, Mr LUCAS, Mr RAYNALDY, Mme SOULES

Chargés d'Enseignement : Mr ABGRALL, Mr DEILHES, Mr FARRÉ, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mr KAHIL, Mme LACOSTE-FERRE, Mme LASMOLLES, Mr LUCAS, Mr MIR, Mr POGEANT, Mr RAYNALDY

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Chef de la sous-section : ***Mme GRÉGOIRE***

Professeur d'Université : Mme GRÉGOIRE

Maîtres de Conférences : Mme JONIOT, Mr NASR

Assistants : Mr AHMED, Mr CANIVET, Mr DELANNÉE

Chargés d'Enseignement : Mme BAYLE-DELANNÉE, Mme MAGNE, Mr MOUNET, Mr TREIL, Mr VERGÉ

L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.

(Délibération en date du 12 Mai 1891).

Mise à jour au 4 février 2013

Je dédie cette thèse,

A ma mère, *ma réussite est la tienne*.

A mon père, *merci pour ton amour infini et ton soutien inébranlable au cours de ce long chemin qu'est la vie. Je te dois tout.*

A mes grands-parents, mon frère, ma sœur, ma famille, *parce que votre confiance m'a toujours accompagné dans mes efforts.*

A mes amis, *parce que sans vous la vie ne serait pas aussi belle.*

A notre Président du jury,

Monsieur le Professeur Philippe POMAR,

-Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

-Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,

-Lauréat de l'Institut de Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale de la Salpêtrière,

-Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et à la Faculté de Médecine de Paris VI,

-Enseignant-chercheur au CNRS - Laboratoire d'Anthropologie Moléculaires et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR 5288 CNRS)

-Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.),

-Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Je vous remercie très sincèrement d'avoir accepté de présider cette thèse.

Votre rigueur et votre talent, accompagnés de vos immenses qualités humaines font de vous un enseignant de qualité.

Soyez assuré de mon profond respect et de ma grande estime à votre égard.

,

A notre Directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Jean CHAMPION,

-Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

-Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,

-Responsable de la sous-section de Prothèses,

-Docteur en Chirurgie Dentaire,

-Docteur d'Etat en Odontologie,

-DU Implantologie de la Faculté de Chirurgie dentaire de Marseille,

-Diplôme d'Implantologie Clinique de l'Institut Bränemark – Göteborg (Suède),

-Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Je vous remercie très sincèrement d'avoir accepté de diriger cette thèse.

Je vous remercie très chaleureusement pour l'attention et les qualités humaines dont vous avez toujours fait preuve lors de mes études ou encore au cours de mon monitorat de prothèse.

Votre gentillesse, votre disponibilité et votre compétence font de vous un excellent enseignant.

Veuillez recevoir ici l'expression de toute ma sympathie et de ma gratitude.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Rémi ESCLASSAN,

-Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,

-Docteur en Chirurgie Dentaire,

-Docteur de l'Université de Toulouse (Anthropobiologie),

-D.E.A. d'Anthropobiologie

-Ancien Interne des Hôpitaux,

-Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et Pharmacie (L1),

-Enseignant-chercheur au Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR 5288 – CNRS,

-Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Tout au long de nos études, nous avons apprécié vos compétences et votre rigueur.

Nous espérons dans notre pratique professionnelle, être digne de votre enseignement.

Veuillez trouver ici, le témoignage de notre profonde reconnaissance.

A notre jury de thèse,

Madame le Docteur Elsa SOULES,

-Assistante hospitalo-universitaire d'Odontologie,

-Docteur en Chirurgie Dentaire,

-Master 1 « Biosanté » mention : Anthropologie, ethnologie, sociologie de la santé

Je suis très honorée de votre présence dans mon jury de thèse.

Pendant mes études, j'ai particulièrement apprécié votre compétence, votre accessibilité et votre gentillesse.

Veuillez recevoir ici l'expression de mon profond respect.

PLAN

INTRODUCTION 13
PARTIE.I – LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE, UNE REALITE ACTUELLE 14
I. DEFINITION DE LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE 15
A. LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE 15
B. LE CHASSIS METALLIQUE 15
II. INDICATIONS DE LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE 16
III. DEFINITION DE L'EDENTE PARTIEL, DE L'EDENTEMENT, DE L'EDENTATION ET CONSEQUENCES 17
A. DEFINITION 17
B. CONSEQUENCES 17
1. Les mouvements dentaires 18
2. La résorption alvéolaire 19
3. L'occlusion 19
4. La mastication 20
5. Les effets sur le parodonte 21
6. Modifications morphologiques du visage 21
IV. EPIDEMIOLOGIE 21
V. LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE, UNE DISCIPLINE D'AVENIR 23
PARTIE.II – LA CONCEPTION DES PROTHESES PARTIELLES AMOVIBLES COULEES 24
I. LE CHIRURGIEN DENTISTE FACE A 4 TYPES DE PATIENTS 25
II. LE CHIRURGIEN DENTISTE FACE AUX DIFFERENTES SOLUTIONS PROTHETIQUES 26
A. LA PROTHESE CONJOINTE CLASSIQUE 26
B. LA PROTHESE CONJOINTE IMPLANTO-PORTEE 27
C. LA PROTHESE AMOVIBLE PARTIELLE 28
III. PRINCIPES ET IMPERATIFS DE LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE 30
A. LA SUSTENTATION 31
1. La sustentation muqueuse 31
2. La sustentation dentaire 32
3. Les éléments prothétiques de sustentation 32
4. La sustentation selon l'édentement 32
5. La dualité d'appui 33
B. LA STABILISATION 33
1. La stabilisation muqueuse 34
2. La stabilisation dentaire 34
3. Les mouvements de Tabet 34
4. Les éléments prothétiques de stabilisation 37
C. LA RETENTION 38
1. La rétention muqueuse 39
2. La rétention dentaire 39
3. La rétention directe 39
4. La rétention indirecte 39
IV. CLASSIFICATIONS DES EDENTEMENTS 40
A. LA CLASSIFICATION DE KENNEDY 40
B. LA CLASSIFICATION DE KENNEDY-APPLEGATE 41

C. LA CLASSIFICATION DE CHAMPION 42
1. La typologie 1 43
2. La typologie 2 44
3. La typologie 3 45
V. PROBLEMES BIOMECANIQUES DES EDENTEMENTS 46
A. LES AXES DE ROTATION 46
B. CLASSE I DE KENNEDY-APPLEGATE 47
C. CLASSE II DE KENNEDY-APPLEGATE 48
D. CLASSES III, V ET VI DE KENNEDY-APPLEGATE 50
E. CLASSE IV DE KENNEDY-APPLEGATE 51
PARTIE.III – CFAO ET PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE 53
I. PRESENTATION ET HISTORIQUE 54
II. LA STATION DE TRAVAIL EN CFAO 55
III. SCANNAGE OU ACQUISITION VIRTUELLE DU CHASSIS 57
IV. MODELISATION DU CHASSIS 58
V. LA FAO 60
A. L'USINAGE OU LA MISE EN FORME D'UN OBJET PAR ENLEVEMENT DE MATIERE 60
1. Usinage de châssis en titane 61
2. Usinage des châssis en matériaux calcinables 62
B. FABRICATION ADDITIVE OU MISE EN FORME D'UN OBJET PAR AJOUT DE MATIERE 63
1. Fabrication additive de modèles calcinables 63
2. Fabrication additive directe : le frittage de poudres ou microfusion de poudres 66
PARTIE.IV – LE FRITTAGE 68
I. GENERALITES SUR LE FRITTAGE 69
A. DEFINITIONS 69
B. LA METALLURGIE DES POUDRES 70
1. Frittage sans liant 70
2. Frittage avec liant 70
3. Frittage pour le prototypage rapide 71
II. LE FRITTAGE SELECTIF PAR LASER 72
A. HISTORIQUE 72
B. PRINCIPE 73
C. LES MACHINES DISPONIBLES EN FRANCE 74
1. Les systèmes de chez Phenix Systems 74
2. Les systèmes de chez EOS 78
3. Applications dentaires 80
D. REALITES ACTUELLES DU FRITTAGE LASER 82
1. Examen métallurgique de prothèses dentaires obtenues par microfusion de poudres 82
2. Des résultats reproductibles 82
3. La norme NF en ISO 22674 de Mars 2007 83
PARTIE.V - RECAPITULATIF SUR LES DIFFERENTS PROCEDES DE FABRICATION 85
I. COMPARAISON DES DIFFERENTS PROCEDES DE FABRICATION 86
A. USINAGE TITANE 86
B. USINAGE EN MATERIAUX CALCINABLES 86
C. IMPRESSION 3D 86
D. STEREOLITHOGRAPHIE 87
E. FRITTAGE DE POUDRES 87
II. AVANTAGES ET INCONVENIENTS DE LA CFAO 88
A. AVANTAGES 88
1. Economie de matériaux 88

2. Réduction de matériaux néfastes 88
3. Rattrapage des échecs de fonderie 88
4. Confort au travail 88
5. Risques d'erreurs diminués 89
6. Gain de précision 89
7. Gain de temps 89
8. Délais de fabrication diminués 90
9. Simplicité d'utilisation 90
B. INCONVENIENTS 90
1. Coûts d'acquisition des machines et des logiciels 90
2. Fragilité 90
3. Maintenance et mise à jour 90

CONCLUSION 92

BIBLIOGRAPHIE 93

INTRODUCTION

Actuellement, de part l'amélioration des méthodes de prévention, une meilleure prise en charge des maladies parodontales et l'augmentation du taux de réussite des traitements des caries dentaires, l'état de santé bucco-dentaire se voit être modifié avec une baisse très notable des édentés complets, mais en parallèle les progrès constants de la médecine moderne aboutissent à un vieillissement réel de la population et augmentent en corollaire le nombre d'édentés partiels.

Les techniques contemporaines de traitement de l'édenté partiel, particulièrement l'implantologie, requièrent beaucoup de technicité et, par conséquent, un investissement à la fois temporel et financier. Ces facteurs dirigent fréquemment les patients et les praticiens vers des solutions de compromis, en particuliers au recours à la prothèse partielle amovible coulée qui par le respect d'un certain nombre de principes constitue une solution de remplacement fiable à long terme.

Au cours de notre 1ère partie, la position de la prothèse partielle amovible coulée en tant que discipline d'avenir sera abordée. Son approche peut se faire de manière « classique », « traditionnelle », conventionnelle, elle fera l'objet de notre 2ème partie ou bien elle peut faire appel à une méthode novatrice, très actuelle la CFAO (conception et fabrication assistée par ordinateur) avec notamment le développement de la fabrication additive directe par frittage laser sélectif de poudres objet de la 3ème et 4ème partie. Pour finir, notre 5ème et dernière partie présentera les perspectives et les limites de cette nouvelle approche qu'est la CFAO.

PARTIE.I – LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE, UNE REALITE ACTUELLE

I. DEFINITION DE LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE

A. LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE (25)

La prothèse partielle amovible, est un moyen de répondre à plusieurs objectifs : rétablir la fonction (mastication et phonation), rétablir l'esthétique et la dimension verticale d'occlusion, assurer la pérennité des dents restantes en les stabilisant, en les empêchant de migrer et de subir des surcharges occlusales, retrouver des rapports interarcades équilibrés.

Figure 1- *Prothèse partielle amovible coulée (16)*

B. LE CHASSIS METALLIQUE (25)

Le châssis métallique a pour fonction de supporter les dents prothétiques, ainsi que le matériau polymérique destiné à remplacer le volume ostéo-muqueux parodontal disparu avec les dents.

Ce châssis doit donc par sa stabilité autoriser une fonction maximale des unités triturantes, tout en répartissant harmonieusement les forces masticatoires à l'ensemble des structures restantes.

Figure 2- *Châssis métallique de PPAC (16)*

II. INDICATIONS DE LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE (25)

Ces prothèses trouvent leurs indications, dans les cas d'édentements intercalaires, plus particulièrement de longue portée, et d'édentements terminaux postérieurs, quand les solutions prothétiques fixées et/ou les solutions implantaires ne sont pas envisageables pour des raisons médicales, biologiques, topographiques ou économiques. De telles indications ne pouvant être posées qu'après avoir évalué l'état parodontal, la répartition des dents restantes sur l'arcade et l'étendue de l'édentation.

Figure 3a et b- *Edentement intercalaire et Edentement terminal postérieur (16)*

III. DEFINITION DE L'EDENTE PARTIEL, DE L'EDENTEMENT, DE L'EDENTATION ET CONSEQUENCES

A. DEFINITION

L'édenté partiel est un patient qui présente un ou des espaces résiduels, après la perte d'une ou plusieurs dents. Par conséquent, le processus qui consiste à enlever une ou plusieurs dents est appelé édentation. L'édentement sera alors le résultat de cette édentation, il peut être récent ou ancien (4).

B. CONSEQUENCES

La perte d'une ou plusieurs dents conduit généralement à une perturbation de l'équilibre fonctionnel des dents restantes. Les conséquences dépendent du nombre de facteurs locaux et systémiques. On peut citer comme facteurs locaux : le type de dent perdue, le nombre de dent perdue, la qualité de l'intercuspidation, l'état parodontal et la position de la langue ; et comme facteurs systémiques : l'âge, la capacité d'adaptation, la résistance générale, l'état psychologique.

Les changements structuraux et fonctionnels qui suivent la perte d'une ou plusieurs dents, peuvent être considérés d'une part comme une adaptation à la nouvelle situation et d'autre part comme une condition pathologique. Il est souvent difficile de définir clairement la limite entre l'adaptation et la pathologie. Il y a de grandes variations interindividuelles, mais après la perte d'une ou plusieurs dents, on peut observer une ou plusieurs des conséquences suivantes :

- la migration, sous forme de version, rotation ou égression

- la perte des contacts proximaux provoquant des bourrages alimentaires

- la perte de l'os alvéolaire, au niveau du site d'extraction

- des interférences occlusales, des surcharges dans la région antérieure

- la perte de la dimension verticale d'occlusion

- des perturbations de la fonction masticatrice entrainant une mastication unilatérale ou antérieure

- des activités parafonctionnelles, telles que le bruxisme, provocant des abrasions occlusales

- l'apparition d'un dysfonctionnement temporo-mandibulaire

Sont également à noter des séquelles sur le plan de l'esthétique, de la physionomie de la parole, des fonctions psycho-sociales telles que la perte d'amour-propre et de confiance en soi (34).

1. **Les mouvements dentaires**

Les édentements non compensés génèrent fréquemment des égressions, des versions ou des rotations conduisant à des perturbations du plan d'occlusion s'accompagnant souvent d'une perte de la dimension verticale d'occlusion. Les mouvements les plus problématiques étant les égressions car elles réduisent l'espace prothétique disponible ou utilisable, et s'accompagnent souvent de récessions gingivales à l'origine de problèmes parodontaux (16).

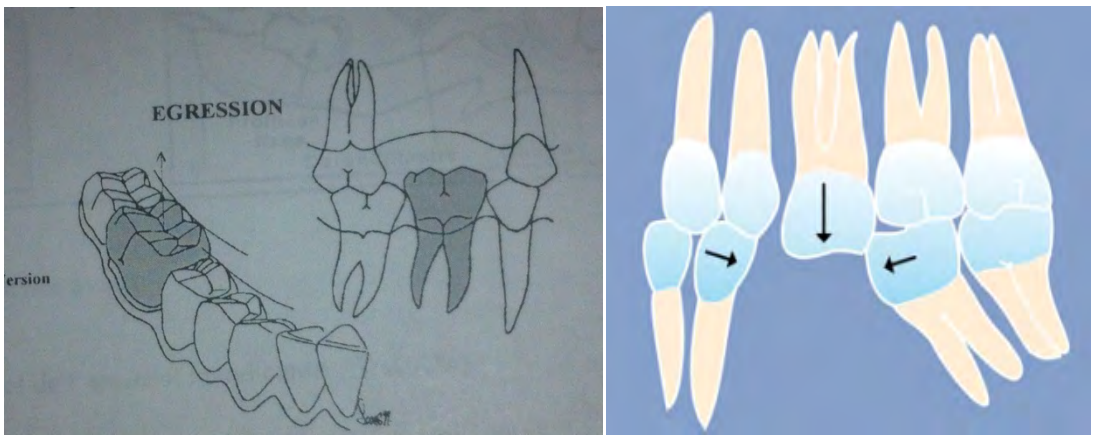


Figure 4a et b- *Les mouvements dentaires (16)*

2. La résorption alvéolaire

« L'os alvéolaire naît, vit et meurt avec la dent » ; après l'avulsion d'une ou plusieurs dents, un processus inéluctable intervient, il y a perte de substance osseuse conduisant à une diminution de la hauteur des procès alvéolaires et donc des crêtes gingivo-osseuses. Lorsque l'édentement est non compensé, le tissu osseux sous-jacent se trouve en hypofonction et par conséquent l'os alvéolaire se résorbe par manque de sollicitations mécaniques. Ce phénomène de résorption n'est pas identique entre le maxillaire et la mandibule, la résorption au maxillaire est centripète, alors qu'elle est centrifuge à la mandibule. Dans le cadre d'édentements non compensés très anciens, il est alors logique de comprendre que les deux arcades peuvent se retrouver décalées l'une par rapport à l'autre, posant une réelle difficulté dans la thérapeutique pour recréer des rapports intermaxillaires corrects (17).

Figure 5- *La résorption alvéolaire (16)*

3. L'occlusion

Lors de la perte des dents postérieures, le concept d'arcade courte est relevé. Selon ce concept, les besoins normaux de santé orale et de fonction sont satisfaits par la présence des dents naturelles jusqu'à la seconde prémolaire. Cependant, ce concept reste délicat pour les patients susceptibles à l'usure dentaire, où les forces occlusales seraient concentrées sur un petit nombre de contacts dentaires. La perte des dents crée un déficit dans le support de l'occlusion (18).

Figure 6- *Le concept d'arcade courte (18)*

4. La mastication

La perte des dents notamment postérieures réduit l'efficacité de la mastication et provoque un changement dans les habitudes alimentaires. Le bol alimentaire a tendance à se mettre au niveau des zones édentées et échappe donc à l'action masticatoire des dents restantes. De ce fait, le port d'une prothèse partielle améliore de façon significative l'efficacité masticatoire et le ressenti subjectif de cette efficacité (appréciation du goût, de la consistance des aliments et de la facilité de mastication) (18).

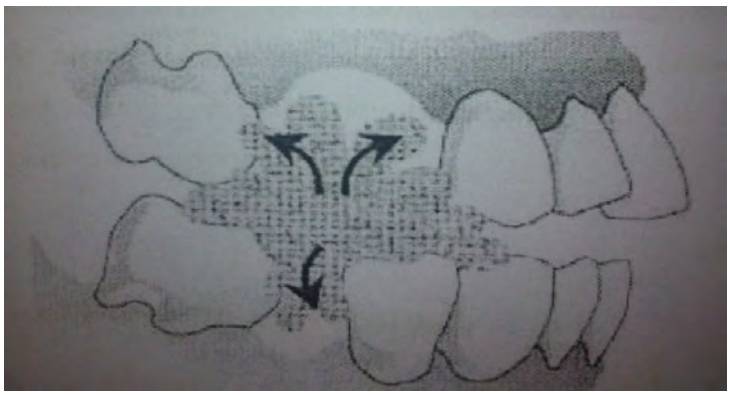


Figure 7- *Le bol alimentaire lors de la mastication (18)*

5. Les effets sur le parodonte

Toutes les structures parodontales sont concernées par les changements qui résultent de l'édentation partielle non compensée. On observe des modifications de la gencive marginale par disparition de la papille interdentaire jouxtant la dent extraite. De plus, la perte des contacts proximaux, la stagnation de la plaque dentaire, les versions qui modifient la déflexion des aliments favorisent une inflammation gingivale chronique, ainsi que la formation de poches parodontales (27).

6. Modifications morphologiques du visage

Les dents naturelles et leur os support contribuent d'une manière importante aux contours du visage. Après des extractions dentaires, il y a perte de support du tissu mou et une réduction de la hauteur de la face au repos (soutien insuffisant des lèvres et des joues, rétrécissement des lèvres et approfondissement des sillons naso-labiaux) (34).

Figure 8a et b- *Diminution de la DVO entraînant un affaissement de l'étage inférieur de la face (vieillissement du visage) (16)*

IV. EPIDEMIOLOGIE

Actuellement, de part l'amélioration des méthodes de prévention, une meilleure prise en charge des maladies parodontales et l'augmentation du taux de réussite des traitements des caries dentaires, l'état de santé bucco-dentaire se voit être modifié avec une baisse très notable des édentés complets, mais en parallèle les progrès constants de la

médecine moderne aboutissent à un vieillissement réel de la population et augmentent en corollaire le nombre d'édentés partiels. Selon l'INSEE, Institut National de la Statistique et des Sciences Economiques, l'espérance de vie moyenne, en France, est en 2011 de 78,2 ans pour les hommes et de 84,8 ans pour les femmes (4).

Cette tendance se voit être confirmée par une étude américaine relativement récente datant de 2002, qui montre que l'augmentation de la durée de vie génère une population partiellement édentée plus importante avec par conséquent des besoins en prothèse partielle amovible qui vont augmenter d'ici 2020 (19).

Selon une autre étude, celle de HUMMEL et al. en 2002, d'autres constatations peuvent être faites :

-le nombre de dents absentes diminue mais les prothèses partielles amovibles métalliques restent toujours prescrites et ceci pour des patients de tout âge

-dans un futur proche, par le vieillissement de la population, plus de 14 millions de personnes auront recours à la prothèse partielle amovible

-65% des prothèses actuelles présentent au moins un défaut, le plus fréquent étant le manque de stabilité (26)

Quelques données épidémiologiques provenant de diverses études permettent d'illustrer la situation :

-selon l'OMS, Organisation Mondiale de la Santé, en France, en 1995, le nombre moyen de dents absentes dans la tranche d'âge des 65-74 ans était de 16,9 dents. Ce même organisme souligne l'influence des facteurs socio-économiques et géographiques sur l'édentement des populations. L'accès aux soins est insuffisant chez les personnes précaires ; les 45-54 ans en situation de précarité déclaraient en moyenne 7 dents non remplacées de plus que la population générale.

-selon les critères d'attribution des appareillages de la sécurité sociale, 59% des personnes institutionnalisées ont besoin d'au moins une prothèse partielle, et le besoin en soins prothétiques passe à 77% si l'on intègre les appareils existants inadaptés.

-selon l'HAS, Haute Autorité de Santé, en 2006, le pourcentage de personnes ne portant pas leur prothèse serait estimé entre 5 et 12% (25).

-une enquête de la CPAM témoigne, en 2003, dans la population âgée, d'un nombre d'édentés important 23,8% et plus d'1/3 ne sont pas appareillés soit 37,3% (46).

V. LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE, UNE DISCIPLINE D'AVENIR

Les techniques contemporaines de traitement de l'édenté partiel, notamment l'implantologie, requièrent beaucoup de technicité et, par conséquent, un investissement à la fois temporel et financier. Ces facteurs représentent fréquemment un obstacle et dirigent vers des solutions de compromis, en particuliers au recours à la prothèse partielle amovible coulée qui par le respect d'un certain nombre de principes constitue une solution de remplacement fiable à long terme (35).

La prothèse partielle amovible coulée est plus que jamais une discipline d'avenir et ceci pour diverses raisons :

-vieillissement quasi-exponentiel de la population, ne cessant de faire croître le nombre de patients édentés partiels

-paupérisation affectant les pays industrialisés, interdisant à un nombre important de patients l'accès aux thérapeutiques implantaires

Cette réalité a fait réagir les pouvoirs publics, en 2003, date à laquelle la prothèse partielle amovible coulée n'est plus soumise à la formalité d'entente préalable ; ceci permettant de replacer la prothèse partielle amovible résine dans son juste contexte de prothèse provisoire ou transitoire. Cette démarche ne cessant d'être confortée par l'enseignement universitaire. A juste titre, la prothèse partielle amovible coulée constitue une discipline hautement formatrice car nécessitant une approche globale du problème de l'édentation, avec l'analyse raisonnée du support parodontal des dents restantes, de la qualité des tissus d'appui, des facteurs biomécaniques et du contexte occlusal (41).

PARTIE.II – LA CONCEPTION DES PROTHESES PARTIELLES AMOVIBLES COULEES

La prothèse partielle amovible coulée n'a pas toujours une bonne image vis-à-vis des patients (amovibilité, inesthétique, effets néfastes des crochets) mais est aussi quelques fois perçue par certains praticiens comme une thérapeutique obsolète. De nombreuses études confirment sa place en tant que solution thérapeutique fiable à condition de respecter les règles élémentaires de conception et de réalisation (47).

La prothèse partielle amovible coulée s'inscrit dans une démarche thérapeutique qui vise à rétablir l'esthétique, restaurer les fonctions perturbées par l'édentement, préserver les dents restantes, leur parodonte ainsi que les structures de l'appareil manducateur, tout en remplaçant les dents absentes. Remplacer les dents absentes est un objectif facilement accessible alors que préserver les dents restantes nécessite une observation clinique rigoureuse, une étude préprothétique faisant appel à des connaissances physiologiques et biologiques et aboutissant après une série de choix, à la conception raisonnée d'un châssis puis à sa mise en application logique et simple répondant à une double intégration : biologique et psychologique garante du succès de la thérapeutique (10).

I. LE CHIRURGIEN DENTISTE FACE A 4 TYPES DE PATIENTS

En prothèse amovible, le praticien va être confronté à 4 types de patients :

-le patient édenté partiel, non appareillé, n'ayant jamais porté de prothèse auparavant.

-le patient souhaitant refaire sa prothèse et qui connait les avantages et les inconvénients de la prothèse partielle amovible. L'amovibilité est déjà acceptée, cependant toute modification de la prothèse à laquelle il est habitué doit se faire avec précaution, d'autant plus si le patient est âgé.

-le patient mécontent de sa ou de ses prothèses partielles amovibles existantes qui ne les a jamais intégrées et qui est donc méfiant.

-le patient en voie d'être édenté partiellement et qu'il va donc falloir préparer à l'idée d'être édenté et de recevoir une prothèse partielle amovible en remplacement des dents absentes. Ce patient éprouve alors une double agression lui donnant une sensation de

vieillissement encore plus marquée que les autres patients. Cette situation reste la plus délicate où la relation patient-praticien prend toute son importance : si notre écoute et nos explications sont toujours nécessaire, il s'agit ici véritablement de gagner la confiance du patient et de le rassurer (15).

II. LE CHIRURGIEN DENTISTE FACE AUX DIFFERENTES SOLUTIONS PROTHETIQUES

Avant toute prise de décision, il faut évaluer :

-la demande du patient avant tout fonctionnelle et esthétique, exprimée ou non.

-les moyens thérapeutiques, leurs coûts biologique et financier, leur pronostic et recul clinique.

-les compétences du praticien et de son plateau technique.

Nous disposons, dans notre arsenal thérapeutique, de la prothèse conjointe classique avec des ponts scellés ou implanto-portés, de la prothèse partielle amovible métal ou résine et de la prothèse combinée.

A. LA PROTHESE CONJOINTE CLASSIQUE

Elle sera scellée sur les dents bordant l'édentement (dents préparées préalablement) donc fixe, c'est-à-dire non amovible ; elle permet le remplacement des dents absentes, empêche la version des dents adjacentes et offre des résultats de qualité en termes de fonctionnalité et d'esthétisme. Cependant, ce type de prothèse peut se fracturer et/ou se desceller et engendrer des lésions carieuses, des atteintes pulpaires, une inflammation gingivale et des pertes osseuses.

Figure 9- *Prothèse conjointe (16)*

B. LA PROTHESE CONJOINTE IMPLANTO-PORTEE

Elle diminue considérablement les risques de caries, d'atteinte pulpaire et d'inflammation gingivale, mais elle nécessite une ou plusieurs phases chirurgicales allongeant la durée du traitement (4).

Figure 10- *Prothèse conjointe implanto-portée (16)*

En présence d'un édentement partiel, lorsque le contexte clinique est favorable, le choix thérapeutique se porte de préférence vers la prothèse conjointe, de part ses qualités fonctionnelles, cosmétiques et de confort. En effet, elle permet d'optimiser l'intégration des éléments prothétiques dans l'arcade dentaire et dans l'ensemble occluso-articulaire. D'une façon générale, l'aspect et le confort de la prothèse conjointe emportent la

préférence des patients édentés partiels qui redoutent des solutions thérapeutiques amovibles. Cependant, ce choix thérapeutique implique l'évaluation et le respect de certains critères stricts :

-valeur biomécanique des dents piliers (rapport couronne clinique/racine)

-délabrement coronaire

-nombre de dents suffisant et répartition favorable (étendue des secteurs édentés)

-rapports maxillo-mandibulaires (évaluation de la DVO)

-occlusion fonctionnelle stable

-maîtrise de l'hygiène bucco-dentaire (45)

C. LA PROTHESE AMOVIBLE PARTIELLE (4, 43, 44, 39, 49, 10)

Elle remplace efficacement les dents absentes, stabilise les rapports occlusaux et évite la version des dents bordant l'édentement, mais elle reste cependant peu appréciée par les patients du fait de son amovibilité, la possible altération du goût et de l'élocution liée à son encombrement (volume), l'aspect inesthétique des crochets (4).

Bien que son champ d'application est diminué, la prothèse partielle amovible demeure indiquée chaque fois que les conditions locales (anatomie crestale, valeur et répartition des dents résiduelles) et/ou générales (maladies auto-immunes, diabète non équilibré, radiothérapie), voire les conditions personnelles, n'autorisent ni la construction par prothèse fixée conventionnelle ni la mise en place de racines artificielles.

La prothèse partielle amovible répond aux objectifs des prothèses dentaires en général : rétablir la fonction, préserver les structures anatomiques résiduelles, restaurer l'esthétique, assurer le confort. Elle peut se décliner sous 3 formes: la prothèse à base résine, la prothèse à armature et crochets coulés et la prothèse à attachements de précision.

La prothèse à base résine ne devrait trouver ses indications qu'à titre transitoire. Cependant, elle est encore trop souvent retenue, en France, en tant que traitement définitif du fait de son coût et de sa prise en charge sociale. Ses effets nocifs à moyen terme sont reconnus depuis longtemps : tassement, inflammation de la gencive marginale, mobilisation des dents supports.

Figure 11- *Prothèse amovible à base résine (16)*

La prothèse à armature et crochets coulés trouve son indication pour compenser les édentements d'une arcade sans délabrement dentaire et sans possibilité implantaire, mais aussi dans les cas de délabrements coronnaires impliquant des restaurations prothétiques fixées limitées.

Figure 12- *Prothèse partielle amovible coulée (16)*

La prothèse mixte à attachements de précision n'est pas indiquée si les dents résiduelles ne sont pas délabrées. Elle associe une prothèse fixée plurale et une prothèse partielle amovible à châssis coulé ce qui lui confère des avantages esthétiques et fonctionnels. Indiquée en présence d'un délabrement de l'arc dentaire résiduel, imposant une

restauration plurale voire globale par une prothèse fixée, d'autre part une contre-indication à l'incorporation d'implants.

Figure 13- *Prothèse mixte (16)*

Néanmoins, la prothèse partielle amovible présente un certain nombre de défauts, amovibilité, dualité du comportement du lit prothétique, contiguïté entre l'arc dentaire résiduel et les composants prothétiques.

L'ensemble des plans de traitement se doit d'être exposé au patient, d'une façon simple et compréhensible, ceci dans le but d'obtenir son consentement libre et éclairé garant par la suite de la relation de confiance praticien-patient, clé de la réussite et de la pérennité de nos traitements.

III. PRINCIPES ET IMPERATIFS DE LA PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE

Une prothèse partielle amovible coulée conforme aux données acquises de la science doit représenter un ensemble fonctionnel, confortable et si possible esthétique, s'intégrant parfaitement à l'appareil manducateur, sans occasionner de traumatisme sur les

structures d'appui dentaires et ostéo-muqueuses. Elle doit être équilibrée en permanence durant la fonction, équilibre assuré par le respect de la Triade de Housset : sustentation, stabilisation et rétention (24).

A. LA SUSTENTATION

Batarec l'a défini « comme l'ensemble des forces axiales qui s'opposent à l'enfoncement de la prothèse dans les tissus de soutien » (9). C'est aussi la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le sens occluso-cervical, durant la mastication d'aliments durs. On distingue la sustentation dentaire et muqueuse.

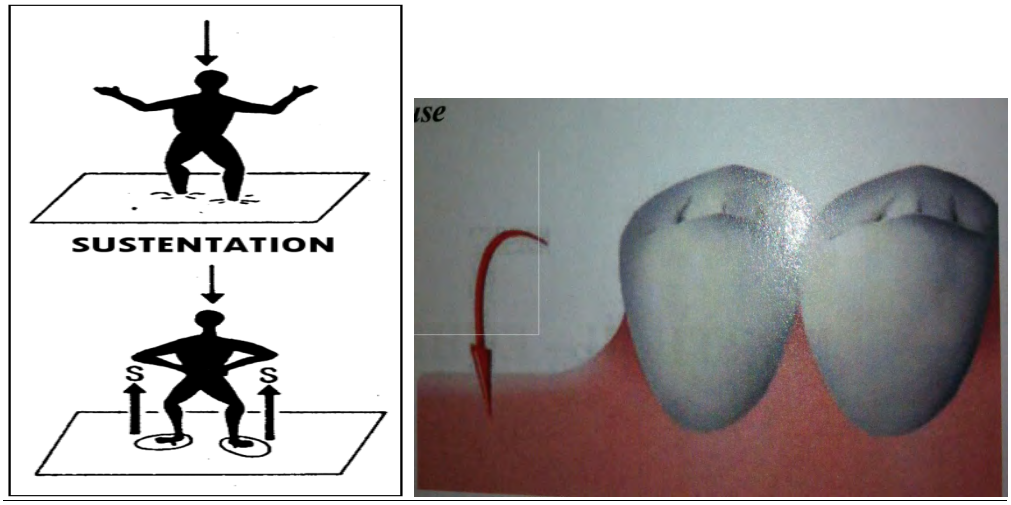


Figure 14a et b- *La sustentation (16)*

1. La sustentation muqueuse

Elle est améliorée par tous les indices positifs de Housset (points de contact, lignes de crête, tubérosités maxillaires et trigones rétro-molaires). Elle est proportionnelle à la projection des surfaces d'appui de la prothèse sur les structures muqueuses ; plus ces surfaces sont importantes, moins la pression engendrée par la prothèse est grande.

2. La sustentation dentaire

Elle est plus efficace de part la rigidité de ses éléments, mais doit être judicieusement conçue de façon à éviter les effets scoliodontiques.

La différence de comportement des surfaces d'appui a fait s'affronter deux écoles, l'une préconisant une sustentation uniquement muqueuse, l'autre une sustentation mixte (dentaire et muqueuse). La 1ère de ces conceptions aboutit par l'enfoncement excessif de la prothèse à une surcharge occlusale des dents restantes ; la seconde permet d'obtenir une prothèse rigide ou semi-rigide assurant une plus grande stabilité de l'occlusion donc la pérennité des dents restantes. C'est cette dernière conception qui est quasiment toujours retenue, de nos jours (45).

3. Les éléments prothétiques de sustentation

La répartition des forces doit se faire harmonieusement entre les dents restantes et la muqueuse. Une surcharge risquant de provoquer une résorption osseuse et/ou une lésion parodontale. Il est donc nécessaire d'opposer aux forces développées durant la mastication une résistance de valeur au moins égale ou au mieux supérieure. Pour répondre à cette contrainte, il convient d'exploiter au maximum la capacité d'appui offerte par les structures parodontales, dentaires et ostéo-muqueuses.

-au niveau ostéo-muqueux, la sustentation est assurée par la plaque base, qui est plus large au maxillaire qu'à la mandibule où seules les selles reposent sur les crêtes édentées.

-au niveau dento-parodontal, la sustentation est assurée par les taquets occlusaux et à la mandibule par la barre cingulaire également (24).

4. La sustentation selon l'édentement

Le nombre de dents à solliciter est directement lié à la qualité du parodonte et au nombre de dents absentes : plus le parodonte est affaiblit et les dents restantes peu nombreuses, plus il convient de multiplier les appuis notamment en solidarisant les dents entre elles. Pour les édentements encastrés de petite et moyenne étendue, l'appui est essentiellement dento-parodontal ne sollicitant que très peu la muqueuse. La prothèse amovible semble alors se comporter comme une prothèse conjointe. Pour les

édentements terminaux, l'appui est mixte c'est-à-dire dento-parodontal et ostéo-muqueux. En réalité, l'appui ostéo-muqueux est plus important ce qui pose le problème de la dualité d'appui (9, 40).

5. La dualité d'appui

Sous la contrainte, la fibromuqueuse se comprime entre 0,5 et 1mm et induit par conséquent un enfoncement des selles. Cependant, si les forces axiales sont transmises par le desmodonte, ce dernier ne permet qu'un enfoncement d'environ 0,1mm. Cette différence de dépressibilité des surfaces d'appui se pose surtout dans les cas d'édentement postérieur bilatéral et surtout unilatéral. De plus, les systèmes extéroceptifs de ces tissus sont différents, ce qui ne fait qu'accroître la notion de dualité d'appui. En effet, la mastication s'effectue préférentiellement sur les surfaces occlusales efficaces (celles des dents naturelles restantes). La classe II de Kennedy-Applegate est donc typique de ce problème : la mastication s'effectue de façon unilatérale, préférentiellement sur le côté denté, elle est donc très déstabilisante. Pour éviter ce phénomène, la prothèse doit transmettre les forces occlusales à l'ensemble de l'arcade, donnant ainsi au patient la sensation de se servir de sa denture naturelle quand ces forces s'appliquent sur les selles en extension (17, 9, 14, 42).

B. LA STABILISATION (35, 9, 40, 6, 7, 13)

Batarec l'a défini « comme l'ensemble des forces qui s'opposent aux mouvements de translation horizontale et de rotation de la prothèse. » De part sa nature amovible, la prothèse partielle amovible coulée a toujours des mouvements possibles par rapport aux dents et aux crêtes. Hormis les mouvements d'insertion et de désinsertion, ses déplacements doivent être limités pour garantir ses objectifs de stabilisation.

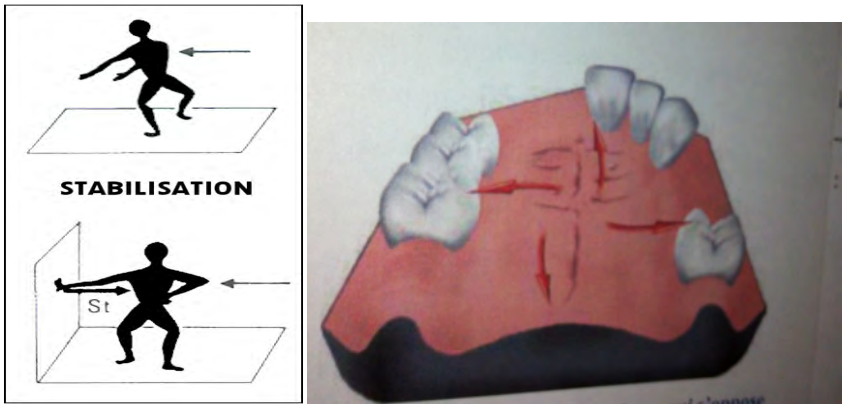


Figure 15a et b- *La stabilisation (16)*

On distingue la stabilisation dentaire et muqueuse.

1. La stabilisation muqueuse

Elle est obtenue par l'exploitation des versants des crêtes édentées, de la voûte palatine, des tubérosités et des éminences piriformes.

2. La stabilisation dentaire

Elle est assurée par certains composants de la prothèse (bras de calage des crochets, barres cingulo-coronnaires) qui s'adaptent aux faces palatines ou linguales des dents.

3. Les mouvements de Tabet (9, 40, 7, 13)

Selon Tabet, une selle en extension prise isolément peut être sollicitée par l'association de 6 mouvements fondamentaux, 3 mouvements de translation et 3 mouvements de rotation.

La translation verticale : elle se fait dans le sens de la désinsertion et de l'enfoncement. Elle est provoquée par la mastication, la phonation et la pesanteur ; elle se retrouve dans toutes les classes d'édentement. Cependant, elle reste de faible amplitude puisqu'elle est en fait limitée par les éléments de sustentation et de rétention.

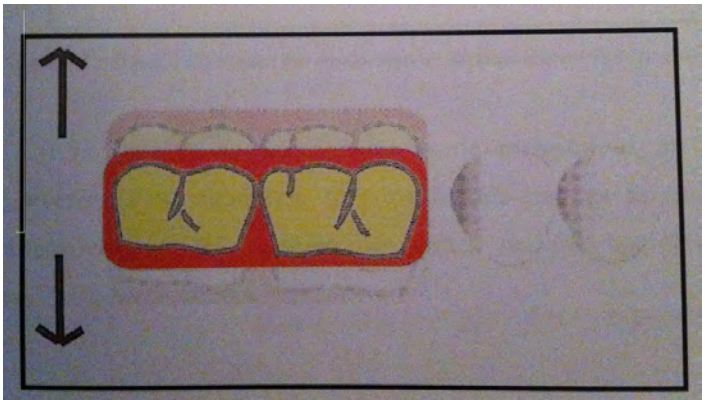


Figure 16- *La translation verticale (40)*

La translation horizontale transversale : elle est induite par les forces de traction et de pression dues aux mouvements de diduction. Elle est limitée par les facteurs anatomiques du patient comme les versants des crêtes édentées ou par les éléments prothétiques stabilisateurs.

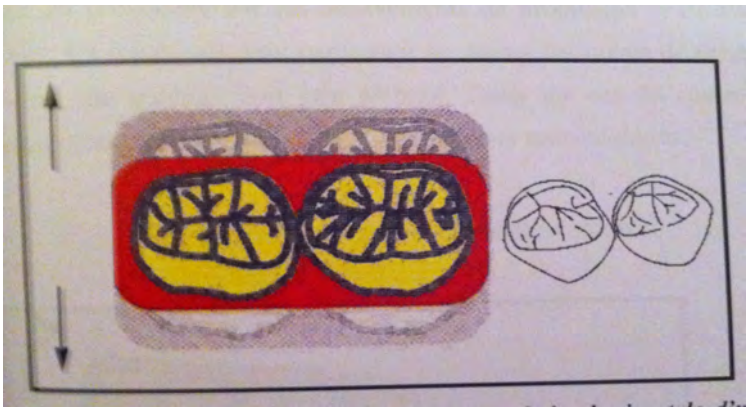


Figure 17- *La translation horizontale transversale (40)*

La translation horizontale mésio-distale ou disto-mésiale : elle est induite par des mouvements de propulsion et de rétropulsion de la mandibule. Elle sera compensée par l'exploitation des points de contact et des surfaces proximales de guidage. Dans les classes I et II de Kennedy-Applegate, il est alors intéressant d'exploiter les tubérosités maxillaires et les trigones rétro-molaires.

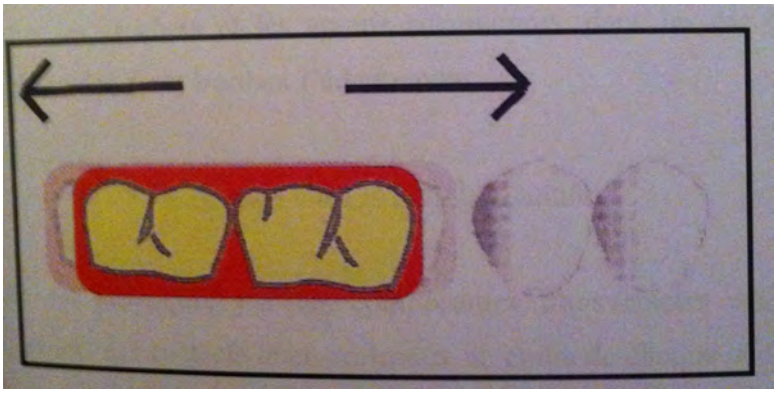


Figure 18- *La translation horizontale disto-mésiale ou mésio-distale (40)*

La rotation dans le plan sagittal ou vertical : elle est induite par des forces développées durant la mastication (surtout dans les classes I et II) et par la diduction (dans les classes IV et V). Elle est limitée par les crochets et les appuis secondaires, dans les classes III par l'exploitation des dents bordant l'édentement.

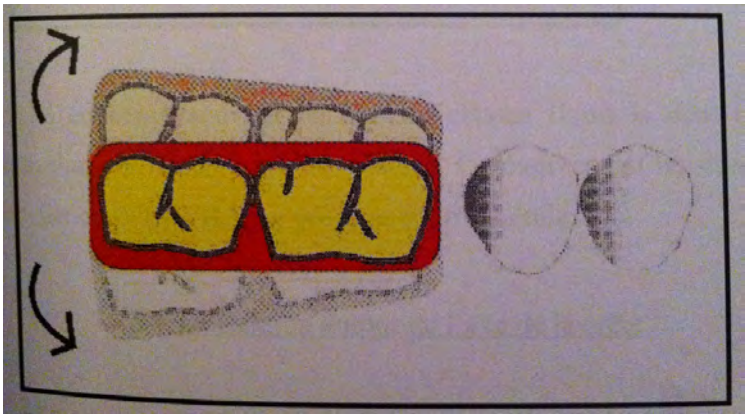


Figure19- *La rotation dans le plan sagittal ou vertical (40)*

La rotation dans le plan horizontal : elle est provoquée par les composantes transversales des forces occlusales s'exerçant lors des contacts inter-occlusaux, au cours de chaque occlusion excentrée en diduction. Elle concerne souvent les classes II où la dent bordant l'édentement constitue un véritable centre de rotation. Dans ce cas là, elle peut être limitée par un crochet de Bonwill en position controlatérale.

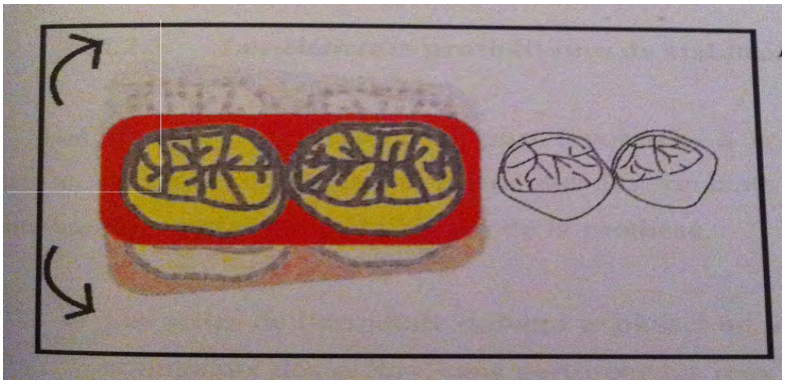


Figure 20- *La rotation dans le plan horizontal (40)*

La rotation autour de l'axe de la crête : elle est induite par un déséquilibre inter-occlusal lors des mouvements de diduction ; ce mouvement parasite est contré par les éléments de rétention et de sustentation.

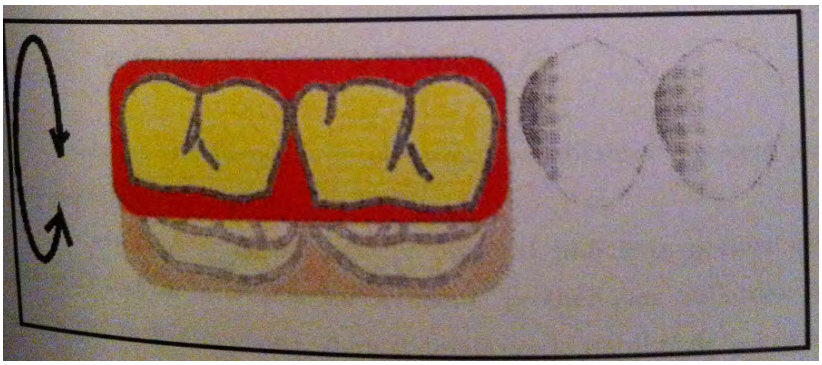


Figure 21- *La rotation autour de l'axe de crête (40)*

4. Les éléments prothétiques de stabilisation (40 ,7)

Les surfaces axiales sont plus favorables à la stabilisation (versant des crêtes et couronnes dentaires).

-les selles doivent exploiter au mieux les versants vestibulaires et linguaux des crêtes, sans perturber les jeux musculaires intervenant durant la mastication et la phonation ; ceci passant par la réalisation d'empreintes anotomo-fonctionnelles. Les tubérosités maxillaires et les trigones rétro-molaires contribuent également à la stabilisation, notamment dans le cadre des classes I de Kennedy-Applegate.

-les parois verticales de la couronne support participant à la stabilisation sont appelées surfaces de calage. Ces zones reçoivent le bras de réciprocité du crochet et requièrent la préparation des faces linguale et proximale de la couronne. De plus, elles doivent offrir une zone de dépouille, dans le tiers occlusal, pour permettre le début de l'insertion et faciliter le passage du bras de crochet. La mise en place d'un concept occlusal judicieux permettra d'améliorer la stabilité de la prothèse.

C. LA RETENTION

Batarec l'a défini « comme l'ensemble des forces qui s'opposent à la séparation entre la prothèse et les structures d'appui ». C'est la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le sens cervico-occlusal. Elle s'oppose aux effets de la pesanteur, de la prononciation de certains phonèmes, aux forces verticales exercées par les aliments collants lors de la mastication, mais aussi aux tics et aux manies spécifiques (parafonctions) (9, 13, 36, 38).

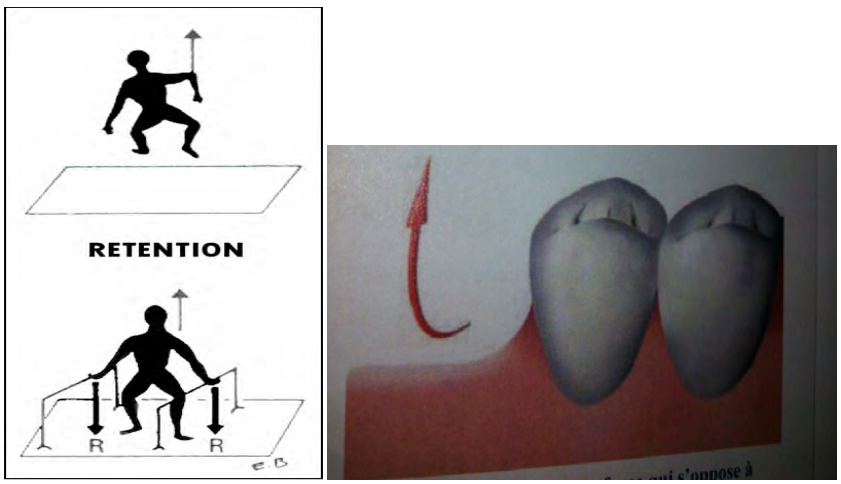


Figure 22a et b- *La rétention (16)*

On distingue la rétention muqueuse et dentaire :

1. La rétention muqueuse (35)

Elle est due à l'adhésion de la prothèse sur la muqueuse par l'intermédiaire d'un film salivaire.

2. La rétention dentaire (35)

Elle est assurée par les parties rétentrices des crochets qui exploitent les zones de contre-dépouille des dents mais également par d'autres dispositifs appelés attachements. La rétention fait également intervenir la friction des différents éléments de l'armature en rapport avec les dents.

On distingue également une rétention directe et indirecte :

3. La rétention directe (24)

Elle résulte de 2 principes physiques appliqués au niveau de la couronne des dents support de crochets.

-utilisation de zones de contre-dépouille cervicales, déterminées par l'axe d'insertion prothétique choisi via l'analyse au parallèliseur.

-par la friction douce obtenue par un contact ajusté entre l'intrados de la prothèse et les parois verticales des couronnes support.

4. La rétention indirecte (24)

C'est la résistance que les appuis occlusaux secondaires développent en utilisant le principe de levier, pour faire échec aux forces qui tendent à éloigner les selles des tissus de soutien. Elle a pour but d'empêcher les mouvements de rotation, dans le plan sagittal, et prévient la bascule de certaines dents support, surtout quand ces dernières sont isolées, tout en améliorant la sustentation et la stabilisation.

La triade de Housset demeure le trépied incontournable de la conception des prothèses dentaires en général et des prothèses partielles en particuliers.

IV. CLASSIFICATIONS DES EDENTEMENTS

Le nombre de combinaisons possibles d'édentement étant extrêmement grand, il est impossible de présenter le traitement de chaque cas clinique ; aussi certains auteurs ont pensé regrouper des cas voisins pouvant être traités par des solutions similaires. La multiplicité des classifications publiées montre les limites de ce système, néanmoins leur étude présente un intérêt pour la compréhension de la conception des châssis métalliques amovibles. De nos jours, c'est la classification de Kennedy-Applegate qui est universellement adoptée.

A. LA CLASSIFICATION DE KENNEDY (38)

Elle étudie chaque arcade de façon séparée et ne tient pas compte des notions de perte de DVO et de plan d'occlusion. Elle comporte 4 classes :

-classe I : édentements terminaux bilatéraux de tout type

-classe II : édentements terminaux unilatéraux de tout type

-classe III : édentements intercalaires de tout type (sauf antérieur unique)

-classe IV : édentement antérieur avec un seul segment édenté traversant la ligne médiane

Chacune de ces classes peut être affectée d'une « modification » : la présence d'un segment édenté supplémentaire sera indiquée par « mod 1 », celle de 2 segments édentés par « mod 2 », etc. La classe IV n'accepte pas de modification. C'est l'édentement postérieur qui prime pour l'appellation de la classe. Si la dent de sagesse est absente et ne doit pas être remplacée, elle n'intervient pas dans la détermination de la classe. La même règle s'étendra aux molaires, dans le cas où le remplacement ne serait pas envisagé.

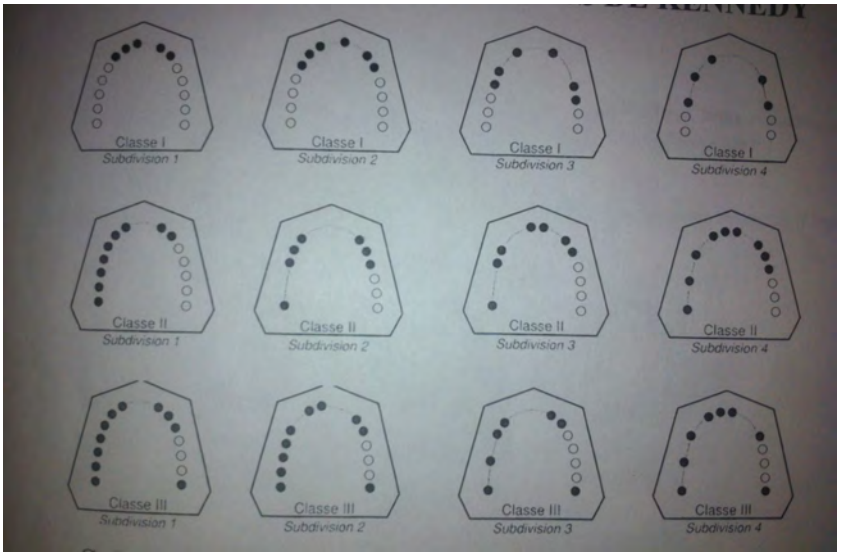


Figure 23- *La classification de Kennedy (16)*

On peut reprocher à cette classification de ne pas tenir suffisamment compte de la présence ou de l'absence des canines dont le rôle est important pour la rétention et l'agencement de l'occlusion.

B. LA CLASSIFICATION DE KENNEDY-APPLEGATE (10)

Applegate considère que la capacité de support des dents bordant l'édentement est tout aussi importante que le nombre et la disposition des dents restantes sur une même arcade. L'apport des travaux d'Applegate à la classification de Kennedy contribua à la doter de plusieurs lois permettant une approche plus clinique, en y introduisant les notions de diagnostic et de thérapeutique.

Cette classification tient compte à la fois de la situation des crêtes édentées par rapport aux dents et de la capacité théorique de support des dents bordant les édentements.

-la classe V : édentement encastré unilatéral, limité antérieurement par une dent qui ne peut pas servir de support

-la classe VI : édentement encastré unilatéral, limité par des dents pouvant supporter à elles seules la prothèse

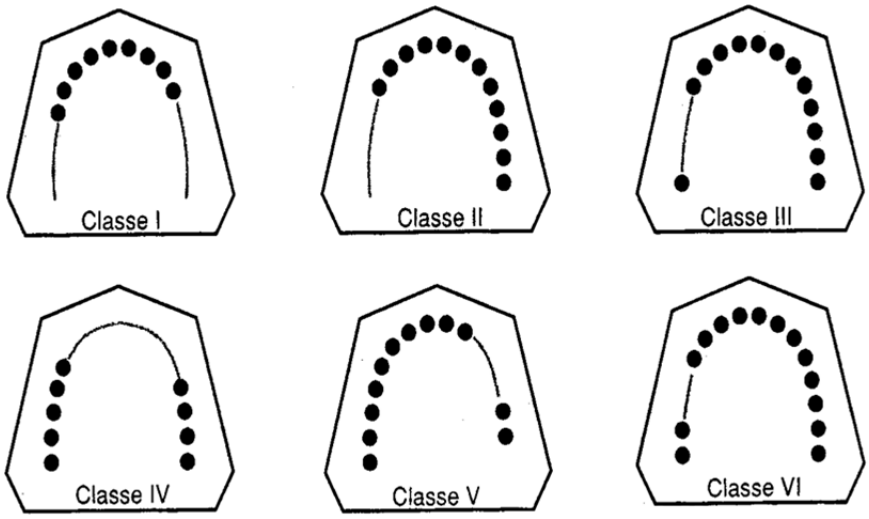


Figure 24- *La classification de Kennedy-Applegate (16)*

La classification de Kennedy-Applegate permet de définir les principes de traitement en fonction de critères anatomiques. Mais la classification n'est qu'une référence parmi d'autres. Il faut refuser toute solution stéréotypée, la physiologie ayant une partie déterminante dans la conception du châssis.

C. LA CLASSIFICATION DE CHAMPION (16, 35, 23)

La classification de Kennedy-Applegate ne concerne que les types d'édentements sans se préoccuper de leurs conséquences sur les différentes courbes fonctionnelles, le plan d'occlusion, la dimension verticale, et donc des difficultés de réhabilitation prothétique. En effet, les pertes dentaires et leur non-compensation à brève échéance ont souvent pour conséquences la perte des contacts proximaux et occlusaux pouvant être à l'origine de migrations dentaires (égression, version, rotation) avec des perturbations du plan d'occlusion, et par la suite une diminution de la DVO, si les dents postérieures non plus de contacts suffisants (perte des calages postérieurs). La classification proposée par Jean Champion, classification par analyse des paramètres occlusaux, traite de ces conséquences pathologiques et distingue 3 types de pathologies occlusales : le type 1 mineur, le type 2 intermédiaire et le type 3 majeur.

1. La typologie 1 (16, 35, 23)

Elle est générée par des égressions, des rotations simples (mésiale ou distale). Elle représente la majorité des phénomènes pathologiques de l'occlusion et fait généralement suite à la perte d'un nombre limité de dents non remplacées. L'équilibre morpho-fonctionnel persiste, mais nous faisons face à une diminution de l'espace prophétiquement utilisable : les égressions diminuent la hauteur de l'espace vacant.

Le plan d'occlusion est perturbé, sans variation de la DVO car les contacts postérieurs sont toujours partiellement présents. L'occlusion reste fonctionnelle ou rectifiable par des thérapeutiques simples et rapides. Ce type de pathologie reste malgré tout à corriger, car une simple égression peut provoquer une interférence ou une prématurité au cours des mouvements excursifs (latéralités, propulsion) avec le transfert de la totalité des charges occlusales sur cette dent qui ne peut supporter ces forces excessives et nocives à terme.

Ainsi des coronoplasties soustractives, associées ou non à des prothèses fixées unitaires ou à pont de courte portée, sont suffisantes pour rétablir un plan d'occlusion le plus proche de la « normalité », avec un respect des courbes occlusales de Spee et de Wilson.

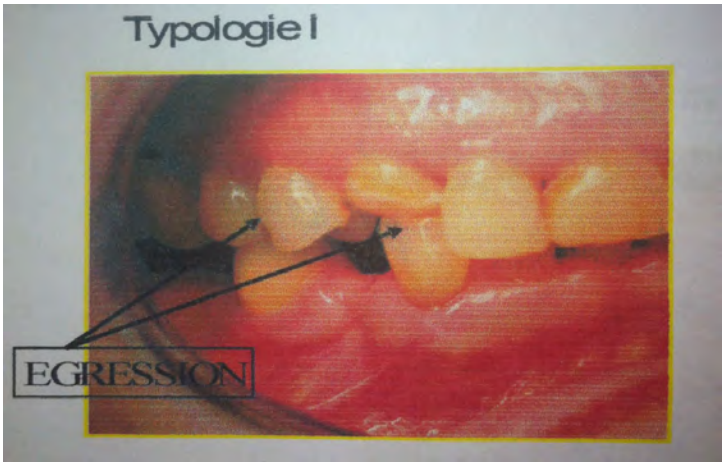


Figure 25- *Pathologie de type 1 avec égressions faibles (16)*

2. La typologie 2 (16, 35, 23)

Elle est représentée par des extrusions plus importantes des dents antagonistes et/ou adjacentes, dans les espaces laissés par les avulsions des dents non remplacées. La différence avec la typologie 1 réside surtout dans le nombre plus important et l'ancienneté des pertes dentaires. Les égressions sont telles que les furcations peuvent apparaître (problème du maintien de l'hygiène), que le rapport racine clinique/couronne clinique est inversé. Le soutien osseux radiculaire devenant alors trop faible pour obtenir une fiabilité prothétique sur le long terme. En parallèle, il peut exister du côté opposé à l'édentement une abrasion des dents restantes soumises à une surcharge ou à un hyperfonctionnement. En effet, toutes les contraintes masticatrices se portent sur les dents résiduelles avec des conséquences à la fois sur le parodonte et sur les dents.

Les conséquences sont donc : modification de la forme de l'arcade résiduelle, modification des courbes de compensation, perte relativement limitée de la DVO, apparition de diastèmes et perte de contact avec les dents adjacentes, apparition d'interférences et de prématurités perturbant la dynamique masticatrice. La langue et les joues envahissent les espaces vides, faisant apparaître des parafonctions souvent difficiles à éradiquer. Dans tous les cas, il y a modification du plan d'occlusion avec nécessité ou non de réévaluer la DVO (objectivé via l'utilisation de maquettes d'occlusion). Ici, contrairement à la typologie 1, l'occlusion n'est plus fonctionnelle et nécessite une équilibration prothétique, qui ne peut se faire par de simples meulages, mais par de la prothèse fixée. Par ailleurs, l'auteur distingue 2 stades, dans la typologie 2 :

-la typologie 2 stade 1 : reconstitution prothétique sans modification de la DVO ou modification très discrète, sans être obligé de réaliser des prothèses fixées sur toutes les dents restantes.

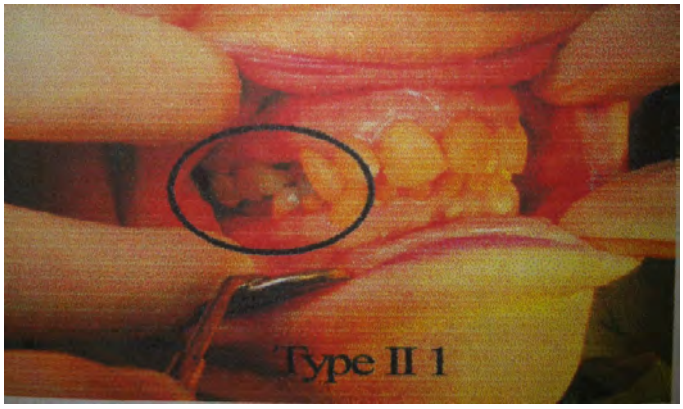


Figure 26- *Pathologie de type 2.1 avec un plan d'occlusion modifié (associe des égressions et des versions importantes), sans diminution de la DVO (refonte sectorielle du plan d'occlusion pour la reconstruction prothétique) (16)*

-la typologie 2 stade 2 : reconstitution prothétique nécessitant une réévaluation de la DVO, avec en corollaire l'obligation de réaliser des prothèses fixées sur toutes les dents naturelles restantes (quelque soit le nombre).

Figure 27- *Pathologie de type 2.2 nécessitant la réfection du plan d'occlusion (en fonction des espaces prothétiquement utilisables et du nombre de dents naturelles restantes) (16)*

3. La typologie 3 (16, 35 ,23)

Modifications larges des courbes occlusales et du plan d'occlusion, associées à une diminution importante de la DVO. Cela impose une réévaluation de la DVO avec une reconstruction du plan d'occlusion (en fonction des espaces prothétiques utilisables et du nombre de dents naturelles restantes) ; donc une réhabilitation globale.

Figure 28- *Pathologie de type 3 avec plan d'occlusion très perturbé, effondrement de la DVO (contact entre les canines mandibulaires et la crête maxillaire) (16)*

Le praticien devra faire face, ici, à un autre type de problème, le manque de réactivité du patient. La relation patient-praticien prend alors une grande importance ; le praticien doit faire comprendre au patient qu'il est encore temps d'agir et doit lui faire retrouver la motivation perdue.

V. PROBLEMES BIOMECANIQUES DES EDENTEMENTS

A. LES AXES DE ROTATION (38)

On distingue deux types d'axes de rotation : l'axe de rotation principal et les axes de rotation secondaires.

L'axe de rotation principal est celui autour duquel se produisent les principaux mouvements parasites de la prothèse. Il passe, en général, par les deux appuis dentaires les plus antérieurs et est situé de part et d'autre de l'axe de symétrie du maxillaire. Dans le cas particuliers des édentements unilatéraux postérieurs, il passe par l'appui occlusal situé sur la dent bordant l'édentement et est parallèle à la ligne faîtière de la crête édentée terminale. Si d'autres appuis existent, ils déterminent à leur tour des axes de rotation dits secondaires.

B. CLASSE I DE KENNEDY-APPLEGATE

Cette classe s'accompagne :

-de la perte des calages postérieurs bilatéralement, de l'absence des calages distaux, d'un transfert des forces masticatoires vers l'avant avec un proglissement (troubles au niveau des articulations temporo-mandibulaires) et d'une diminution notable de la DVO.

-de la résorption des crêtes édentées avec éventuellement une hypertrophie des tubérosités (si édentement de longue date), égression des dents sans antagoniste.

-au niveau mandibulaire, augmentation du volume occupé par la langue et les muscles jugaux ; au niveau des dents cuspidées restantes, abrasion fréquente.

La conception prothétique repose sur la prise en compte de deux types de forces opposées dans le plan sagittal : les forces d'enfoncement de la prothèse par la mastication d'aliments durs et la déglutition et les forces de désinsertion de la prothèse par la mastication d'aliments collants et par le poids de la prothèse au maxillaire. L'enfoncement sera limité par l'utilisation de surfaces d'appui étendues, le soulèvement par des appuis occlusaux situés en avant de l'axe de rotation (16).

La prothèse partielle amovible coulée s'appuie, ici, sur les dents et les crêtes édentées. La différence de compressibilité tissulaire entre la fibromuqueuse et le desmodonte ainsi que l'absence d'éléments de rétention postérieure sont à l'origine de mouvements de rotation qui doivent être maîtrisés (ainsi que les mouvements de translation) afin de répartir la charge occlusale entre les dents et les crêtes pour les préserver de toute surcharge.

-un mouvement de rotation, au niveau antéro-postérieur est constaté, entrainant une bascule facilitée de la prothèse ; l'axe de rotation étant situé prés de la zone de dualité d'appui de la prothèse (16).

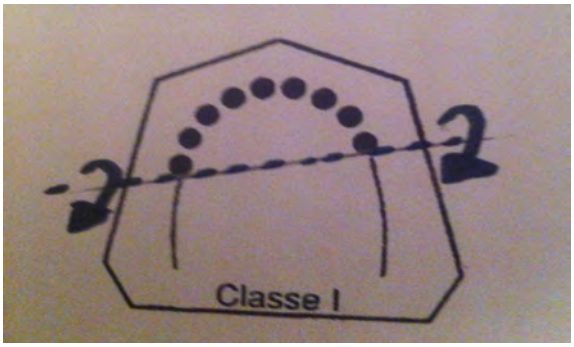


Figure 29- *Axe de rotation de la classe I (16)*

-on observe également, une translation verticale et un enfoncement des selles par rotation verticale autour d'un axe passant par les appuis les plus distaux. La multiplicité des appuis (notamment en mésial des dents bordant l'édentement), en répartissant les forces, s'oppose à ce mouvement de rotation et contribue par ailleurs à solliciter la proprioception desmodontale des dents restantes et ainsi favoriser une mastication bilatérale postérieure (10).

Dans la conception prothétique, il faudra tenir compte également de l'aire de sustentation (zone de prise en charge des contraintes fonctionnelles par le cadre du châssis métallique) qui est délimitée par : une ligne mésiale passant en avant de la plus antérieure des dents prothétiques ; une ligne distale passant en arrière de la plus postérieure des dents prothétiques ; latéralement par les lignes faîtières de crête. Toute contrainte exercée en dehors de cette surface entraîne un mouvement de déstabilisation de la prothèse.

C. CLASSE II DE KENNEDY-APPLEGATE

L'édentement asymétrique de la classe II pose un problème de bascule prothétique en travers de la cavité buccale et de mastication unilatérale s'accompagnant de troubles au niveau des articulations temporo-mandibulaires.

Du côté édenté : égression des dents sans antagoniste (perturbation du plan d'occlusion) et résorption de la crête. Du côté denté : la future prothèse risque d'avoir une action nocive, par traction, sur les dents restantes, lors de la fonction.

La DVO n'est pas ou peu perturbée (elle sera diminuée si abrasion importante des dents cuspidées restantes) ; le problème sera, ici, de rétablir un plan d'occlusion correct.

Le problème majeur reste le caractère asymétrique de cet édentement, si le patient présente un édentement encastré controlatéral, la symétrie devient alors favorable et la conception prothétique modifiée. Comme pour les classes I, la différence de compressibilité entre la fibromuqueuse et le desmodonte ainsi que l'absence d'éléments de rétention postérieure, peuvent être à l'origine de mouvements de rotation (notamment une rotation disto-verticale selon un axe diagonal) (16, 10).

L'aire de sustentation prothétique est, ici, délimitée par une ligne mésiale passant en avant de la plus antérieure des dents prothétiques et par une ligne distale passant par l'appui dentaire le plus postérieur du côté denté. L'axe de rotation est diagonal, il passe par la face mésiale de la dent bordant l'édentement et par l'appui dentaire controlatéral le plus postérieur. Plus l'édentement est de grande étendue, plus l'obliquité de l'axe de rotation est importante et plus la nature des forces engendrées par le mouvement de rotation est nocive pour les tissus d'appui, notamment pour la dent bordant l'édentement (35).

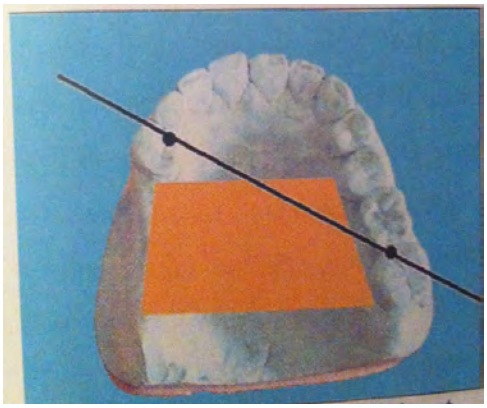


Figure 30- *Aire de sustentation et axe de rotation principal (48)*

L'aire de sustentation devra être étendue le plus antérieurement possible, pour répartir sur l'ensemble des dents restantes les forces exercées sur les dents prothétiques et pour

s'opposer à l'enfoncement de la selle par rotation. Ces appuis sollicitent la proprioception desmodontale des dents restantes et concourent à éviter une mastication unilatérale toujours à craindre dans ce type d'édentement (10).

D. CLASSES III, V ET VI DE KENNEDY-APPLEGATE

Ici, les édentations provoquent souvent le déplacement des dents restantes (mésialisation, rotation, égression). Cependant ces types d'édentements sont souvent des cas favorables car limités par une ou plusieurs dents capables de servir de support à tout type de prothèse (sauf classes III et V). De plus, ces édentements sont rarement unilatéraux, ce qui donne des conditions favorables à la sustentation et à la stabilisation des prothèses (16).

L'appui de la prothèse partielle amovible coulée est essentiellement dentaire, les conditions d'équilibre sont favorables et on peut considérer que seuls les mouvements de translation peuvent déstabiliser la prothèse (les mouvements de rotation sont très limités, proches de ceux d'un bridge). Il s'agit d'obtenir un polygone de sustentation et un polygone de rétention les plus grands possible. La recherche de la sustentation nécessite de situer les appuis dentaires, d'une part sur chacune des dents bordant le segment édenté, d'autre part sur les dents du côté controlatéral à l'édentement, à fin de répartir les forces sur les 2 côtés de l'arcade. Plus les appuis dentaires sont écartés, plus la stabilité est grande : cette répartition polygonale des appuis dentaires est très favorable à la sustentation. Elle nécessite la préparation d'un certain nombre de logements et une étendue importante de l'élément de connexion principale (10).

Figure 31- *Axe de rotation principale de la classe III (16)*

E. CLASSE IV DE KENNEDY-APPLEGATE

Lors de la fonction, la prothèse est soumise à un mouvement important de rotation antéro-postérieure, autour de l'axe de la crête antérieure (axe de rotation situé au niveau des faces mésiales des dents adjacentes à l'édentement). On recherche donc une rétention postérieure et une sustentation antérieure.

En parallèle, on constate souvent une égression du bloc incisif antagoniste provoquant une supraclusion et réduisant par conséquent l'espace prothétiquement utilisable. Le guide antérieur est réduit ou absent, il faut donc redéfinir un schéma occlusal (plus l'édentement antérieur est de grande étendue plus on recherche une occlusion bilatéralement balancée proche de la conception des prothèses complètes) (16).

En fonction du nombre de dents restantes, de la forme de la crête édentée dans le plan horizontal, la problématique de l'équilibre de la prothèse partielle amovible coulée est différente. Quand l'édentement est de moyenne ou grande étendue ou lorsque la crête est ogivale, la différence de compressibilité entre la fibromuqueuse et le desmodonte favorise l'enfoncement de la selle prothétique par un mouvement de rotation verticale. Le déséquilibre de la prothèse peut être alors engendré par des mouvements de translation et de rotation. Pour s'opposer efficacement à ce mouvement de rotation, il faut : disposer des appuis occlusaux le plus prés possible de l'édentement à fin de situer l'axe de rotation le plus antérieurement possible et de réduire ainsi le mouvement des forces actives déstabilisatrices ; disposer le plus loin possible, en distal de cet axe, les extrémités rétentives des crochets à fin d'obtenir un moment total résistant suffisant pour s'opposer à l'enfoncement (10).

Figure 32- *Aire de sustentation et axe de rotation de principal (48)*

La conception raisonnée d'une prothèse partielle amovible coulée doit aboutir à la fois à l'équilibre de la prothèse sur ses surfaces d'appui, à l'équilibre physiologique des dents restantes et à leur pérennité. Ceci implique que le tracé du châssis doit être le résultat d'une analyse par fonction (sustentation, stabilisation, rétention), et dépend de plusieurs paramètres : la classe d'édentement, la répartition et le nombre de dents restantes, l'état de l'arcade antagoniste, les forces occlusales en présence, ainsi que le support parodontal, le support ostéo-muqueux, la morphologie et l'état coronaire de chacune des dents restantes, l'état général, la motivation et l'hygiène bucco-dentaire du patient. Par conséquent, il n'existe pas de tracé stéréotypé. Dans tous les cas, il s'agit de concevoir un châssis en équilibre sur les surfaces d'appui tout en tenant compte de certains impératifs :

-répartir et orienter favorablement les forces, sur les dents et les surfaces ostéo-muqueuses

-respecter le parodonte par un décolletage suffisant

-éviter la redondance des éléments à appui dentaire qui favorisent la rétention de plaque

-ne pas altérer l'esthétique par un élément métallique trop visible

-limiter l'encombrement pour des raisons de confort (10)

PARTIE.III – CFAO ET PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE

La CFAO constitue une synthèse de la CAO (conception assistée par ordinateur) et de la FAO (fabrication assistée par ordinateur). La CAO permet de concevoir virtuellement une structure en la modélisant sur un ordinateur, via un logiciel spécialisé. Grâce à ce logiciel, les données informatiques correspondant à cette structure sont transmises à une machine-outil afin de la réaliser : c'est la FAO.

I. PRESENTATION ET HISTORIQUE

La CFAO est apparue dans les années 1970 et a été introduite en odontologie par François Duret qui a participé au développement des 1ères empreintes optiques dés cette époque. (21). Mais ce n'est que ces dix dernières années que la CFAO a connu un essor en prothèse, grâce aux performances informatiques permettant de modéliser à l'écran les éléments prothétiques (3). Si les innovations et les publications sont bien étoffées et de plus en plus nombreuses en prothèse fixée, la CFAO demeure très peu développée en prothèse amovible partielle. C'est en 2005, que les 1ers appareils faisant appel au prototypage rapide pour la réalisation de châssis métalliques apparaissent sur le marché (12, 22).

On entend par prototypage rapide un regroupement d'outils qui, agencés entre eux, permettent d'obtenir une étape intermédiaire du produit final. En prothèse amovible, l'association scanner, ordinateur, logiciel de CAO et machine de FAO permet d'obtenir une maquette d'un châssis dans un matériau calcinable. Cette maquette est obtenue soit par usinage, soit par une technique additive telle que l'impression 3D.

Usinage : technique de fabrication directe soustractive. Un bloc de matériau est fraisé dans la masse par des machines-outils afin d'obtenir un élément défini au préalable.

Impression 3D : machine de FAO permettant de produire un objet réel, à partir d'un fichier de CAO représentant virtuellement cet objet, en le découpant en tranches, puis en déposant ou en solidifiant de la matière, couche par couche, pour obtenir la pièce terminée.

II. LA STATION DE TRAVAIL EN CFAO (5)

La station de travail dédiée à la CFAO comporte un scanner, un ordinateur, un logiciel de CAO, une souris ou un bras à retour de force (spatule virtuelle), un logiciel de FAO et une machine-outil.

Le scanner : il est doté d'une chambre dans laquelle s'effectue la numérisation 3D du maître modèle en plâtre. Le logiciel du scanner enregistre cette numérisation au format STL (format de fichier informatique contenant les informations sur la géométrie de surface d'un objet en 3D ; les machines de CFAO utilisent les fichiers STL, soit en les exploitant, soit en les convertissant dans un autre format).

La grande majorité des logiciels de CAO pour la conception de prothèses dentaires, et c'est le cas des logiciels les plus répandus, utilisent un noyau graphique de modélisation géométrique polygonale. Cela leur permet d'exploiter directement les données issues de la numérisation 3D, dont le procédé de construction 3D du modèle numérique se fait également par triangulation du maillage de points dans l'espace. Les fichiers exportés par la plupart des logiciels de CAO dentaire sont donc « nativement » des fichiers au format STL. Cette modélisation est moins précise que la modélisation par courbes (NURBS) et génère des fichiers informatiques plus lourds, mais :

-elle évite des conversions fastidieuses des données de triangulation en données de courbes pour la reconstruction de surfaces ou de solides et,

-elle est suffisante pour la précision exigée en fabrication de prothèses dentaires adjointes et scellées. Par contre, pour la réalisation de prothèses visées sur implants, exigeant une excellente passivité, les logiciels de modélisation basés sur les NURBS offriront une meilleure précision, notamment lorsque les modèles 3D servent de définition numérique pour les machines-outils.

Le format de fichier 3D STL est né il y a un peu plus de 20 ans, avec l'arrivée des techniques de fabrication additive par empilement de couches 2D. La première technique, commercialisée par la société 3D Systems, fût la stéréolithographie (technique

de polymérisation de résine par laser) d'où l'abréviation STL. Depuis, le format STL est devenu un standard de facto industriel pour la production d'outillages et de pièces, à partir de présentations 3D par triangulation.

Les systèmes de numérisation 3D, utilisés en début de chaîne numérique par les prothésistes pour digitaliser les modèles en plâtre réalisés à partir d'empreintes dentaires du praticien, ou pour digitaliser directement l'empreinte, génèrent un maillage de points. Puis, les points sont reliés entre eux pour constituer un modèle 3D par triangulation. Le modèle, assimilé à un ensemble de polygones, est décrit par la liste des sommets et des arêtes. L'orientation des polygones permet de différencier l'extérieur et l'intérieur du modèle. La liste des sommets, des arêtes et de leur orientation est écrite en code Binaire ou ASCII pour être transférée vers les logiciels de modélisation 3D, sous le nom de format de fichier STL.

Le logiciel de CAO : il permet l'importation du fichier STL pour pouvoir ensuite modeler à l'écran un châssis sur le modèle 3D numérisé. Ce logiciel enregistre alors le châssis virtuel dans un format STL, qui est secondairement exporté vers le logiciel de FAO.

Le logiciel de FAO : il permet le lancement et le contrôle de la fabrication.

Souris et spatule virtuelle : la spatule remplace la souris d'ordinateur pour la modélisation virtuelle du châssis. Cet outil est manipulé par le prothésiste, et lui transmet des sensations tactiles comme s'il palpait le modèle en plâtre.

Machines-outils : il en existe différents types en prothèse amovible, toutes provenant de l'industrie. Certaines préconisent une technique d'usinage direct, d'autres une fabrication additive couche par couche.

La CFAO est donc organisée autour de 7 grandes étapes successives :

-empreinte fonctionnelle

-coulée du maître modèle

-scannage ou numérisation du maître modèle

-module de CAO et conception virtuelle du châssis

-module de FAO

-fichier STL

-fabrication : soustractive (usinage titane/usinage cire-PMMA) ou additive (impression 3D/stéréolithographie/frittage sélectif par laser).

III. SCANNAGE OU ACQUISITION VIRTUELLE DU CHASSIS (5)

Le maître modèle en plâtre est fixé sur une plaquette de transfert via de la pâte à modeler (clay jaune), de façon à positionner l'ensemble sur un paralléliseur pour déterminer l'axe d'insertion principal. Secondairement, après avoir pris soin d'enregistrer l'axe d'insertion, le tout est transféré dans la chambre du scanner. Le scanner réalise une photographie du maître modèle de façon à délimiter avec précision la zone à scanner en 3D. Cette zone est ensuite scannographiée pour obtenir un modèle virtuel en 3D. Ce dernier peut contenir des zones d'ombre qui n'ont pu être visualisées pendant la scannographie. Dans ce cas, une 2ème scannographie doit être effectuée dans un axe légèrement différent pour les visualiser, le logiciel réalisant lui-même les concordances entre les 2 images. L'acquisition numérique prend en moyenne 10 minutes.

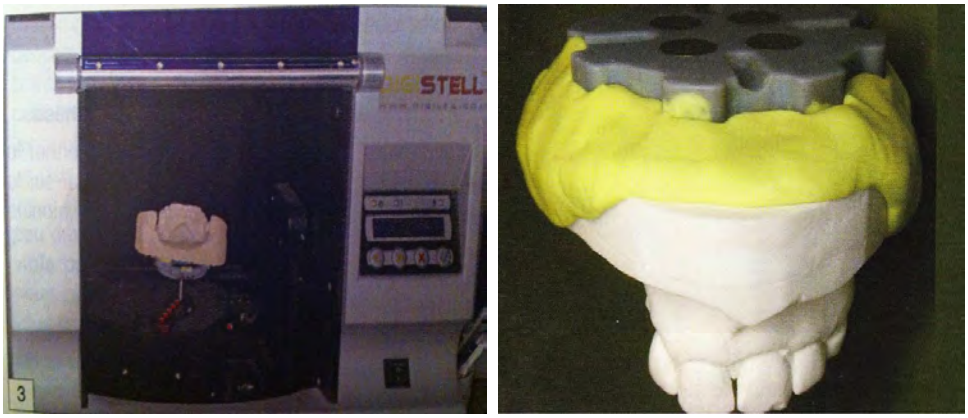


Figure 33a et b- *Positionnement du modèle de travail sur la plaquette de transfert (5)*

IV. MODELISATION DU CHASSIS (5)

Le modèle virtuel a été enregistré au format STL, importé dans le logiciel de CAO, permettant d'obtenir un modèle virtuel selon la dépouille définie par l'axe d'insertion. Ensuite, est réalisée la délimitation des zones d'espacement (selles, décharges, crochets) et un gauffrage (action de donner un relief à un dessin ; en CFAO il permet de donner un volume aux éléments du châssis tracés sur le modèle), sans oublier d'effectuer une copie de ce modèle pour obtenir un modèle de duplication virtuel de travail.

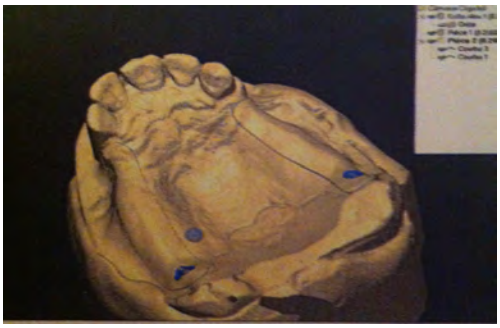


Figure 34- *Modèle virtuel et espacements sous les selles (5)*

Puis, il faut positionner les limites des différents éléments du châssis. Dans un 1er temps, les appuis occlusaux, les crochets et les potences, puis dans un 2nd temps les connecteurs primaires et secondaires. Ce tracé est délimité par une ligne continue dessinée sur le modèle de travail virtuel. Avec l'aide du logiciel, chaque élément est gauffré grâce à des

outils enregistrés dans une banque de données. Puis, les différentes pièces du châssis sont reliées automatiquement les unes aux autres. Par d'autres outils du logiciel, s'effectue la finition de type lissage, épaississement, rognage…

Si le produit final à obtenir est une maquette en matériau calcinable, alors à ce stade, sont mise en place des tiges de coulée virtuelles et le châssis 3D est enfin séparé du modèle de travail et débarrassé des artefacts de préparation. Les selles du châssis sont alors extrudées (action de faire passer un matériau à travers une filière afin de lui donner sa forme perforée définitive) à l'aide de calques, et l'armature palatine est tamponnée (action de donner un relief de surface à une forme) pour donner l'aspect granité. La réalisation du châssis virtuel prend environ 20 min de travail.

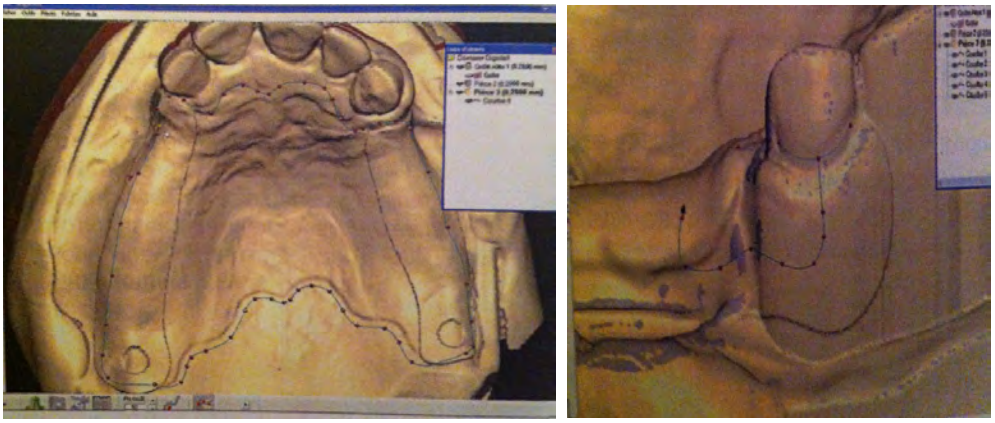


Figure 35a et b- *Délimitation des limites du châssis et modélisation d'un crochet (5)*

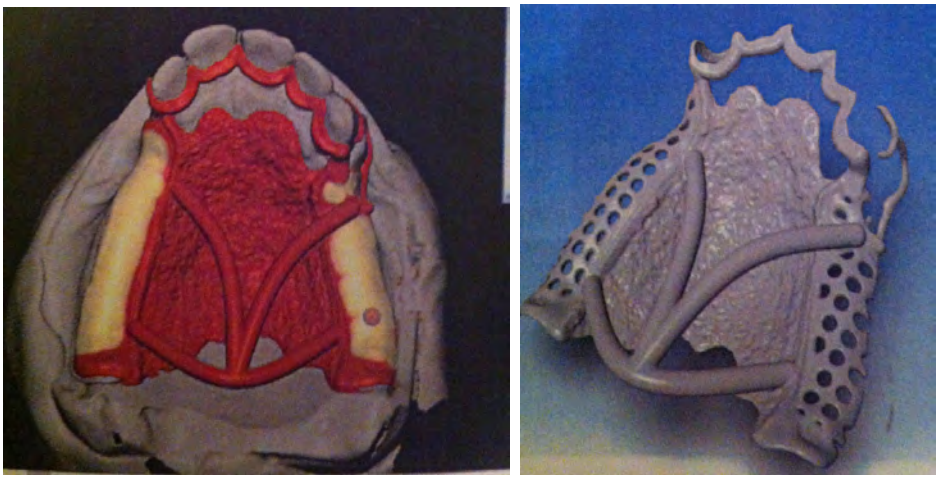


Figure 36a et b- *Ajout des tiges de coulée et individualisation du châssis virtuel (5)*

V. LA FAO

Le châssis finalisé est enregistré en fichier STL et exporté vers le logiciel de FAO qui lance et contrôle la conception.

Comme vu précédemment, il existe 2 grands types de fabrication :

-la fabrication soustractive ou usinage

+usinage titane

+usinage cire/PMMA

-la fabrication additive

+impression 3D

+stéréolithographie

+frittage sélectif par laser

A. L'USINAGE OU LA MISE EN FORME D'UN OBJET PAR ENLEVEMENT DE MATIERE

Les techniques d'usinage correspondent à des machines-outils d'enlèvement de matière par coupe ou par meulage.

Après avoir importé la modélisation 3D de la pièce prothétique à fabriquer, le logiciel de FAO transforme les données numériques en mouvement analogique que réalise une machine-outil (20). Le logiciel plaque les trajectoires des outils choisis sur la modélisation 3D et enregistre celles-ci sous forme d'équations. Les outils de coupe sont alors pilotés par la machine dans les trois sens de l'espace, combinaison de déplacements latéraux, verticaux, d'avance et de recul. A partir d'un bloc de matière, la pièce prothétique est fabriquée. Le principe de cet usinage est donc de produire directement la structure

prothétique dans la bonne matière. Avec cette méthode, les étapes de coulée des armatures métalliques sont supprimées et les retouches de finition très limitées.

Cependant, ces techniques parfaitement adaptées à la fabrication des chapes de prothèse fixée, ne permettent pas la production de châssis de prothèse partielle amovible coulée en alliage cobalt-chrome. Les pièces métalliques à usiner nécessiteraient des blocs très volumineux avec d'importantes pertes de matière brute. La coupe de tels blocs reste impensable : temps d'usinage trop long, usure très rapide des outils de coupe. De plus, l'usinage n'est pas toujours un procédé de mise en forme approprié du fait de la complexité de forme notamment au niveau des crochets. Pour l'usinage de morphologies aussi complexes, les machines-outils utilisées doivent être à 4 ou 5 axes. Malgré ce, l'usinage est aujourd'hui utilisé pour la fabrication de châssis de prothèse partielle amovible coulée (29).

1. Usinage de châssis en titane

Certains centres de production commencent à proposer des châssis usinés mécaniquement par CFAO en titane. Le titane et ses alliages sont des métaux très attractifs pour la réalisation de châssis métalliques : faible masse volumique, comportement élastique unique, excellente résistance à la corrosion et biocompatibilité.

Cependant, l'usinage du titane se présente comme difficile : production de copeaux inflammables, arrosage sous haute pression obligatoire, durée de vie très courte des outils de coupe, temps d'usinage assez important et surtout un outillage coûteux. Autant de raisons qui expliquent que cette technologie novatrice, certes prometteuse, est encore peu pratiquée, notamment en raison du coût de production à l'unité conséquent (31).

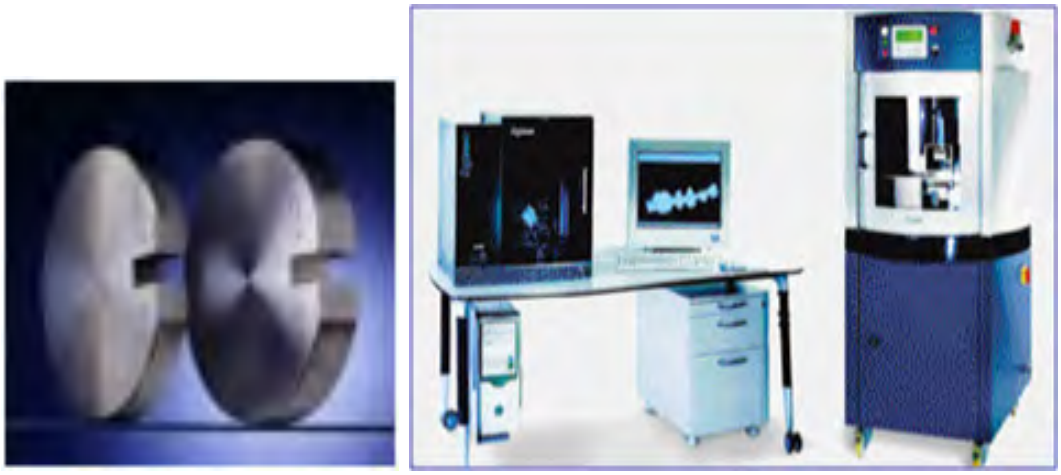


Figure 37a et b- *Usinage titane (16)*

2. Usinage des châssis en matériaux calcinables

Cette solution alternative est de plus en plus retenue par les laboratoires. La pièce prothétique est usinée en cire ou en résine.

Le prothésiste de laboratoire, grâce au logiciel de CAO, gagne en précision d'exécution et économise du temps de travail sur les étapes initiales de préparation des modèles, de duplication, de confection des maquettes en cire et de positionnement des tiges de coulée. Mais à la fin de l'usinage, le processus de fabrication reste traditionnel avec les tâches de coulée habituelles.

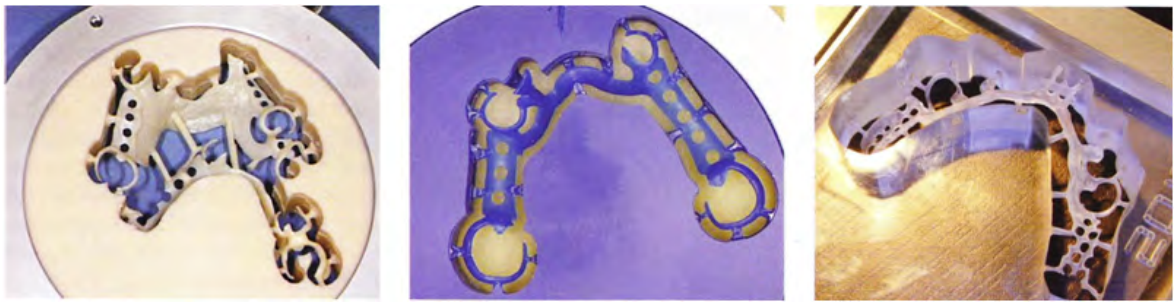


Figure 38- *Usinage en matériau calcinable (16)*

L'apport de la FAO reste conséquent, en permettant au laboratoire une production en interne plus rapide et de meilleure qualité, grâce à la précision de la maquette calcinable de départ (29).

B. FABRICATION ADDITIVE OU MISE EN FORME D'UN OBJET PAR AJOUT DE MATIERE

Contrairement à l'usinage qui met en forme un objet par enlèvement de matière, la fabrication additive consiste à mettre en forme un objet par ajout de matière. Les machines de prototypage rapide permettent de produire un objet réel à partir du modèle CAO 3D virtuel en le découpant en lamelles 2D de très fine épaisseur constante. Le matériau est déposé ou solidifié couche par couche. Chaque lamelle se fixant sur les précédentes, l'empilement des couches formant ainsi un volume 3D.

Issue de l'industrie, cette technologie permet la fabrication simultanée de pièces de morphologies différentes, de formes complexes et de dimensions conséquentes tels que les châssis métalliques de prothèse partielle amovible coulée (51).

1. Fabrication additive de modèles calcinables

Cette fabrication additive s'est d'abord attachée à produire des pièces calcinables, maquettes en cire ou en résine calcinable à l'aide d'une machine de prototypage rapide (29).

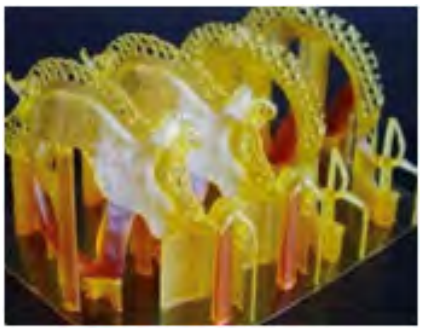
Impression 3D ou modelage par dépôt en jets multiples : le modèle virtuel est réalisé à l'aide d'un logiciel de CAO. Les données numériques sont ensuite envoyées au système de production qui « imprime » les wax-ups, couche par couche par un procédé de jet de gouttes sur demande. Deux têtes d'impression se déplacent grâce à un chariot mobile, sur un plan horizontal. Ces têtes projettent de manière sélective deux matériaux à bas point de fusion, une cire hydroxylée blanche (servant de support) et une résine acrylique bleue, sous forme de gouttes sur un matériau de support collé à la plate forme. A chaque couche déposée (de 16 à 32 µm), une source UV est utilisée pour solidifier par photopolymérisation la résine photosensible. Pour réaliser une autre couche, le plateau descend de la valeur de l'épaisseur de la couche suivante, puis une nouvelle couche est déposée. Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires pour obtenir la pièce (33). Ainsi, la fabrication de la maquette en résine calcinable nécessite la confection d'un support en cire, pour que les parois ne s'effondrent pas en cours d'élaboration (37).

A la fin du cycle, la cire support doit être éliminée par dilution dans un bain de solvant thermostaté. Les maquettes en résine calcinable sont ensuite mises en revêtement et le procédé de fabrication reprend alors une chaîne de fabrication traditionnelle (29).

Figure 39a, b, c et d- *Impression 3D (16)*

Stéréolithographie par UV sélectif : historiquement, c'est le 1er procédé de prototypage rapide à avoir été développé dans les années 1980 par l'industrie. Depuis, les applications en odontologie ne cessent de se multiplier. L'objet virtuel 3D conçu par le logiciel de CAO est découpé en strates par le logiciel de FAO qui crée ensuite une image bitmap de chaque strate. Une plate-forme horizontale mobile, supportant le modèle en cours de fabrication, est immergée dans une cuve transparente remplie de résine liquide photosensible (mélange de monomères acrylates, époxys et d'un photo-iniateur). L'unité de flashage projette les données concernant la couche à polymériser sur la couche de résine liquide comprise entre le plateau et le fond transparent de la cuve. La résine est alors photopolymérisée sélectivement selon l'image bitmap projetée. Ainsi, la résine est polymérisée par exposition à travers un masque à cristaux liquides et non plus par un faisceau laser ponctuel (52, 54). Pour réaliser une autre strate, le plateau se déplace en

hauteur de la valeur de l'épaisseur d'une nouvelle couche (de 25 à 150 µm). Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires. Les objets 2D ainsi produits sont superposés pour produire la structure complète. Comme pour le procédé par impression 3D, la fabrication d'une maquette par stéréolithographie nécessite la confection d'un support. Ce sont des tiges support réalisées dans le même matériau que la maquette qui étayent la pièce prothétique en cours d'élaboration sur la plate-forme mobile. C'est le logiciel de FAO qui contrôle le positionnement et le calibrage optimal des tiges. La découpe des tiges, indispensable pour détacher la maquette du plateau support est souvent une étape manuelle délicate.



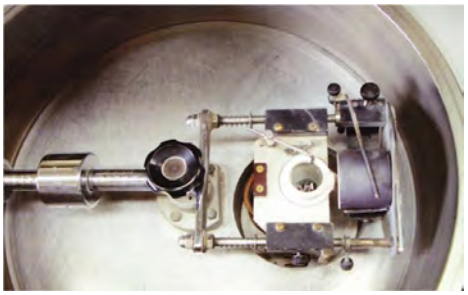


Figure 40a, b, c, d et e- *Stéréolithographie (16)*

Que ce soit par stéréolithographie ou par impression 3D, les maquettes calcinables obtenues sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue. Le processus de fabrication reprend alors la chaîne traditionnelle.

Le recours à la CFAO en amont apporte de nombreux avantages : réduction des temps de travail sur les phases finales d'ébarbage et de polissage grâce à la précision des maquettes, possibilité de mettre plusieurs maquettes dans un même cylindre. Le gain de productivité pour le laboratoire est donc considérable (29).

2. Fabrication additive directe : le frittage de poudres ou microfusion de poudres

Aujourd'hui, il est possible de fabriquer des pièces métalliques à usage final et non plus à usage de prototype ou de modèle ; on parle alors de fabrication directe, car on forme directement une pièce à partir de sa représentation numérique 3D, sans passer par un moule ou par l'usinage d'un matériau brut.

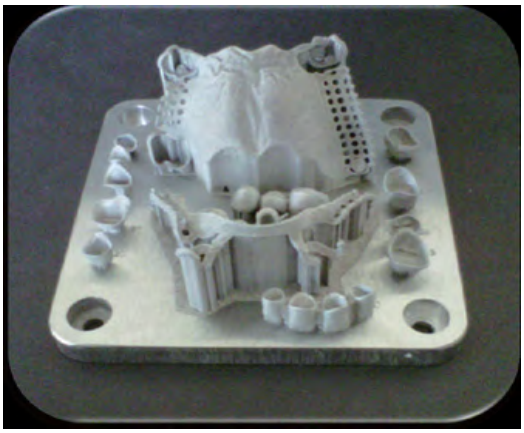


Figure 41- *Pièces métalliques usinées par frittage laser (56)*

Le principe est de transformer de la poudre métallique en pièce solide en la fusionnant localement grâce à un faisceau laser. La production de pièces métalliques par frittage laser direct de métal (DMLS) consiste à déposer sur une plaque support un lit de poudre d'épaisseur de quelques dizaines de micromètres, puis un faisceau laser, contrôlé par un système optique, vient chauffer les grains de poudre jusqu'à leur température de fonte. La poudre fondue est solidifiée rapidement formant des cordons de matière solides. A la fin de cette étape, le plateau support descend d'une épaisseur de couche et une nouvelle

couche de poudre est déposée, puis le processus démarre à nouveau pour consolider une nouvelle strate de matière sur la précédente. Ceci se répétant jusqu'au produit fini. Pour éviter toute oxydation à haute température, le travail s'effectue en environnement contrôlé dans une chambre de fabrication étanche sous atmosphère protectrice (azote, argon…) (29, 30).

Si la précision de fabrication avec les alliages cobalt-chrome semble suffisante (20µm), certaines difficultés persistent dans la métallurgie des crochets et notamment dans les étapes de finition. D'autre part, cette technique de production demande aujourd'hui la mise en œuvre de machines-outils très puissantes, très sophistiquées dont la diffusion est encore limitée à quelques centres de production industriels. En éliminant les impondérables inhérents à la technique de coulée de l'alliage, cette technique semble être la solution d'avenir incontournable en termes de précision comme de productivité (1, 50, 53).

PARTIE.IV – LE FRITTAGE

I. GENERALITES SUR LE FRITTAGE (57)

A. DEFINITIONS

Aucune définition du frittage ne fait aujourd'hui l'unanimité mais il peut se décrire comme une consolidation d'un matériau (par exemple une poudre), obtenue en minimisant l'énergie du système grâce à un apport d'énergie (mécanique, thermique, avec un laser…) mais sans fusion d'au moins l'un des constituants.

En 1968, l'Institut de Céramique Française ainsi que l'Ecole Nationale Supérieure de Céramique Industrielle de Sèvres, proposent une autre définition « consolidation par action de la chaleur d'un agglomérat granulaire plus ou moins compact, avec ou sans fusion d'un ou plusieurs de ses constituants ».

Une troisième définition est énoncée par l'Institut de Céramique Fançaise (G. Cizeron) : « processus faisant évoluer par traitement thermique un système constitué de particules individuelles (ou un agglomérat poreux), en l'absence de pression externe exercée ou sous l'effet d'une telle pression, de sorte qu'au moins certaines des propriétés du système (sinon toutes) soient modifiées dans le sens d'une réduction de l'énergie libre globale du système. En parallèle, cette évolution entraine une diminution importante (sinon complète) de la porosité initiale. Enfin, le processus suppose qu'au moins une phase solide existe constamment pendant tout le traitement thermique, de façon à conserver une certaine stabilité de forme et de dimension au système considéré ».

A la vue des ces différentes définitions, on constate donc que deux types de frittage existent :

-le frittage en phase liquide, si au moins l'un des constituants est en phase liquide et l'un au moins en phase solide

-le frittage en phase solide, si tous les constituants restent en phase solide

B. LA METALLURGIE DES POUDRES

1. Frittage sans liant

Il concerne principalement les poudres métalliques. Dans un 1er temps, par l'action d'un ou plusieurs poinçons, les poudres sont fortement comprimées et mises en forme dans une matrice. S'effectue ensuite un démoulage donnant des préformes plus ou moins fragiles qui seront ultérieurement chauffées sous vide ou dans une atmosphère contrôlée, à une température inférieure à la température de fusion de l'élément principal. La chaleur permet ici la diffusion des matériaux les uns dans les autres, ainsi que la liaison relativement solide des grains de poudre.

Le frittage sans liant donne des pièces poreuses (10 à 45% du volume total) avec une répartition non uniforme des vides. Cette porosité peut être considérée comme un inconvénient, en particulier parce que les gaz emprisonnés peuvent faciliter la corrosion interne. Les formes pouvant être obtenues par ce type de frittage sont étroitement liées à la manière dont les poudres peuvent remplir les vides de la matrice et aux possibilités de démoulage.

2. Frittage avec liant

Les poudres sont ici additionnées d'eau pour obtenir une pâte encore appelée barbotine. Cette pâte peut alors être mise en forme à la main, pressée dans un moule, extrudée,…etc. La pâte ou barbotine sera coulée dans un moule absorbant en plâtre. Au contact du plâtre sec, la pâte perd une partie de son eau et ne peut plus s'écouler. En vidant le moule, il ne reste qu'une « peau » pâteuse que l'on laissera durcir par séchage. Le séchage laisse des objets manipulables mais peu solides. Le frittage de ces produits survient lors de la cuisson.

3. Frittage pour le prototypage rapide

On distingue 4 grandes familles dans ce procédé :

-les procédés par fusion laser (SLM Selective Laser Melting)

-les procédés par collage de grains dans une phase fusible

-les procédés par frittage laser avec phase liquide

-les procédés par frittage laser sélectif sans phase liquide

Les procédés par fusion laser (SLM Selective Laser Melting)

Ici sont utilisées des températures de transition vitreuse, cependant le terme de fusion devrait être employé quand tout le volume de matière sollicité par le faisceau laser est à l'état liquide.

Les procédés par collage de grains dans une phase fusible (matériau biphasé)

Un mélange de poudre est utilisé où l'un des constituants a un point de fusion très bas par rapport aux autres grains majoritaires, par conséquent la phase vitreuse occupe seulement la porosité entre les grains plus réfractaires créant ainsi des liaisons physiques uniquement par la genèse de ménisques. Les deux poudres doivent être parfaitement mélangées pour éviter une hétérogénéité de microstructure, pour pallier à cet inconvénient, il est judicieux d'utiliser une poudre enrobée par le constituant fusible.

Les procédés par frittage laser avec phase liquide

Ces procédés peuvent s'apparenter au frittage avec phase vitreuse entre les joints de grains. La création de cette phase liquide peut s'obtenir par la formation d'eutectique entre les constituants, par la présence d'impuretés extra-granulaires ou intra-granulaires, ou par une distribution de l'énergie thermique spatiale localisée aux contacts des grains. Ces procédés demandent des logiciels de fabrication sophistiqués, une très bonne régulation de la puissance du laser car il est nécessaire de piloter le faisceau laser avec des vitesses de balayage variables pour éviter les zones trop frittées ou sous frittées. *(Eutectique : mélange de 2 corps purs qui fond et se solidifie à température constante, contrairement aux mélanges habituels. Il se comporte en fait comme un corps pur du point de vue de la fusion.)*

Les procédés par frittage laser sélectif sans phase liquide

Procédés appelés SLS pour Selective Laser Sintering. Ils sont très rares, car les domaines de paramétrage sont très étroits et ils oscillent entre des états frittés avec une bonne cohésion et des états non frittés sans modification du lit de poudre originel. Le faisceau laser apporte ici une énergie thermique relativement faible pour amener les contacts des grains à la température permettant la diffusion à l'état solide. En réalité , ces procédés, donnent presque toujours une phase liquide très minoritaire située aux joints de grains. Ils permettent la confection de pièces de très grande précision, mais présentant une porosité relativement importante car la densification n'a pas eu le temps de s'effectuer. La poudre doit présenter une régularité de grains, le choix de la longueur d'onde du laser devient capital, ainsi que la qualité du logiciel de fabrication.

II. LE FRITTAGE SELECTIF PAR LASER (57)

Technique de prototypage rapide par frittage laser sélectif sans phase liquide, utilisée pour la fabrication d'objets 3D, strate par strate, à partir de poudres qui sont frittées ou fusionnées grâce à l'énergie d'un laser de forte puissance.

A. HISTORIQUE

Le frittage sélectif par laser encore appelé procédé FSL ou SLS en anglais a été développé et breveté par le Dr. Carl Deckard, dans le milieu des années 1980, à l'Université du Texas à Austin. En 2001, 3D Systems récupère DTM Corporation et se met à produire et à vendre des systèmes SLS et des poudres SLS à travers le monde. Un autre fabricant d'équipement SLS est EOS GmbH de Munich en Allemagne qui a commencé par produire des machines destinées à la stéréolithographie et qui est aujourd'hui exclusivement spécialisé dans la technologie SLS.

B. PRINCIPE

Les prototypes SLS sont fabriqués à partir de poudre de matériaux, sélectivement frittées (chauffées et fusionnées) par un laser de forte puissance. La machine outil comporte une chambre de construction montée sur un piston de fabrication, qui est entourée à droite et à gauche par deux pistons fournissant la poudre, un puissant laser et un rouleau pour étaler la poudre. La chambre de construction devant être toujours être maintenue à température constante pour éviter les déformations.

Le procédé débute par le découpage en sections 2D d'un fichier 3D de CAO. Le piston de fabrication, à ce stade, est remonté à son niveau le plus haut tandis que les deux autres pistons fournissant la poudre sont à leur niveau le plus bas. Le rouleau va commencer par étaler de la poudre en couche uniforme sur toute la chambre de construction. Le laser vient ensuite tracer la section 2D sur la surface de la poudre, la frittant ainsi. La position des pistons s'inverse, le piston de fabrication descend de l'épaisseur d'une strate tandis qu'un des pistons d'approvisionnement en poudre monte (ils alternent : une fois sur deux celui de gauche). Par la suite, une nouvelle couche de poudre est étalée sur toute la surface par le rouleau, et le processus se répète jusqu'à ce que la pièce soit terminée. La pièce est ensuite retirée précautionneusement de la machine et nettoyée de la poudre non frittée qui l'entoure.

Il est à noter que ce procédé permet de réaliser des pièces impossibles par usinage puisqu'on peut très bien imaginer des pièces avec des vides à l'intérieur. Plusieurs procédés permettent d'aboutir à ce résultat et parmi eux on peut distinguer deux familles de systèmes sur le marché qui trouvent leurs différences dans l'origine de leur développement :

-procédés issus des imprimantes plastiques

-procédés issus du frittage céramique

Procédés issus des imprimantes plastiques : (2) les système développés par les sociétés EOS, MCP, CONCEPT LASER, 3D SYSTEMS sont issus de travaux effectués dans les années 1980 sur les poudres plastiques dans un 1^{er} temps, puis les poudres métalliques ou céramiques contenues dans un liant organique ou un liant à base de matériaux très fusibles. Les procédés de ce type utilisent des poudres d'une taille moyenne de 20 à

25µm dont la coulabilité permet de réaliser rapidement des couches de 20µm ou plus. La taille de la poudre empêche la réalisation de détails inférieurs à 0.3mm, en effet les grains étant tous de la même taille s'empilent de manière irrégulière et à chaque couche il faudra procéder à un « rabotage » que seules des épaisseurs supérieures à 0,3mm pourront tolérer sans arrachement ni déformation.

Procédés issus du frittage céramique : (2) en revanche, les systèmes développés par la société Phénix sont issus de travaux réalisés dans les années 1990 sur les poudres céramiques frittées laser sans liant en phase solide tout d'abord. Par la suite, le procédé a été étendu à des poudres métalliques. Le procédé Phénix utilise des poudres à très faible capacité d'écoulement d'une taille moyenne de 6 à 8 µm dont les tailles extrêmes sont plus importantes ou plus petites. Ceci permet un empilement plus régulier puisque les petits grains viennent se loger entre les gros évitant ainsi des irrégularités nécessitant un rabotage, ce qui rend possible des couches de 20µm ou plus avec un processus passant par des phases de compactage avant frittage pour améliorer la densité après frittage. Grâce à ce procédé, on peut réaliser des détails inférieurs à 0,1mm.

C. LES MACHINES DISPONIBLES EN FRANCE

1. Les systèmes de chez Phenix Systems

Créée en 2000, Phenix Systems conçoit, fabrique et commercialise des équipements de fabrication rapide par frittage laser. Les systèmes PXS et PXM Dental réalisent directement, sans outillage, des prothèses fixes et amovibles en cobalt-chrome.

Le système PXS dental :

C'est une solution de fabrication rapide de prothèse par frittage laser de poudres métalliques directement utilisable par les laboratoires dentaires à des conditions économiques adaptées. Le module de production est géré comme une imprimante à partir d'une station de travail. Il permet aux laboratoires d'avoir accès à une technologie

jusque là réservée aux seuls centres de production. A titre d'exemple, le système PXS dental est capable de produire :

-45 prothèses fixes en 4h

-90 prothèses fixes en 7h15

-45 prothèses fixes, 1 amovible supérieure et 1 amovible inférieure en 9h30

Figure 42- *Système PXS dental (56)*

Caractéristiques techniques :

-laser fibre : P= 50W ; longueur d'onde= 1070nm

-volume de fabrication : 100*100*80mm

-matériau : poudre cobalt-chrome sans nickel

-système de chargement : manuel

-logiciel de CFA0 : Phenix Dental

-logiciel de pilotage : PX Control

-format CAO accepté : STL

-dimensions : L= 1,20m ; l= 0,77m ; H= 1,95m

-poids : environ 1000Kg

Le système PXM dental :

C'est le dernier né de la famille « PX », qui convient aux centres de production aux volumes de fabrication importants. Conçu pour un environnement de production de prototypes fonctionnels ou de pièces complexes en série, il intègre une puissance laser adaptée à un volume de fabrication supérieur à celui du système PXS dental. A titre d'exemple, le système PXM dental est capable de produire :

-200 prothèses fixes en 5h

-100 prothèses fixes, 3 amovibles supérieures et 3 amovibles inférieures en 9h

-6 amovibles supérieures et 6 amovibles inférieures en 10h

Caractéristiques techniques :

-laser fibre : P= 300W ; longueur d'onde= 1070nm

-volume de fabrication : 140*140*100mm

-matériau : poudre cobalt-chrome sans nickel

-système de chargement : semi-automatique

-logiciel CFAO : Phenix Dental

-logiciel de pilotage : PX Control

-format CAO accepté : STL

-dimensions : L= 1,20m ; l= 1,50m ; H= 1,95m

-poids : environ 1500Kg

Figure 43- *Système PXM dental (56)*

Le logiciel CFAO, Phenix Dental V4 :

Il permet :

-le positionnement des modèles 3D sur le plateau de fabrication

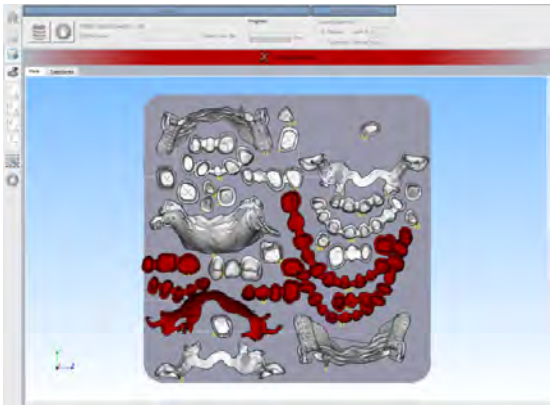
-la création automatique des supports et des marquages

-le calcul des trajectoires du laser

-la détection anti-collision

-la visualisation des trajectoires du laser couche par couche

-la création des fichiers de fabrication



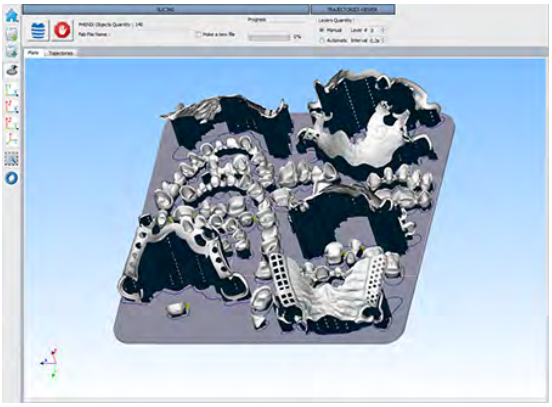


Figure 44a et b- *Logiciel Phenix Dental V4 (56)*

Le matériau :

Poudre cobalt- chrome sans nickel développée par SINT-TECH, entreprise certifiée ISO 9001 et 13485. Cette poudre est un dispositif médical marqué CE qui a fait l'objet d'un ensemble de tests afin de vérifier la conformité de ce matériau fritté laser avec les normes ISO 22674 et ISO 9693 (norme pour les systèmes pour restaurations dentaires métallo-céramiques)

Avantages des systèmes PXS Dental et PXM Dental :

-réduction du coût unitaire de production

-système ouvert

-cobalt-chrome sans nickel

-simplicité d'utilisation

-format STL

2. Les systèmes de chez EOS (58)

EOSINT M270 :(utilisé pour les prothèses amovibles)

-basé sur le système LMD

-entièrement automatique, sans outils et repose directement sur les données de CAO en 3D

Figure 43- *EOSINT M270 (58)*

Caractéristiques techniques :

-laser fibre : 200 W

-dimensions : L : 2000 mm ; P : 1050 mm ; H : 1940 mm

-poids : 1130 Kg

-logiciel : EOS RP Tools, EOSTATE Magics RP (Materialise)

-interface CAO : STL (option convertisseur pour tous les formats standards)

-matériau : EOS CobaltChrome SP2 (CE 0537)

Avantages :

-haut niveau de qualité du faisceau laser et stabilité

-composants obtenus de haute qualité

-intégration simple dans des environnements de production existants

-une large gamme de matériaux peut être traitée

-conditions de travail ergonomiques, peu de poussière

3. Applications dentaires (55)

Plusieurs fabricants de machines de microfusion laser de poudres métalliques ont qualifié leurs machines pour la fabrication directe de couronnes, de chapes et de bridges, exclusivement en cobalt-chrome. Phenix Systems, fabricant français précurseur dans le domaine dentaire, et EOS sont les seuls à commercialiser en France des machines dédiées au dentaire. La société MB Proto, sous-traitant spécialisé dans la fabrication additive, a développé la fabrication additive d'armatures sur la base de la technologie de MTT Technologies, puis elle a créé le centre de production Edonis Dental Systems. Désormais, MTT vend aussi une machine dédiée au dentaire, mais pas sur le marché français ; on la trouve notamment cher Hint-els sous la marque rapidPro. Concept Laser a présenté sa première machine pour le dentaire à l'IDS 2009.

Avec une précision dimensionnelle de 20 à 50 µm, ce procédé est surtout adapté à la fabrication de prothèses fixes scellées. Certains sous-traitants proposent la fabrication d'autres composants de prothèses dentaires en cobalt-chrome : châssis de prothèses adjointes et barres sur implants. La précision est suffisante pour les châssis mais il réside des difficultés dans la métallurgie des crochets. Pour la fabrication de barres, la précision n'est pas suffisante si les prothèses exigent une excellente passivité. Dans ce cas, il faut prévoir une reprise par usinage de la pièce modelée, aux points nécessitant une grande précision (points de vissage par exemple).

Ce procédé permet de mettre en forme toutes sortes d'alliages d'acier, d'aluminium et de titane, et de l'or. Le centre de production de Bego a qualifié ce procédé pour produire des armatures en titane. Cependant, aucune machine n'est vendue pour produire des composants de prothèses dentaires en titane. En France, seule la société Poly-Shape, sous-traitant spécialisé dans la fabrication additive, propose la fabrication de pièces en titane pour le médical.

	Fabrication directe métallique	Fabrication directe métallique	Fabrication directe métallique
NOM DU PRODUIT	**EOSINT M 270**	**PM 100T Dental**	**PXS Dental**
FABRICANT	EOS	Phenix Systems	Phenix Systems
DISTRIBUTEUR EN France	EOS France	Phenix Systems	Phenix Systems
TECHONOLOGIE DE MISE EN FORME	Microfusion laser	Microfusion laser	Microfusion laser
MATERIAU(X) MIS EN FORME	Co-Cr	Co-Cr	Co-Cr
IMPORT			
STL	Oui	Oui	Oui
AUTRES	-	-	-
APPLICATIONS			
COURONNE	Oui	Oui	Oui
CHAPES	Oui	Oui	Oui
BRIDGES	Oui	Oui	Oui
INLAYS/ONLAYS	Non	Non	Non
CHASSIS METALLIQUES (amovibles)	Oui	Oui	Oui
COMPOSANTS ORTHOPEDIQUES	Non	Non	Non
RESTAURATIONS TEMPORAIRES	Non	Non	Non
GUIDES IMPLANTAIRES	Non	Non	Non
MODELES A PARTIR D'EMPREINTES 3D	Non	Non	Non
PRECISION			
PRECISION DES FABRICATIONS	+/- 40 µm	+/- 50 µm	+/- 50 µm
CAPACITE/PRODUCTIVITE			
VOLUME DE FABRICATION XYZ	250 x 250 x 215 mm	Diamètre 100 x 100 mm en Z	100 x 100 x 80 mm
Nb MAX DE PIECES PAR CYCLE :	250	70	-
Nb D'ELEMENTS (fixes)	220	60	60
DUREE D'UN CYCLE	11 h	4 h	7 h
Nb DE STRUCTURES (amovibles)	NC	NC	NC
DUREE D'UN CYCLE	NC	NC	NC
POST-TRAITEMENT	Micro-grenaillage, four	Micro-grenaillage, four	Micro-grenaillage, four
PRIX TTC	450 000 euros	278 000 euros	NC

Figure 44- *Les différentes machines de fabrication disponibles en France (55)*

D. REALITES ACTUELLES DU FRITTAGE LASER

Comme tout nouveau matériau, il doit être considéré d'un œil nouveau ; bien souvent les ennuis rencontrés ne sont dus qu'à une mauvaise maîtrise de sa mise en œuvre plus qu'à un quelconque défaut du procédé. On a en effet constaté dans des pièces réalisées par ce procédé certaines porosités internes liées à une fusion incomplète.

1. Examen métallurgique de prothèses dentaires obtenues par microfusion de poudres (2)

Cette nouvelle technologie permet de gagner les étapes de construction de cires sur modèle et coulée au laboratoire.

L'examen micrographique a pour but d'apprécier la santé métallurgique des pièces finies au laboratoire avant livraison au cabinet dentaire. La très grande majorité des prothèses examinées présente de nombreuses porosités internes, liées à la fusion incomplète des poudres métalliques et densification incomplète. Les porosités observées sont dues à la densification incomplète lors de la fusion des particules inhérente au processus car absence de pression lors du frittage ou mauvais paramétrage des conditions de microfusion. Ces défauts sont observés en alignement et ne débouchent pas en surface après polissage et ne devraient donc pas générer de phénomènes de corrosion liés aux retassures de coulées traditionnelles débouchant en surface. Par contre, sous contraintes de fonctionnement, elles risquent d'engendrer, en cas de mauvaise répartition, des ruptures de prothèses.

2. Des résultats reproductibles

Lors des procédures de tests et de réglage en usine, la microporosité résiduelle est systématiquement mesurée afin de vérifier qu'elle est strictement inférieure à 1%. La mesure de porosité est réalisée par analyse d'images à partir de micrographies réalisées sur des plans de coupe perpendiculaires au plan défini sur le plateau de fabrication. Les résultats donnent une porosité résultante à 0,4%. L'excellente répétabilité de ces systèmes permet de garantir un niveau de propriétés mécaniques de type 5 de la norme

ISO 22674. Un mauvais réglage, un manque d'entretien de la machine, ou une erreur de mise en œuvre peuvent être à l'origine de défauts, mais si l'on respecte les critères de fabrication les résultats testés sont reproductibles.

En revanche, les procédés de fonderie à cire perdue traditionnellement utilisés, ne peuvent garantir un niveau de répétabilité équivalent car la qualité métallurgique obtenue est très largement soumise aux nombreux facteurs liés au procédé et aux aléas du respect par le technicien des procédures de mise en œuvre

3. La norme NF en ISO 22674 de Mars 2007

Elle spécifie une classification des matériaux métalliques et convenant à la fabrication des appareils et aux restaurations dentaires, y compris les matériaux métalliques d'utilisation recommandée soit avec revêtement céramique, soit sans revêtement céramique ou indifféremment avec ou sans, et spécifie les exigences qui leur sont applicables. Elle précise par ailleurs les exigences relatives au conditionnement et au marquage des produits et les instructions à fournir pour l'utilisation de ces matériaux. Les matériaux métalliques y sont classés en 6 types, selon leurs propriétés mécaniques.

Type	Limite conventionnelle pour un allongement non proportionnel de 0,2%	Allongement à la rupture % minimum	Module de Young GPa minimum
0	_	_	_
1	80	18	_
2	180	10	_
3	*270*	5	_
4	360	2	_
5	500	2	150

Figure 45- *La norme ISO 22674*

Le type 5 est destiné aux appareils composés de pièces exigeant à la fois une grande rigidité et une grande résistance, par exemples les fines prothèses partielles amovibles, les pièces à section mince, les crochets.

Pour l'instant, seul le cobalt-chrome est proposé dans le domaine dentaire mais d'autres matériaux peuvent être mis en œuvre par ces systèmes, des matériaux précieux qui ne vont pas tarder à arriver sur le marché, mais aussi des céramiques et pourquoi pas un jour de la zircone. Il faut cependant rester prudent car si l'on veut utiliser une même machine pour mettre en œuvre différents matériaux cela nécessite de gros temps de nettoyage et de décontamination et la seule solution reste donc d'avoir une seule machine par matériau.

PARTIE.V - RECAPITULATIF SUR LES DIFFERENTS PROCEDES DE FABRICATION

I. COMPARAISON DES DIFFERENTS PROCEDES DE FABRICATION (29)

A. USINAGE TITANE

-matériaux : alliage de titane

-avantages : très haute précision, pas de porosités, pas d'impuretés, étapes de coulée supprimées

-inconvénients : coût de l'équipement, prix de revient d'une plaque élevé, technologie émergente

-systèmes commerciaux : Digident

B. USINAGE EN MATERIAUX CALCINABLES

-matériaux : cire, résine

-avantages : pas de porosités, pas d'impuretés

-inconvénients : doit passer par une coulée traditionnelle

-systèmes commerciaux : Prodig, C4W

C. IMPRESSION 3D

-matériaux : cire, résine

-avantages : usinage rapide

-inconvénients : temps d'impression long (plusieurs heures), entretien des buses, élimination délicate de la cire support, précision variable, doit passer par une coulée traditionnelle

-systèmes commerciaux : D76 Solide Scape, 3D Systems

D. STEREOLITHOGRAPHIE

-matériaux : résine

-avantages : très bonne précision

-inconvénients : retrait délicat des étais, coût élevé des équipements, doit passer par une coulée traditionnelle

-systèmes commerciaux : Perfactory DDP, Envisiontec

E. FRITTAGE DE POUDRES

-matériaux : poudre cobalt-chrome

-avantages : e-manufacturing, poudre non solidifiée recyclée, haute précision (de 20 à 50µm)

-inconvénients : équipements lourds, complexes et coûteux/ technologie émergente en tout début de développement

II. AVANTAGES ET INCONVENIENTS DE LA CFAO (5)

A. AVANTAGES

1. Economie de matériaux

La CFAO permet d'économiser du revêtement réfractaire, grâce à la suppression de la duplication classique du maître modèle. La duplication numérique permet également de s'affranchir de la cire à modeler, de la cire de dépouille, du gaz et du silicone ou de l'hydrocolloïde réversible de duplication.

2. Réduction de matériaux néfastes

Une technique traditionnelle produit beaucoup de déchets, notamment les matériaux réfractaires qui contiennent du phosphate néfaste pour l'environnement et de la silice nocive pour la santé. D'autres matériaux utilisés dans la technique traditionnelle sont dangereux lors de la manipulation (produits inflammables, explosifs ou corrosifs). Enfin la réduction de consommation de ces matériaux apportée par la CFAO, a dans la durée un impact écologique positif important.

3. Rattrapage des échecs de fonderie

Il arrive que des cylindres se fracturent dans le four pendant le cycle, ou que la coulée de l'alliage soit incomplète dans la fronde. Dans la méthode traditionnelle, un tel échec oblige le prothésiste à reprendre les étapes à partir de la duplication du maître modèle. La CFAO rend plus facile la gestion d'une telle situation : il suffit par exemple de réimprimer la maquette en matériau calcinable et de reprendre le protocole de mise en cylindre. Moins d'étapes sont à recommencer et moins de matériaux utilisés. Le retard est alors rattrapé plus facilement.

4. Confort au travail

La CFAO diminue la pénibilité du travail du prothésiste : moins de matériaux dangereux à manipuler, moins de matériaux lourds à porter, moins de déplacements et moins de

stress. Toutefois, une bonne posture doit accompagner ces nouvelles méthodes de travail, pour éviter les pathologies dorsales. Cependant, le confort apporté par la CFAO n'est appréciable qu'après une longue phase d'apprentissage.

5. Risques d'erreurs diminués

Le processus de duplication du maître modèle génère des imprécisions liées aux variations dimensionnelles des matériaux. La suppression de cette étape diminue le risque d'un mauvais ajustage du châssis. Par le même principe, la réduction du nombre de manipulations de laboratoire permettra de diminuer ce risque. Les logiciels de CFAO sont de plus en plus intuitifs : ils mettent en évidence des paramètres pouvant interférer avec une réalisation correcte du châssis (contre-dépouilles en rouge sur le maître modèle virtuel). Les aides informatiques permettent de mieux maîtriser la réalisation du châssis et, par conséquent, de limiter le risque d'erreur.

6. Gain de précision

La qualité du format STL associée aux machines de CFAO, permet d'obtenir une maquette d'une très haute précision. De ce fait, les temps de finition des châssis s'en trouvent diminués.

7. Gain de temps

Par rapport aux techniques traditionnelles, l'application de la CFAO à la prothèse hamovible apporte un gain important en temps de travail, et en temps morts :

-les étapes de duplication du modèle secondaire sont supprimées

-les nombreux temps d'attente de prise des différents matériaux (revêtement, gel) lors de la duplication sont aussi diminués, voire supprimés

-les temps de modelage et de finition du châssis sont légèrement réduits

Au total, le temps de travail est diminué d'environ 30%.

8. Délais de fabrication diminués

L'organisation globale du temps au laboratoire pour la réalisation de châssis métalliques coulés par CFAO permet de terminer un châssis 2 jours ½ après la coulée du maître modèle, au lieu de 4 jours en moyenne pour une technique traditionnelle. Ce gain de temps permet de livrer au praticien le châssis (montage de dents compris) d'une semaine à l'autre, avec davantage de souplesse.

9. Simplicité d'utilisation

Certes, les logiciels de CFAO nécessitent un apprentissage, mais ils sont de plus en plus faciles à utiliser, en particuliers les imprimantes 3D : très peu de réglages à faire, souvent une simple mise sous tension de la machine

B. INCONVENIENTS

1. Coûts d'acquisition des machines et des logiciels

Les machines utilisées pour la CFAO représentent un investissement initial conséquent (80.000 à 200.000 euros pour un système complet). A cet investissement, il faut inclure le coût de la mise en œuvre et de la formation du personnel.

2. Fragilité

Ces machines-outils utilisent des micro-mécanismes et de l'électronique particulièrement fragiles et sensibles qui peuvent tomber en panne. Elles nécessitent des contrats de maintenance particuliers pour éviter le blocage de la chaîne de production, ou de doubler l'appareillage de production.

3. Maintenance et mise à jour

Ces machines-outils doivent être entretenues régulièrement. Leur maintenance nécessaire est onéreuse, les laboratoires n'étant pas formés à ce type de réparation, qui doit être assurée par le fabricant lui-même. Les différents logiciels ont aussi un coût de licence particulièrement élevé, et des mises à jour coûteuses sont indispensables.

La CFAO doit permettre de faciliter la fabrication des châssis métalliques que ce soit au sein du laboratoire de prothèse ou par l'intermédiaire de centres de production externes spécialisés.

Ainsi, cabinets dentaires et laboratoires de prothèses entrent dans l'ère de l' « e-manufacturing » à savoir la production rapide, flexible et économique de pièces métalliques prothétiques à partir de données électroniques. Que nous le voulions ou pas, nous assistons à la naissance de nouveaux modes de travail collaboratif qui utilisent la technologie web comme support pour faciliter le regroupement et les échanges de données. Les enjeux sont d'importance. Il s'agit, que ce soit pour les chirurgiens-dentistes comme pour les prothésistes de laboratoire, de faire les bons choix en terme d'investissement dans le souci constant de délivrer à nos patients des prothèses de grande qualité à un coût abordable pour le plus grand nombre (11).

Chirurgiens-dentistes et prothésistes de laboratoire sont plus que jamais partenaires et doivent s'engager de concert dans cette voie du numérique (28).

CONCLUSION

La prothèse partielle amovible coulée est plus que jamais une discipline d'avenir, du fait du vieillissement quasi-exponentiel de la population, ne cessant de faire croître le nombre de patients édentés partiels mais aussi par la paupérisation des pays industrialisés qui interdit à un nombre important de patients l'accès aux thérapeutiques implantaires.

L'avènement des systèmes de CFAO dans la pratique quotidienne constitue une avancée incontestable dans la conception et la réalisation de prothèses, soit fixées soit amovibles. On assiste à la naissance de nouveaux modes de travail utilisant la technologie web pour faciliter le regroupement et les échanges de données.

Aujourd'hui, au sein de la CFAO, la fabrication additive directe par frittage de poudres ou microfusion de poudres se démarque car elle permet la fabrication de pièces métalliques à usage final et non plus à usage de prototype ou de modèle. Ce procédé de fabrication offre une précision de qualité mais des difficultés persistent dans la métallurgie des crochets en particuliers dans les étapes de finition. D'autre part, cette technique de production requiert à l'heure actuelle la mise en œuvre de machines outils très puissantes, très sophistiquées ce qui explique que sa diffusion est encore limitée. Cependant, cette technologie semble être la solution d'avenir incontournable en termes de précision comme de productivité.

Aujourd'hui son champ d'application s'élargit à la confection d'armatures en titane dans le domaine médical, mais actuellement aucune machine n'est présente sur le marché pour produire des composants de prothèses dentaires dans ce matériau.

Chirurgiens dentistes et prothésistes de laboratoire sont plus que jamais partenaires pour faire les bons choix en termes d'investissements, dans le souci constant de délivrer aux patients des prothèses de qualité à un coût abordable. Ils doivent s'engager de concert dans cette voie du numérique.

Vu le Directeur de Thèse
Dr Jean CHAMPION
Le 27 juin 2013

Vu, le Président du Jury
Le 28/06/13

BIBLIOGRAPHIE

1. ABE F, OSAKADA K, SHIOMI M, VEMATSU K, MATSUMOTO M.
The manufacturing oh hard tools from metallic powders by selective laser melting.
Journal of Mater Process Technology. 2001 ; 1(3) : 210-213

2. ALAIN G.
Un nouveau matériau : le métal par frittage laser.
Tech Dent. 2008 ; 260/261 : 125-128

3. ATTAL J, TIRLET G.
La CFAO : ce qui change pour le praticien.
Réal Clin. 2009 ; 20(4) : 215-218

4. BAILLET J.
La prothèse partielle amovible : une prothèse pour l'avenir.
Thèse d'exercice en chirurgie dentaire, Toulouse, 2010, n°2010-TOU3-3042

5. BAIXE S, ETIENNE O, TADDEI C.
Apport de la CFAO en prothèse amovible partielle.
Cah de Prot. 2010 ; 102 : 43-60

6. BATAREC E.
Lexique des termes de prothèse dentaire, 2ème édition.
Paris ; Ed. Masson, 1980, 123p

7. BATAREC E.
Abrégé de prothèse adjointe partielle.
Paris ; Ed. Masson, 1989, 195p

8. BATAREC E.
La rétention par les crochets. Impératifs de conception.
Le chirurgien dentiste de France. 1981

9. BATAREC E, BUCH D.
Conception d'une prothèse adjointe en fonction du parodonte.
Cah de Prot. 1979 ; 27 : 123-162

10. BEGIN M.
La prothèse partielle amovible : conception et tracés des châssis.
Paris, Quintessence Internationale, Coll.Réussir, 2004

11. BERGER E.
Soyez connecté !
Strat Proth. 2010 ; 10(5) : 339-346

12. BIBB RJ, EGGBEER D, WILLIAMS RJ, WOODWARD A.
Trial fritting of a removable partial denture framework made using computer-aided design and rapid prototyping techniques.
Prost Inst Mech Eng H. 2006 ; 220(7) : 793-797

13. BOREL JC, SCHITTLY J, EXBRAYAT J.
Manuel de prothèse partielle amovible, 2ème édition.
Paris ; Ed.Masson, 1994, 167p

14. BRIEN N.
Conception et tracé des prothèses amovibles.
Quebec ; Prostho, 1996, 320p

15. BUCH D, BATAREC E, BEGIN M, RENAULT P.
Prothèse partielle amovible au quotidien.
Paris ; Ed.CdP, 1996, 96p

16. CHAMPION J.
Cours de 3ème année de prothèse adjointe partielle.
Faculté d'Odontologie de Toulouse, 2007-2008

17. CHAMPION J, SOUMEILLANS S, GUYONNET JJ, ESCLASSAN R.
Prothèse partielle adjointe : conception et réalisation d'une prothèse partielle adjointe coulée.
Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, Tous droits réservés), odontologie, 23-310-C-10, 2001, p22

18. DAVENPORT JC, BASKER RM, HEATH JR, RALPH JP, GLANTZ PO.
Need and demand for treatment.
British Dental Journal. 2000 ; 189 : 414-424

19. DOUGLASS CW, WATSON A.
A future needs for fixed and removable partial dentures in the United States.
J Prothest Dent. 2002 ; 87 : 9-14

20. DURET JF.
Historique du Cad/Cam.
Tech Dent. 2003 ; 200 : 5-14

21. DURET F, DURET B, PELISSIER B.
CFAO : le temps des démonstrations.
Inform Dent. 2007 ; 29 : 1663-1668

22. EGGBEER D, BIBB R, WILLIAMS R.
The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks.
Prost Inst Mech Eng H. 2005 ; 219(3) : 195-220

23. ESCLASSAN R, CHAMPION J, ESCLASSAN NOIRIT E.
Plan de traitement en prothèse partielle amovible.
Encycl Méd Chir. 2003, 23-310-E-10, p10

24. GAILLAC JF.
Etude générale des moyens de sustentation, de stabilisation et de rétention en prothèse partielle amovible.
Thèse d'exercice en chirurgie dentaire, Toulouse, 2008, n°2008-TOU3-3008

25. HAUTE AUTORITE DE SANTE.
Pose d'une prothèse amovible définitive à châssis métallique.
Avril 2006, p12

26. HUMMEL SK, WILSON MA, MRKER VA, NUNN RE.
Quality of removable partial dentures worn by the adult U.S population.
J Prothest Dent. 2002 ; 88(1) : 37-43

27. JARDEL V, DERRIEN G.
Examen clinique de l'édenté partiel et indications thérapeutiques générales.
Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, Tous droits réservés), odontologie, 23-265-A-10, 2002, p11

28. JOULIE K, JULIA M, DURAND JC, NUBLAT C, SARTORIO A, BERTRAND F.
Prothèse amovible partielle à infrastructure métallique : conception du châssis par CAO.
Strat Proth. 2011, 11(1)

29. JOULIE K, JULIA M, NUBLAT C, NEGREL D, BERTRAND F.
Prothèse amovible partielle métallique : fabrication du châssis par FAO.
Strat Proth. 2011 ; 11(2) : 97-105

30. KRUTH JP, LEVY G, KLOCKE F, CHILDS THC.
Consolidation phenomena in laser and powder-bed layered manufacturing.
Annals of CIRP. 2007 ; 56(2) : 730-759

31. KURDYK B, BUCH D.
Les alliages en prothèse composite.
Réal Clin. 1998 ; 9(4) : 503-512

32. NEGREL D.
Stellite par Cad/Cam : enfin !
Tech Dent. 2007 ; 243 : 33-38

33. ORFILA V.
Le guide de la CFAO dentaire.
Edité par CNIFPD et UNPPD. 2009

34. ÖWALL B, KÄYSER A, CARLSSON G.
Prothèse dentaire, principes et stratégies thérapeutiques
Ed Masson. 1996

35. PEDUSO M.
Complications liées au port des prothèses partielles amovibles coulées : étude en milieux hospitalier et libéral.
Thèse d'exercice de chirurgie dentaire, Toulouse, 2010, n°2010-TOU3-3026

36. PREISKEL H.W.
Les attachements de précision.
Paris. CdP, 1986, 315p

37. SANTLER G, KÄRCHER H, GAGGL A, KERN R.
Stéréolithography versus milled three-dimensional models : comparison of production method, indication and accuracy.
Computer aided design. 1998 ; 3 : 248-256

38. SANTONI P.
Maîtriser la prothèse amovible partielle.
Collection JPIO, éditions CdP, 2004 ; p3-19

39. SCHIFMAN A, BEN-UR 2.
The mandibular first premolar as an abutment for distal-extension removable partial dentures : a modified clasp assembly design.
Br Dent J. 2000 ; 11(188) : 246-248

40. SCHITTLY E, SCHITTLY J.
Prothèse partielle amovible : clinique et laboratoire.
Paris. Coll. JPIO ; 2006

41. SCHITTLY J.
Gouverner, c'est prévoir !
CdP. 2003 ; 123 : 2-4

42. SERRUYA G.
Traitement des édentements unilatéraux postérieurs.
Réal Clin. 1998 ; 9(4) : 455-463

43. TADDEI C.
La selle prothétique unilatérale en extension : mythe ou réalité ?
CdP. 1998 ; 62 : 41-49

44. TADDEI C, SCHLIENGER A.
La couronne télescope, du concept à la réalisation clinique.
Inf Dent. 1991 ; 8 : 511

45. TADDEI C, WALTMANN E.
Implants et prothèse partielle amovible.
Quintessence Internationale, Réussir, 2010

46. UNION FRANCAISE POUR LA SANTE BUCCO-DENTAIRE, CAISSE PRIMAIRE D'ASSURANCE MALADIE
Action en faveur des personnes âgées dépendantes hébergées en institutions (Dossier de presse).
Paris, UFSBD, 2005

47. VANZEVEREN C, BERCY P, LELOUP G.
Stratégie prothétique. Février 2002, vol 2, n°1

48. VANZEVEREN C, D'HOORE W, BERCY P, LELOUP G.
Peut-on considérer la prothèse amovible comme une restauration prothétique fiable ?
Strat Proth. 2002 ; 2 : 7-12

49. WALTMANN E, TADDEI C, ISKANDAR S.
Intégration esthétique de la prothèse partielle amovible à châssis métallique.
Strat Proth. 2002 ; 2(1) : 53-76

50. WILLIAMS RJ, BIBB R, EGGBEER COLLIS J.
Use of Cad/Cam technology to fabricate a removable partial denture framework.
J Prosth Dent. 2006 ; 96 : 96-99

51. WINDER J, BIBB R.
Medical Rapid Prototyping Technologies : state of art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery.
J Oral Maxillofac Surg. 2005 ; 63 : 1006-1015

52. WITKOWSKI S, LANGE R.
Applications de la stéréolithographie dans la technique dentaire.
Rev Mens Suisse Odontostomatol. 2003 ; 113(8) : 879-885

53. WU G, LANGRANA N, SANDANJI R, DANFORTH S.
Solid freeform fabrication of metal components using fused deposition of metals.
J Prosth Dent. 2002 ; 23 : 97-105

54. ZEBOULON S.
Les modèles SLA.
Strat Proth. 2010 ; 10(5) : 363-368

ADRESSES INTERNET :

55. NUNES S.
Guide de la CFAO. Edité par CNIFDP et UNPPD 2009
Mise à jour le 1er juin 2011. http://www.cnifpd.fr

56. http://www.phenix-systems.com/fr/psx-pxm-dental *(May 25, 2013)*

57. http://fr.wikipedia.org/wiki/frittage *(accessed May 25, 2013)*

58. http://www.eos.info/systems.solution *(accessed May 25, 2013)*

NOM : LACROIX **PRENOM :** CYRIELLE **THESE** : n° 2013-TOU3-3042

TITRE : Réalités actuelles et développement de la fabrication des prothèses partielles amovibles coulées par frittage laser

---

RESUME EN FRANÇAIS :

La prothèse partielle amovible coulée constitue toujours une thérapeutique d'actualité, dans la prise en charge des patients édentés partiels.
L'avènement de la CFAO représente une avancée remarquable dans la conception et la réalisation de prothèses fixes ou amovibles. En particuliers, avec l'apparition de la fabrication additive directe par frittage laser qui rend possible la fabrication de pièces métalliques à usage final et non plus à usage de prototype ou de modèle.

TITRE EN ANGLAIS : Current realities and development of the manufacture of removable partial dentures cast by laser sintering

---

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : CHIRURGIE DENTAIRE

MOTS CLES : CFAO, PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE COULEE, FRITTAGE LASER

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
3, Chemin des Maraîchers
31062 Toulouse Cedex 09

DIRECTEUR DE THESE : Monsieur Jean CHAMPION