

UNIVERSITE PAUL SABATIER- TOULOUSE III
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année : 2012

Thèse n° 2012-TOU3-3071

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

MARCHAT CLOTILDE

Le 20 Décembre 2012

**DONNÉES ACTUELLES ET PERSPECTIVES DE LA
CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTÉES PAR
ORDINATEUR EN PROTHÈSE PARTIELLE
AMOVIBLE**

Directeur de thèse : Monsieur Jean CHAMPION

JURY

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur

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





FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

← DIRECTION

DOYEN

Mr SIXOU Michel

ASSESEURS DU DOYEN

• ENSEIGNANTS :

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

• PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme GRIMAUD 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 :

Professeur d'Université :
Maîtres de Conférences :
Assistants :
Chargé d'Enseignement :

Mr VAYSSE

Mme BAILLEUL-FORESTIER
Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mr VAYSSE
Mr DOMINÉ, Mme GÖTTLE
Mme BACQUÉ, Mme PRINCE-AGBODJAN, Mr TOULOUSE

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Maîtres de Conférences :
Assistants :
Chargés d'Enseignement :

Mr BARON

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,
Mme ELICEGUI, Mme OBACH-DEJEAN, Mr PUJOL
Mr GARNAULT, Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

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

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :
Maître de Conférences :
Assistant :
Chargés d'Enseignement :

Mr HAMEL

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU
Mr HAMEL
Mr MONSARRAT
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 POGÉANT,
 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 JONNIOT, Mr NASR
 Assistants : Mr AHMED, Mr CANIVET, Mr DELANNÉE
 Chargés d'Enseignement : Mme BAYLE-DELANNÉE, Mme MAGNE, Mr MOUNET, Mr TREIL, Mr VERGÉ

Je dédie cette thèse,

A mes parents et mon frère,
Ma famille,
Aux membres du cabinet de Pamiers,
Et mes amis.

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

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider notre jury. Qu'il nous soit permis d'exprimer toute notre gratitude pour votre disponibilité et vos conseils pour nous guider dans notre thèse. Nous espérons que ce travail est à la hauteur de la confiance que vous nous avez accordée et vous présentons nos plus sincères remerciements.

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.

Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir bien voulu vous intéresser à notre travail et de nous avoir apporter toute votre expertise. Nous tenons à vous remercier pour l'aide précieuse que vous nous avez prodiguée pour l'élaboration de ce travail. Veuillez trouver ici l'expression de notre profonde 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

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant de participer à notre jury. Nous vous prions de trouver ici l'assurance de nos sentiments respectueux et de notre sincère considération.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	p.15
CHAPITRE I : LA PROTHÈSE PARTIELLE AMOVIBLE TRADITIONNELLE	p.16
I.1 La prothèse dentaire	p.16
I.1.1 Définition	p.16
I.1.2 Historique	p.16
I.1.3 La prothèse partielle amovible	p.17
I.2 Les classifications d'édentements	p.18
I.2.1 Classification de KENNEDY	p.19
I.2.2 Classification de KENNEDY-APPELGATE	p.20
I.2.3 Indice d'EICHNER	p.20
I.2.4 Classification par analyse des paramètres occlusaux de J. CHAMPION	p.21
I.3 Éléments constitutifs d'une prothèse partielle amovible	p.23
I.3.1 Armatures	p.23
Au maxillaire	p.23
À la mandibule	p.24
I.3.2 Selles	p.25
I.3.3 Barres cingulo-coronaires	p.25
I.3.4 Les Taquets occlusaux	p.26
I.3.5 Les moyens d'ancrage	p.27
Crochets d'usage courant	p.27
Attachements préfabriqués	p.30
I.3.6 Les connexions	p.31
I.4 Conditions d'équilibre d'une prothèse partielle amovible et incidence sur sa conception	p.31
I.4.1 Condition d'équilibre tissulaire et incidence sur la conception de l'armature métallique	p.31

Conditions d'équilibre tissulaire	
Incidence sur la conception de l'armature métallique	
I.4.2 Conditions d'équilibre biomécanique prothétique et incidence sur la conception de l'armature métallique	p.31
Conditions d'équilibre prothétique	p.32
Incidence sur sa conception	p.34
I.4.3 Détermination du concept occlusal	p.39
Définitions de quelques notions d'occlusodontie	p.39
Les mouvements mandibulaires	p.40
Caractéristiques des différents concepts occlusaux	p.41
Choix du concept occlusal cinématique en fonction de la classe d'édentement	p.42
I.5 Étapes clinique de réalisation d'une prothèse partielle amovible coulée	p.42
I.5.1 Démarche clinique	p.43
Examen clinique des structures d'appuis	p.44
Examen clinique de l'occlusion	p.45
I.5.2 Traitement pré-prothétique :	p.47
Détermination de l'axe d'insertion de la prothèse partielle amovible	p.47
Préparations coronaires spécifiques à la prothèse partielle amovible	p.50
Parodonte et fibro-muqueuse	p.51
I.5.3 Techniques de prise d'empreinte	p.53
Empreinte pour les modèles d'étude	p.53
Empreinte anatomo-fonctionnelle	p.54
I.5.4 Enregistrement des rapports inter- arcades (RIA)	p.55
I.6 Étapes de laboratoire pour la réalisation d'une prothèse partielle amovible coulée	p.57
1.6.1 Porte empreinte individuel (PEI)	p.57
Porte empreinte individuel complètement espacé	p.57
Porte empreinte sélectivement espacé	p.58
1.6.2 Traitement empreinte	p.58

Coffrage	p.58
Taille du modèle	p.59
Double base engrenée	p.59
1.6.3 Maquettes d'occlusion	p.60
Réalisation des maquettes	p.60
Caractéristiques	p.60
1.6.4 Réalisation des armatures métalliques	p.61
Tracé de l'infrastructure de la prothèse partielle amovible métallique	p.61
Préparation des modèles avant duplication	p.61
Duplicata réfractaire	p.62
Préparation et coulée du revêtement compensateur	p.63
Réalisation de la maquette de l'armature métallique	p.63
Mise en place tiges de coulée	p.64
Coulée du cylindre en revêtement compensateur	p.64
Élimination des cires et résines et système de fusion de l'alliage	p.65
Coulée de l'alliage	p.65
Finition de l'armature métallique	p.66
Décontamination avant retour au cabinet dentaire	p.67
1.6.5 Choix et montage des dents prothétiques	p.67
Nature des matériaux	p.67
Choix de la teinte -forme- dimension	p.68
Montage des dents prothétiques	p.68
1.6.6 Polymérisation base- résine	p.69
1.6.7 Finitions	p.69

II.1 Définition	p.71
II.2 Domaines d'application	p.71
II.3 Principe général de la CFAO	p.71
II.3.1 L'importance de l'informatique	p.71
II.3.2 Matériel nécessaire à la CFAO	p.72
II.3.3 Les étapes de la CAO à la machine- outil	p.74
Modélisation 3D	p.74
Elaboration des parcours –outils	p.74
Génération du programme commande numérique (CN)	p.75
Simulation d'usinage	p.75
Transfert vers la machine outil à commande numérique	p.75
II.4 CFAO dans l'art dentaire	p.76
II.4.1 Historique	p.76
II .4.2 Principe général de la CFAO	p.79
Séquence de la chaîne numérique	p.80
Numérisation	p.80
Appareils d'empreinte numérique au cabinet	p.83
Conception assistée par ordinateur	p.85
Fabrication assistée par ordinateur	p.87
 CHAPITRE III : DONNÉES ACTUELLES DE LA CFAO EN PPAC	 p.91
 III.1 Scannage	 p.92
III.2 CAO	p.93
III.3 FAO	p.94
III.3.1 Les techniques soustractives (usinage)	p.95

Technique par usinage de blocs de titane	p.96
Usinage de châssis en matériaux calcinables (cire ou résine)	p.96
III.3.2 Les techniques par addition	p.97
Fabrication de modèles calcinables	p.97
Le frittage de poudre ou micro fusion de poudre métalliques	p.103
CHAPITRE IV : PERSPECTIVES DE LA CFAO EN PPAC	p.105
CONCLUSION	p.109
BIBLIOGRAPHIE	p.110

INTRODUCTION

La prothèse partielle amovible (PPA) constitue encore actuellement une alternative incontournable aux thérapeutiques de l'édentation par prothèse fixée sur dents naturelles ou sur implants. Ceci s'explique tout d'abord par l'allongement de l'espérance de vie et le vieillissement de la population. En France, le nombre moyen de dents absentes dans la tranche d'âge 65-74 ans était de 16,9 dents en 1995 (OMS). Le pourcentage de personnes

édentées augmente actuellement de manière quasi exponentielle. Une enquête de la CPAM en 2005 souligne que, 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 de soins prothétiques passe à 77 % si l'on intègre les appareils existants inadaptés. De plus, les pays industrialisés sont de plus en plus touchés par une paupérisation de la population qui interdit à un grand nombre de patients l'accès aux réhabilitations implanto-portées. En France, des travaux du CREDES en 2002 ont souligné que l'accès aux soins dentaires était insuffisant chez les personnes précaires : les 45-54 ans en situation de précarité déclaraient en moyenne sept dents non remplacées de plus que la population générale, et la proportion de personnes déclarant ne pas avoir de prothèses était quatre fois supérieure à la population générale. Cet engouement pour l'amovibilité se vérifie quelles que soient les indicateurs observés. La prothèse partielle amovible est donc un traitement d'actualité. « La prothèse partielle amovible à infrastructure métallique est plus que jamais une discipline d'avenir ». Judicieusement conçue et réalisée, elle permet de résoudre de nombreux cas considérés comme complexes. Son approche peut se faire de manière « classique », « traditionnelle », conventionnelle. Cet aspect fera l'objet de notre première partie. Elle peut aussi se faire par le biais d'une méthode très actuelle et novatrice : la conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO). Ce concept sera défini dans notre deuxième partie. Son application en odontologie sera évoquée dans la troisième partie et enfin, ses perspectives et limites feront l'objet de la quatrième et dernière partie.

CHAPITRE I : LA PROTHÈSE PARTIELLE AMOVIBLE TRADITIONNELLE :

I.1 La prothèse dentaire : (33) (34) (35)

I.1.1 Définition :

L'Académie de prothèse en 1994 définit la prothèse dentaire dans la sixième édition de son glossaire des termes de prothèse comme « le domaine de la dentisterie consistant en la restauration et en la préservation de la fonction orale, du confort, de l'apparence et de la santé

du patient par la restauration des dents naturelles ou le remplacement des dents absentes, ainsi que des tissus périphériques et maxillo-faciaux, par des éléments artificiels ».

Sous ce même terme, différents types de prothèses sont à distinguer : la prothèse conjointe (PC), la prothèse partielle amovible (PPA) qui va remplacer un édentement en s'appuyant sur les dents restantes, la prothèse adjointe complète (PAC), équivalent à un dentier et la prothèse maxillo-faciale (PMF) qui remplace une perte de substance cutanée ou buccale.

I.1.2 Historique (34)

Contrairement à ce que l'on pourrait penser, la prothèse amovible n'est pas apparue récemment. Elle est utilisée depuis de nombreux siècles pour compenser la perte des dents. Bien évidemment sa conception et sa fabrication, ainsi que son rendu fonctionnel et esthétique ont évolué avec les progrès de la science, des techniques et des matériaux.

Des dents artificielles ont été trouvées sur des momies égyptiennes. On ne peut cependant affirmer que l'Égypte pharaonique connaissait la prothèse dentaire comme réhabilitation fonctionnelle. Elle consistait à redonner son « intégrité » à une arcade dentaire incomplète, en utilisant des morceaux de bois taillés, lors des embaumements. Plus tard l'Égypte connaîtra la prothèse grâce aux échanges commerciaux qu'elle entretient avec les Étrusques.

Les Phéniciens vers 1000 av. J.-C et les Étrusques vers les années 700 av. J.-C réalisaient des prothèses pour restaurer des édentements en utilisant des dents humaines et animales maintenues en place grâce à des ligatures en bande d'or. Deux types d'appareillages ont été trouvés dans leur sépulture : des mainteneurs d'espace et des prothèses de remplacement.

Les Romains vers 450 av. J.-C améliorèrent la conception des prothèses. Du point de vue médical, la civilisation romaine fut essentiellement marquée par les connaissances d'origine égyptienne, étrusque et grecque.

Ces techniques passèrent dans l'oubli au Moyen Age jusqu'au XVI ème siècle où elles réapparurent en Europe. Quelques noms sont à retenir dans l'histoire moderne de l'odontologie.

En 1728, FAUCHARD P. réalisa un système destiné à maintenir en place des dents préparées en les fixant grâce à une bande en or. Il fait paraître le « chirurgien dentiste » ou « le traité des dents ». Il s'illustra comme chirurgien, clinicien et prothésiste.

En 1807, MAGGIOLO est le premier prothésiste de son temps à substituer les ligatures par des crochets soudés destinés à maintenir en bouche les pièces de prothèses. Dès lors, les patients peuvent enlever et mettre à volonté leur appareil.

BONWILL W.G.A établit en 1889 les principes des restaurations occlusales.

En 1924, STRYKER G.W. conçut une prothèse complète en « dentite », une résine à base de phénolformaldéhyde.

Un an plus tard, POLLER A. dépose un brevet du premier matériau à empreinte à base d'agar- agar (Dentocoll ®).

DURET F. en 1971 fut le premier à développer une machine- outil dentaire utilisant la conception et la fabrication assistée par ordinateur, comme support.

I.1.3 Prothèse partielle amovible: (2) (8) (58) (107)

Selon l'Organisation mondiale de la Santé, en France pour l'année 1995, le nombre moyen de dents absentes pour la population entre 65 et 74 ans était de 16,9 dents. La prothèse partielle amovible est donc « plus que jamais une discipline pour l'avenir même si son approche est moins prestigieuse que celle de la prothèse fixée sur implant ». **(58)**

Ces prothèses trouvent leurs indications dans les cas où, pour des raisons médicales, biologiques, topographiques ou économiques, les solutions prothétiques fixes ou implantoportées ne peuvent être envisagées. Elles doivent répondre à un objectif double: remplacer les dents manquantes mais également conserver les dents restantes.

On distingue quatre grands types de réalisation des prothèses : immédiates, provisoires, transitoires et d'usages. Leurs principales différences résident dans le délai de pose, dans leur « durée de vie », dans le(s) rôle(s) qu'elle(s) accomplit(ssent) (attente de cicatrisation,

esthétique, fonctionnel) et dans leur constitution. Les trois premières sont exclusivement réalisées en résine, leur appui est ostéo-muqueux, tandis que les prothèses d'usage possèdent une armature métallique et ont un appui ostéo-muqueux mais aussi parodontal. Seules les prothèses d'usages seront évoquées tout au long de cette thèse.

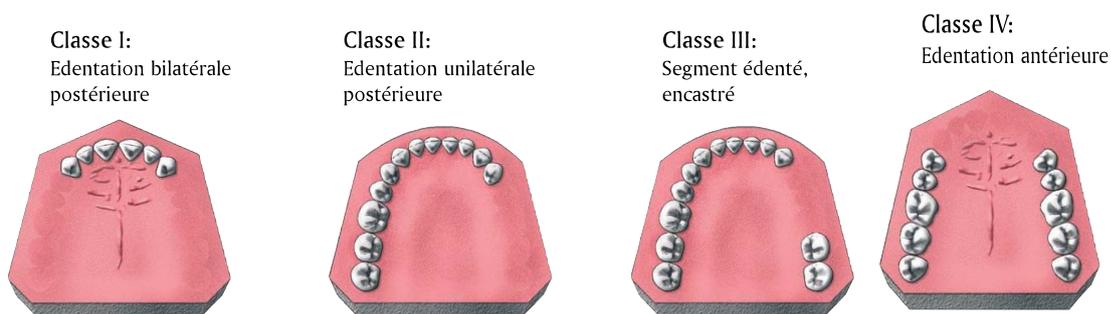
I.2 Les classifications d'édentements: (13) (57) (58)

La grande diversité clinique des édentements est à l'origine de la création des classifications. Une classification doit répondre à certains impératifs :

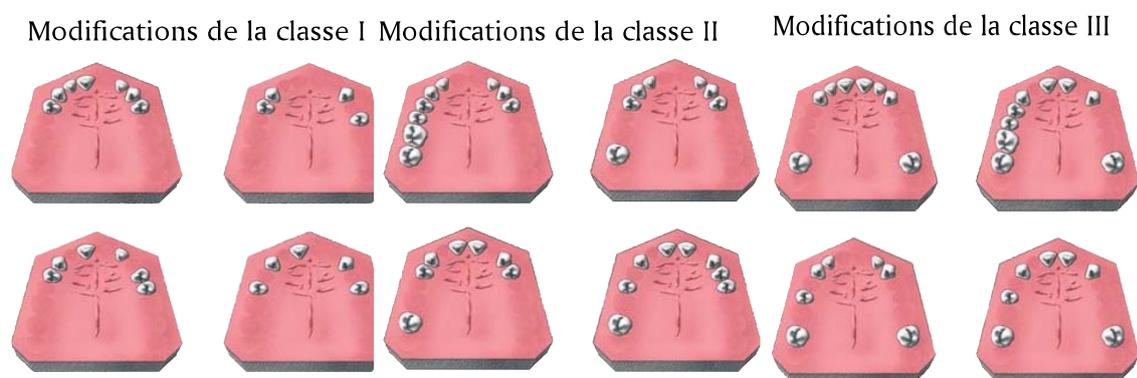
- simplicité : elle doit être facile de compréhension ;
- normalisation : elle doit être acceptée par le maximum de praticiens de manière à déboucher sur un guide diagnostique et thérapeutique ;
- visualisation : elle doit permettre une visualisation immédiate du cas considéré et ce, sur chaque arcade ;
- standardisation : elle doit permettre les tracés des bases prothétiques et des moyens de rétention ;
- édentement postérieur : c'est lui qui prime pour définir la classe ;
- traitement exodontique : la classification d'un cas à traité ne doit s'effectuer qu'après les traitements chirurgicaux (avulsions) ou prothétiques fixes lorsqu'ils sont nécessaires.

I.2.1 Classification de KENNEDY (57) (58)

C'est le docteur Edward KENNEDY qui la proposa à New York en 1925. Il s'agit de la méthode la plus largement utilisée. Elle est relativement simple et s'applique facilement à tous les édentements partiels sur une arcade. Elle ne tient compte que des édentements. C'est une classification en vue occlusale, topographique et individuelle pour chaque arcade. Elle se divise en quatre classes majeures en privilégiant les édentements postérieurs.



KENNEDY compléta sa propre classification en ajoutant des subdivisions aux classes principales pour tout édentement (plus antérieur) supplémentaire. Il se réfère à une zone additionnelle édentée et non au nombre de dents manquantes. Les classes de KENNEDY s'inscrivent en lettres romaines et les modifications en chiffres arabes. Il n'y a évidemment pas de modification possible de la classe IV.



I.2.2 Classification de KENNEDY – APPELGATE (57) (58)

Certaines incertitudes lors de l'application de la classification de KENNEDY ont conduit à une révision de celle-ci. Le docteur APPELGATE la compléta en 1954, elle devint ainsi la Classification de KENNEDY-APPELGATE.

Classe I : édentement postérieur bilatéral

Classe II : édentement postérieur unilatéral

Classe III : édentement encastré bilatéral limité par des dents incapables d'assurer tout le support.

Classe IV : édentement intercalé antérieur

Classe V : édentement intercalé unilatéral limité antérieurement par une dent qui ne peut pas servir de support.

Classe VI : édentement intercalé unilatéral limité par des dents pouvant supporter à elles seules la prothèse.

I.2.3 Indices d'EICHNER

Pour répondre à la grande variabilité de cas dans une même classe, EICHNER proposa d'évaluer la perte de calages postérieurs par un indice. La perte de ces calages entraîne des altérations de la dimension verticale d'occlusion. Il définit quatre zones contacts : les zones molaires droite et gauche et les zones prémolaires droite et gauche.

Groupe A1 : il s'agit du groupe de référence, des contacts occlusaux existent dans les quatre zones contacts. Il n'y a normalement pas perte de dimension verticale (sauf cas de bruxisme).

Groupe A2 : les contacts occlusaux persistent dans les quatre zones contacts, les édentements sont limités à la perte d'une ou plusieurs dents dans le secteur antérieur.

Groupe A3 : les contacts occlusaux dans les quatre zones contacts sont conservés, mais l'édentement concerne une des zones contacts. Cela n'entraîne pas de perte de calage postérieur et la dimension verticale est conservée.

Groupe B1 : une des zones contacts n'a plus d'antagoniste ce qui peut entraîner une légère perte de la dimension verticale d'occlusion. Cependant le maintien de la zone contact adjacente permet de limiter la perte de cette dimension verticale d'occlusion.

Groupe B2 : deux zones contacts n'ont pas d'antagonistes. La dimension verticale s'en trouve légèrement perturbée.

Groupe B3 : trois groupes contacts n'ont plus d'antagonistes. Selon l'ancienneté de l'édentement, l'effondrement de la dimension verticale est plus ou moins important.

Groupe B4 : aucune des zones contact n'a d'antagoniste, l'effondrement de la dimension verticale est important. Des dents dans le secteur antérieur peuvent persister.

Groupe C1 : des dents sont présentes sur les deux arcades sans qu'il y ait de contacts occlusaux.

Groupe C2 : seule une des deux arcades est encore dentée.

Groupe C3 : il s'agit d'une bouche totalement édentée

I.2.4 Classification par analyse des paramètres occlusaux, de J.CHAMPION (13)

Il s'agit d'une classification des pathologies occlusales conséquentes à la perte des dents, proposée par J. CHAMPION. Elle est complémentaire de celle de KENNEDY-APPELGATE qui ne concerne que le type d'édentement sans se préoccuper de leurs conséquences sur le plan d'occlusion. La non compensation des contacts occlusaux et proximaux entraîne, à plus ou moins long terme, des phénomènes de migrations dentaires (égressions pour les dents antagonistes, versions pour les dents adjacentes à l'édentement). Selon le type et l'ancienneté des édentements, le plan d'occlusion et la dimension verticale (DV) peuvent être modifiés, entraînant des troubles fonctionnels esthétiques voire psychologiques.

Trois types de pathologies occlusales sont à distinguer: type 1 ou mineures ; type 2 ou intermédiaires et type 3 ou majeures.

Pathologie de type I ou mineure :



12 Pathologie de type 1 : sur ce modèle en plâtre, l'espace prothétiquement utilisable du patient est très réduit entre 32/33 et la crête maxillaire. Il existe un calage postérieur au niveau molaire.

Le plan d'occlusion est légèrement modifié mais il n'y a pas de variation de la dimension verticale d'occlusion (DVO) car les calages postérieurs sont toujours partiellement présents. L'occlusion reste fonctionnelle et rectifiable par des thérapeutiques simples et rapides afin de récupérer des courbes fonctionnelles correctes (SPEE et WILSON).

Pathologies de type II ou intermédiaires :

La différence avec les pathologies de type 1 réside essentiellement dans le nombre plus important et l'ancienneté des pertes dentaires.

L'apparition de courbes de compensation et la modification de la DVO peuvent être à l'origine d'interférences et de prématurités perturbant la dynamique masticatrice. Différents niveaux de « gravité » existent et se répartissent selon deux subdivisions.

Subdivision 1 : altération des courbes sans atteinte de la dimension verticale (ou très discrète ne nécessitant pas la réévaluation) ;

Subdivision 2 : altération des courbes et de la dimension verticale.

Pathologies de types III ou majeures :



5 Chez ce patient édenté depuis très longtemps, il y a une perte de la dimension verticale : les incisives mandibulaires sont en contact avec la crête incisive édentée au maxillaire. La muqueuse gingivale est également très enflammée.

Cela représente des cas cliniques « difficiles », « complexes ». L'altération des plans d'occlusions et des courbes fonctionnelles est importante. La perte de DVO est évidente et a des répercussions sur la morphologie faciale (diminution des étages moyen et inférieur de la face, éversion des lèvres en occlusion, marquage plus important des plis cutanés, commissures labiales tombantes, perlèche).

I.3 Éléments constitutifs d'une PPA : (2) (4) (8) (9) (10) (33) (52) (55) (57)

« Le châssis métallique d'une prothèse partielle amovible est constitué d'une armature à laquelle sont reliés différents composants : selles, barres cingulaires et coronaires, crochets ou attachements de précision, taquets occlusaux et bras ou potences de connexion » (57)

I.3.1. Les armatures : (9) (57)

L'armature métallique est la structure de base de la prothèse partielle amovible. Elle se doit de respecter certains critères essentiels tel que la rigidité, la résistance mécanique et le respect des tissus environnants tout en respectant bien entendu le confort du patient.

Les armatures maxillaires :

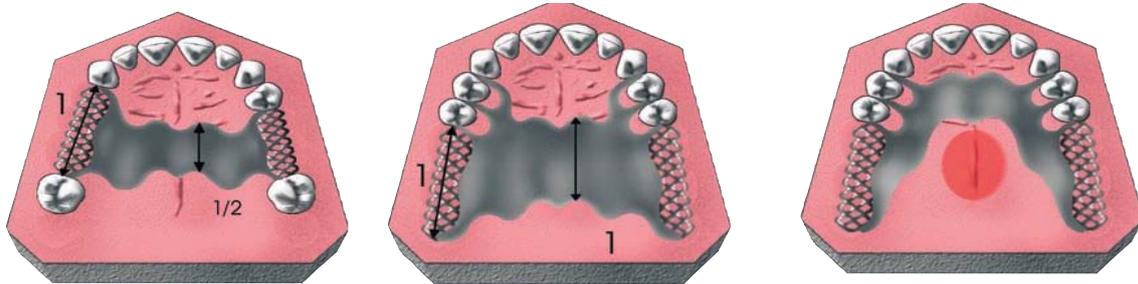
Différents types d'armatures existent selon la configuration de l'édentement et de l'anatomie buccale.

La **plaque palatine simple**, utilisée lors d'un édentement encadrée de Classe III et IV (Classification de KENNEDY).

La **plaque palatine large ou pleine**, d'une étendue relativement importante est indiquée lors d'un édentement terminal postérieur uni (Classe II) ou bilatéral (Classe I).

La **plaque à recouvrement complet** est recommandée lors des édentements très étendus.

La **plaque en U** est choisie pour tous types d'édentements partiels lors de la présence d'un torus palatin.



plaque simple

plaque large

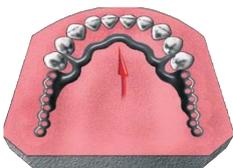
plaque en U

Il existe aussi la **plaque étroite** et la **plaque palatine dite en entretoise** simple ou double, correspondant à des expressions cliniques moins actuelles.

Les armatures mandibulaires :

Leur épaisseur doit être plus importante qu'au niveau maxillaire et leur section a la forme d'une poire afin d'augmenter la rigidité de la future restauration prothétique.

La barre linguale ou connexion principale est utilisable pour tous les types d'édentements, elle n'est normalement pas au contact direct de la muqueuse.



Le **bandeau lingual** est utilisé pour donner de la stabilité aux dents présentes sur l'arcade.

L'**entretoise cingulaire** (ou **bandeau cingulaire**) est utilisée lors de la présence d'éléments anatomiques tels qu'un frein lingual ou un torus lingual. Elle est contre-indiquée lors d'une mobilité dentaire importante.

I.3.2 Les selles : (9) (57)

« Les selles représentent, sous la même dénomination, deux éléments du châssis : d'une part les parties métalliques sur lesquelles viennent s'accrocher la fausse gencive et les dents artificielles et d'autre part la partie de la prothèse amovible en regard des crêtes. »

Elles peuvent être entièrement métalliques ou bien mixtes (partiellement constituées de résine acrylique directement en contact avec la muqueuse).

Elles assurent en partie l'équilibre prothétique en s'appuyant sur les crêtes édentées. Elles peuvent également avoir un rôle de transmission des forces masticatoires à la fibro-muqueuse.

I.3.3 Barres cingulo – coronaires (9) (57)

Les barres cingulo-coronaires sont des éléments métalliques coulés dans l'armature de la prothèse partielle amovible prenant appui sur le cingulum des dents antérieures (barre cingulaire) et sur le tiers occlusal des faces palatines ou linguales des dents pluricuspidées.

Elles participent au guidage, à la stabilisation, à la réciprocité d'action du bras rétentif de certains crochets, à la sustentation (par le biais de la barre cingulaire) et à la rétention en s'opposant au décollement des selles restaurant les édentements postérieurs en extension.

Elles augmentent la rigidité du châssis. Elles contribuent à exploiter la proprioception des dents restantes en s'appuyant sur elles.

I.3.4 Les taquets occlusaux (57)

« Ce sont des extensions métalliques prenant appui sur les faces occlusales des dents naturelles ou prothétiques fixées, généralement aux dépens des crêtes proximales et, lorsque c'est possible, en regard de la cuspide d'appui antagoniste » (57)

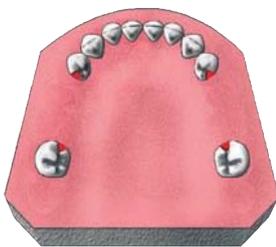
Les appuis occlusaux ont quatre fonctions essentielles :

- distribuer sur les dents supports une partie ou la totalité des forces masticatoires exercées lors de la fonction selon l'axe longitudinal, afin d'éviter les effets scoliodontiques néfastes pour les dents supports de prothèse ;
- transmettre ces forces selon un axe le plus proche possible du grand axe de la dent ;
- empêcher tout enfoncement de la prothèse afin de maintenir les relations occlusales avec l'arcade antagoniste ; ils assurent la sustentation de la prothèse ;
- assurer la pérennité des rapports entre les éléments prothétiques et les dents supports ;

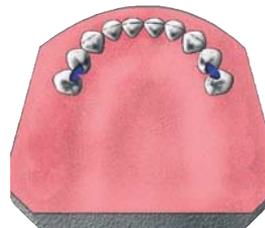
Ils peuvent être directs ou indirects.

Les **appuis directs** sont situés directement à côté des espaces édentés. Ils sont utilisés pour transmettre les forces masticatrices aux dents supports. Ils sont indiqués pour les édentements encastrés (classe III et IV).

Les **appuis indirects** sont opposés à l'édentement. Ils sont utilisés pour neutraliser les mouvements de rotation de la prothèse. Ils sont indiqués dans les cas de classe I et II.



appuis directs



appuis indirects

I.3.5 Les moyens d'ancrage : (57)

Les moyens d'ancrage sont les artifices s'opposant aux forces de désinsertion agissant sur la prothèse partielle amovible. Ils permettent donc sa rétention lors de l'utilisation et donnent aussi la possibilité d'une désinsertion volontaire aisée pour le patient.

Si le support d'ancrage est une dent naturelle, nous utilisons généralement des crochets coulés métalliques. Ces crochets sont intégrés à l'armature métallique et peuvent être

façonnés avec du fil en alliage précieux ou en acier. Si le support d'ancrage est une prothèse fixée, ces mêmes crochets peuvent être employés, mais on peut aussi utiliser des attachements préfabriqués. Ces attachements servent également d'ancrage sur implant.

Les crochets d'usage courant (4)

« Ce sont des dispositifs mécaniques qui entourent les dents supports sur plus de 180° et assurent la rétention par une extrémité située dans la zone coronaire en retrait »

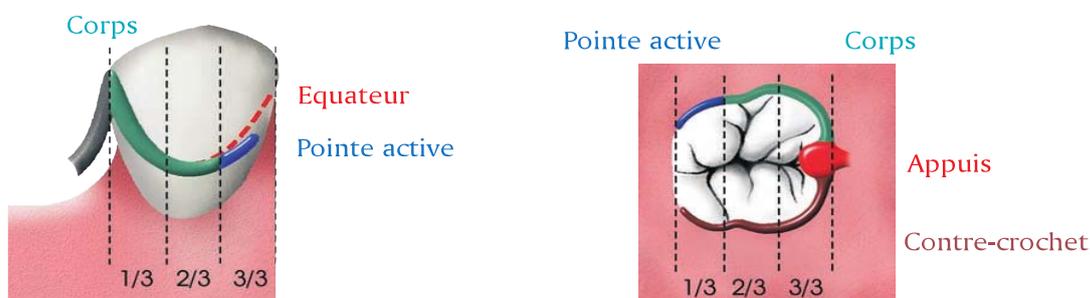
Toute dent support de crochet possède deux zones qui sont séparées par la ligne de plus grand contour (ou équateur). Nous trouvons une zone de dépouille, au dessus de la ligne de plus grand contour, et une zone de contre-dépouille en dessous de cette ligne.

Les crochets s'opposent aux forces de désinsertion grâce à l'appui pris aux zones de contre-dépouilles des dents supports. Ils doivent présenter une passivité lorsque la prothèse est en place.

Le bras rétentif, flexible, vient au contact de la zone de contre-dépouille de la dent pour assurer la rétention de la prothèse partielle amovible.

Le bras de calage ou de réciprocité, rigide, au contraire est uniquement en contact de la zone de dépouille sur la couronne de la dent support. Il assure la stabilisation et aide aussi à la sustentation.

La pointe active, fine et flexible, représente la fonction de rétention. Le corps du crochet, plus épais et moins flexible, assure une fonction de stabilisation de la prothèse.



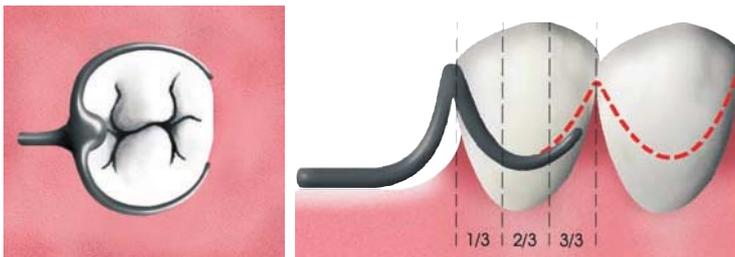
Il existe de multiples variétés de crochets possibles que l'on peut classer selon que leur abord est coronaire (circonférentiel) ou cervical (vertical).

- **Les crochets circonférentiels :**

Ce sont les crochets reliés directement par la potence à la selle de l'armature métallique.

On trouve parmi eux :

- Le **crochet de ACKERS**, composé de deux bras et d'un appui (ou taquet occlusal). Le taquet occlusal et la potence se situent du côté de l'édentement. Il est indiqué pour les molaires, prémolaires et parfois pour les canines pour les classes III de KENNEDY.



- Le **crochet double (BONWILL)** peut être comparé à une combinaison de deux crochets de ACKERS dos à dos, ayant la particularité de promouvoir une rétention antérieure et une autre postérieure. Il est indiqué dans les classes IV, les classes III et les classes II du côté denté où il assure avec efficacité le guidage, la stabilisation et la rétention.



- Le **crochet anneau** comporte un seul bras qui entoure la totalité de la couronne. L'indication majeure pour ce crochet est une molaire isolée en mésioversion.

- Le *crochet de NEY n°1* a la particularité de posséder une rétention vestibulaire et une seconde linguale ou palatine.
- Les *Crochet NALLY-MARTINET* comprennent un seul bras, un taquet en situation mésiale sur la dent support et une potence en situation mésiale elle aussi. Ils sont utilisés sur les prémolaires et les canines dans les édentements postérieur en extension, classe I de KENNEDY.

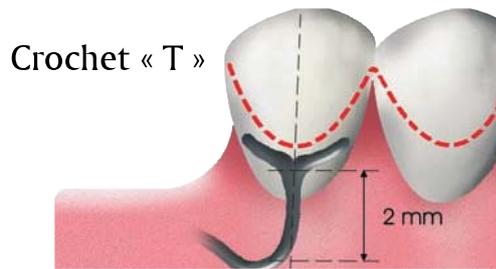


- Le *crochet équipoise* est le plus discret des crochets circonférentiels. Il est donc utilisé pour les canines et prémolaires. Indiqué pour les classes III et IV de KENNEDY, ce crochet a besoin d'une rétention distale suffisante. Il ne peut être indiqué pour une extrémité libre.

- **Les crochets à abord cervical:**

Ce sont des crochets à barre. ROACH a idéalisé cinq formes basiques en leur donnant des noms correspondant à leur forme : T, U, L, I, C.

Le *crochet en T de ROACH* se compose de deux chefs indépendants (vestibulaire et lingual). Il est choisi pour prendre appui sur les prémolaires lors d'un édentement de classe III de KENNEDY. Il peut être utilisé pour les édentements postérieurs en extension.



Il existe aussi des crochets en résine de type « acétal », matériau synthétique et injectable. Il s'agit de crochets « esthétiques ».

Attachements préfabriqués (57)

« Les attaches ou attachements de précision sont des dispositifs mécaniques usinés, de conception plus ou moins complexe qui unissent prothèse amovible et support dentaire ou implantaire »

Il existe diverses classifications selon le degré et l'angle de la mobilité permis, ou bien selon la situation de l'attachement sur le support.

Ces attachements peuvent être de type corono-périphériques (intracoronaire, extracoronaire), axiaux (supra-radicaux, intra-radicaux) ou enfin des barres de connexion.

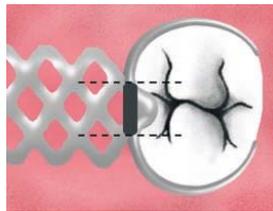
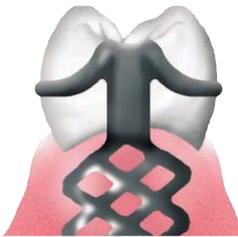
I.3.6 Les connexions (57)

Ce sont des bras métalliques reliant l'armature métallique principale aux autres parties métalliques de la prothèse partielle amovible.

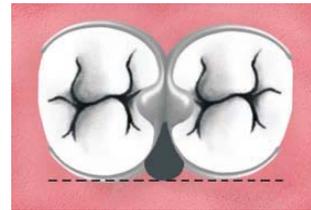
Leur section horizontale triangulaire assure un contact dentaire proximal. En forme de barre verticale, de largeur variable, elle permet la jonction proximale de la selle avec le bras de crochet, ou avec la barre cingulaire ou avec la barre coronaire.

Les potences permettent d'augmenter la résistance mécanique de l'ensemble de l'armature métallique. Elles distribuent les forces masticatrices exercées sur la prothèse à l'ensemble des moyens stabilisateurs et rétentifs. Elles recouvrent le tissu parodontal, sans le comprimer. Elles doivent donc être rigides, épaisses mais, malgré tout, confortables pour le patient.

Exemple de connexion directe :



Exemple de connexion indirecte :



I.4 Conditions d'équilibre d'une prothèse partielle amovible (PPA)

I.4.1 Conditions d'équilibre tissulaire et incidence sur la conception de l'armature métallique (57) (58)

Le traitement prothétique en PPA vise à aboutir à un équilibre tissulaire et prothétique.

Conditions d'équilibre tissulaire :

La PPA repose à la fois sur des structures dentaires et sur des tissus ostéo-muqueux. Ces différentes structures peuvent être favorables ou non à un traitement par PPA. **HOUSSET a défini des indices** qui peuvent être *positifs ou négatifs*. Il est important de comprendre que beaucoup d'indices négatifs peuvent être rendus positifs soit par de la chirurgie pré-prothétique, soit par des modifications de forme des dents naturelles ou encore par l'indication de prothèse fixée. Certains sont dentaires, d'autres ostéo-muqueux.

En ce qui concerne les *indices dentaires*, ils sont communs au maxillaire et à la mandibule. Idéalement, pour la réalisation du crochet, la *ligne guide* vestibulaire des dents restantes doit se situer à l'union du tiers cervical et du tiers moyen de la hauteur coronaire. La ligne guide

linguale doit, elle, se situer à la mi-hauteur de la couronne. Selon la morphologie des dents ou la présence d'éventuelles migrations, des modifications profondes de la position de ces lignes guides peuvent exister, les rendant correctement placées (indice positif) ou non (indice négatif). Il est également important d'évaluer la *hauteur de la couronne* clinique, une hauteur inférieure à 4 mm étant considérée comme un indice négatif.

En ce qui concerne les *indices ostéo-muqueux*, certains sont communs au maxillaire et à la mandibule, d'autres sont spécifiques.

Les indices communs aux deux maxillaires :

- Les *insertions ligamentaires et musculaires* : il s'agit des insertions situées du côté vestibulaire des zones édentées et qui sont essentiellement représentées par les *freins* médians et latéraux des lèvres. Si ceux-ci sont insérés trop près du sommet de la crête, ils représentent un indice négatif. Il est cependant possible, par de la petite chirurgie, de supprimer ces insertions. Au niveau musculaire, c'est essentiellement le buccinateur, au niveau postérieur, sur lequel il est difficile d'intervenir. Lorsque la chirurgie n'est pas possible, une décharge ou un décolletage sont effectués sur le châssis.
- Les *crêtes* : elles interviennent au niveau de leur forme, de la morphologie des versants vestibulaires et buccaux (lingual ou palatin), de leur texture et de leurs mensurations. Concernant la forme : la résorption qui suit la perte des dents ainsi que le traitement prothétique éventuel aboutit à deux formes de crêtes : en *forme de U* (en section), cas principalement trouvé au maxillaire, favorable à la réalisation d'une PPA ou en forme de « *lame de couteau* » ou de *V*, plus fréquente au niveau mandibulaire et qui constitue un indice négatif car la muqueuse se trouve comprimée entre la prothèse et une lame osseuse saillante, ce qui peut engendrer des ulcérations.

La résorption peut aussi provoquer des reliefs particuliers et modifier ainsi la morphologie des versants des crêtes. Cela peut aboutir soit à des *épines osseuses*, soit à des zones de *contre-dépouille*. Dans les deux cas il s'agit d'indices négatifs.

Pour ce qui est de la texture de la crête, on trouve parfois des *crêtes flottantes* (liée à une vitesse de résorption de l'os alvéolaire plus importante que pour la fibro-muqueuse) qui est un indice très négatif pour la sustentation et la stabilisation des prothèses.

Enfin, plus une crête est *haute et large* plus elle est un facteur *positif* (sa hauteur doit être supérieure à 5mm et sa largeur à 8mm). Cependant une crête trop volumineuse est un obstacle au montage des dents prothétique.

- Les **tori** (exostoses se situant au niveau de la table interne) sont des indices *négatifs* qui doivent être éliminés ou évités par la prothèse (décharge).

Les indices propres à la mandibule :

- La **ligne mylo-hyoïdienne** : c'est l'insertion mandibulaire du muscle mylo-hyoïdien sur le relief que constitue la ligne oblique interne. Dans la plupart des cas cette ligne ne doit pas être dépassée par les selles de la prothèse. Plus cette ligne est *basse*, plus la hauteur exploitable de la crête augmente ce qui constitue un indice positif.
- Les **apophyses geni** représentent l'insertion des muscles génio-glosses. Elles sont matérialisées par un relief de quelques millimètres. Si elles sont très marquées, elles empêchent de dimensionner normalement la partie rétro-incisive de la prothèse et peuvent être la cause de fracture de prothèse ou de blessure.
- Le **frein médian de la langue** doit autant que possible être évité (une intervention chirurgicale à ce niveau reste difficile). C'est un point déterminant pour le choix de la connexion principale des châssis mandibulaires.
- Les **éminences piriformes** sont situées à l'aplomb des dents de sagesse mandibulaires. Elles peuvent être *adhérentes* à l'os sous jacent et dans ce cas représenter un indice positif, ou bien *mobilisables* et dans ce cas être un indice négatif. De plus, au niveau morphologique, on trouve souvent en lingual des zones de *contre-dépouille* qui constituent un indice négatif.

Les indices propres au maxillaire :

- Le **raphé médian** constitue la suture entre les lames palatines des deux hémimaxillaires. Cette caractéristique anatomique peut avoir trois formes différents : en forme de V concave, il constitue alors un indice négatif ; en forme de V en relief, c'est là aussi un indice négatif ; ou bien plat et il représente alors un indice positif en permettant d'assurer une sustentation correcte.

- Les ***papilles rétro-incisives*** : il s'agit d'une zone très réflexogène du fait de la présence en profondeur de l'orifice palatin antérieur avec la sortie du plexus nerveux palatin antérieur. C'est donc un indice *négatif*. Il faudra réaliser un décolletage ou une décharge de la prothèse à ce niveau là.
- Les ***zones de SHROEDER*** sont des zones de tissus adipeux (non pathologiques) situées sur le palais dur en regard des premières et deuxième molaires. Ces régions ont un comportement « élastique » et peuvent donc être déformées lors de la prise d'empreinte et provoquer par la suite la désinsertion de la prothèse.
- La ***voûte palatine*** : c'est le palais dur qui est un indice très positif pour la stabilisation et la sustentation (sauf dans le cas de palais plat ou très profond).
- Le ***frein médian***.

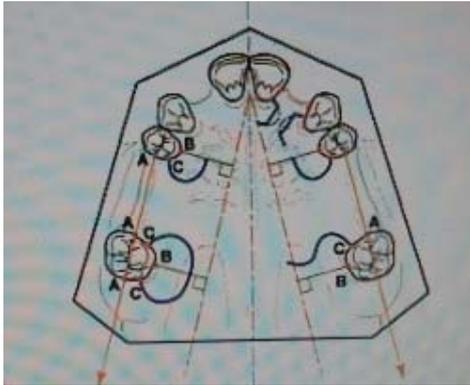
Incidence sur la conception de l'armature métallique

Lors de la conception de l'armature il est indispensable de prendre en compte ces indices. Pour ce faire, le tracé doit respecter le principe de ***décolletage de HOUSSET***. Le décolletage correspond au principe du dégagement systématique des collets d'au moins 5mm sur le collet clinique de la dent bordant la crête.

Trois points sont marqués :

- le point A, à l'intersection avec la ligne faîtière de la crête ;
- le point B, à la partie cervicale la plus proche de l'axe guide ;
- le point C, à mi-distance de ces deux points A et B.

Le tracé débute à ce point C, perpendiculaire à la surface coronaire, pour former, en s'approchant de l'axe guide, une courbe régulière dégageant le collet d'au moins 5 millimètres.



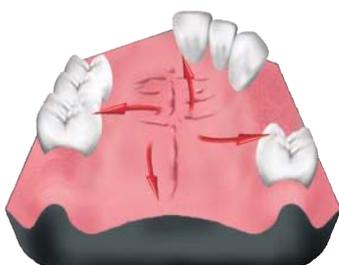
Pour une dent isolée, ce tracé peut être effectué en mésial et en distal pour former une boucle fermée. Au niveau des molaires limitant un édentement, on peut envisager un double décolletage avec une connexion distale ou bien un simple décolletage mésial.

I.4.2 Conditions d'équilibre biomécanique et incidence sur la conception de l'armature métallique (44)

Conditions d'équilibre prothétique

Une PPA en fonction doit respecter les trois principes bio-mécaniques suivants :

- **Stabilisation** : il s'agit de la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le plan horizontal, dus à des contacts occlusaux en plans inclinés.
- **Rétention** : il s'agit de la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le sens cervico- occlusal durant la mastication d'aliments collants.
- **Sustentation** : il s'agit de la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le sens occluso-cervical lors de la mastication d'aliments durs.



stabilisation



rétention



sustentation

Du fait même de ses caractéristiques, une prothèse partielle amovible ne peut jamais être assurée de « l'immobilité » de la prothèse fixée. Toutes sortes de déplacements sont possibles par rapport aux dents restantes et à la surface d'appui ostéo-muqueuse, principalement la rotation et la translation.

Ces mouvements théoriques ont été décrits par **TABET** dans les trois plans de l'espace. Il s'agit de la rotation et de la translation.

La **rotation** est le mouvement d'un corps autour de l'un de ses propres axes.

La **translation** correspond au mouvement de glissement de toutes les parties d'un corps simultanément.

Les mouvements prothétiques les plus nocifs restent les mouvements de rotation autour d'un axe passant par les dents limitant le(s) secteur(s) édenté(s). Plus l'axe de rotation sera oblique, plus le mouvement prothétique pourra être nocif pour les dents restantes et la fibro-muqueuse.

Le travail de conception de l'armature consiste à neutraliser les différents mouvements autour de ces axes, soit par l'utilisation d'une rétention, soit par l'emploi d'un appui. Ces artifices sont d'autant plus efficaces qu'ils sont loin de l'axe de rotation. Dans les cas où il existe au moins trois axes de rotations et que ceux-ci forment un triangle, la prothèse sera en général auto-équilibrée.

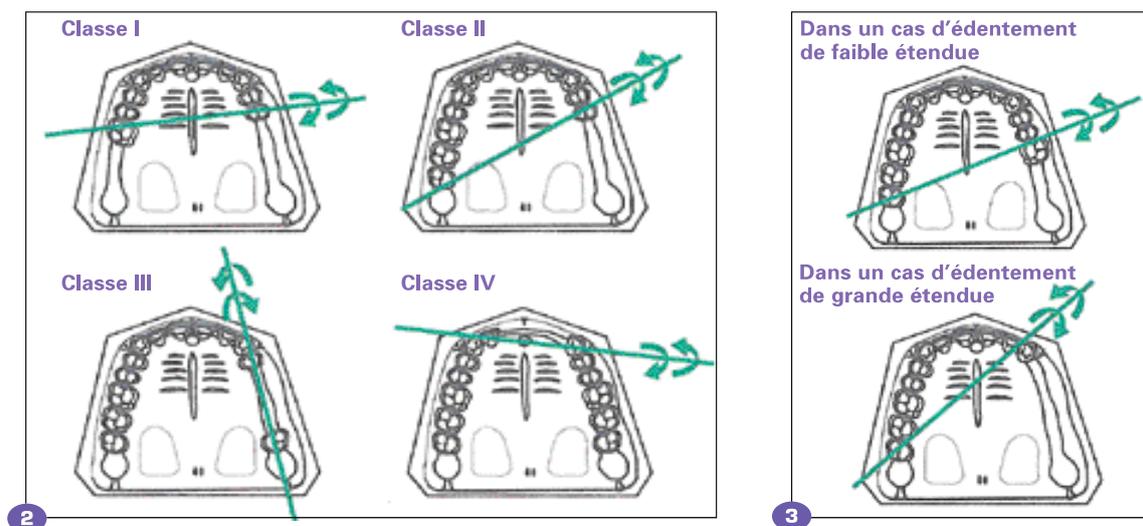


Fig. 2 Mouvements de rotation autour d'un axe passant par les dents limitant le secteur édenté.
Fig. 3 Plus l'axe de rotation est oblique, plus le mouvement est nocif pour les tissus résiduels.

Le principal écueil de l'édentement dans la Classe I est la rotation distale terminale de la prothèse autant dans le sens de l'enfoncement que dans celui du soulèvement. En règle générale, des crochets NALLY-MARTINET sont indiqués sur les dents bordant les édentements terminaux pouvant provoquer le soulèvement de la prothèse. L'enfoncement de la prothèse est limité par l'utilisation de surfaces d'appui étendues (plaques palatines au maxillaire).

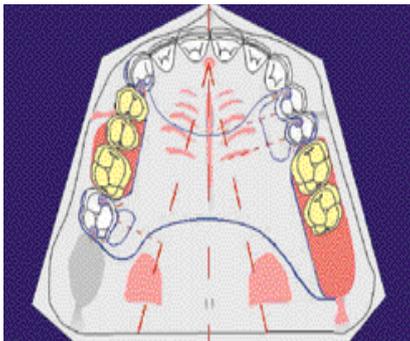
La Classe II présente le même type de mouvements parasites que la classe I, ainsi que le mouvement de rotation frontale qui lui est spécifique. L'utilisation d'un crochet de BONWILL, côté denté, permet de limiter ce phénomène.

Les Classe III, de faible ou moyenne étendue, justifient en principe une prothèse fixée (ou prothèse composite : conjointe et PPA). Les mouvements de rotation sont limités, ils sont principalement latéraux.

Dans les Classes IV, le mouvement de rotation est antéro-postérieur. Il peut y avoir un phénomène de bascule de la prothèse maxillaire lors de la propulsion de la mandibule.

Incidence sur la conception de l'armature : (1) (8) (10) (18) (30) (33) (52)

Le tracé de l'armature répond à la fois aux exigences mécaniques et biologiques. Il ne s'effectue pas au hasard mais selon une certaine chronologie. De manière générale : on commence par représenter les indices positifs (vert) et négatifs (rouge). Puis on effectue le tracé des lignes faîtières, des repères du décolletage, et des repères d'axes. On trace ensuite le décolletage et les potences et connexions. On détermine ensuite les limites (postérieure et antérieure) et les renforts. On trace enfin les crochets.



Les différences fondamentales entre une plaque maxillaire et une plaque mandibulaire résident dans l'armature qui est ajustée au maxillaire et espacée à la mandibule. L'ajustage maxillaire va obliger le concepteur à réaliser un tracé "curviligne" afin de ne pas risquer de pincer ou d'irriter la fibro-muqueuse. Pour des raisons de confort pour le patient, il faut s'efforcer de symétriser la partie médiane de la plaque métallique. De cette manière, la prothèse maxillaire risquera moins d'interférer avec le dos de la langue lors de la déglutition ou de la phonation. Le tracé d'une plaque mandibulaire répond à des impératifs différents. La symétrie n'est plus de mise : la forme de l'arcade et l'interposition de la langue obligent à réaliser une plaque "simplifiée". Le tracé est plus rectiligne: les potences et connexions seront perpendiculaires au tracé de l'armature.

Le tracé doit être effectué par le chirurgien dentiste. C'est le concepteur clinique ainsi que le maître d'œuvre de la réalisation technique (article R 655-5-3 du Code de Santé Publique). Des délégations de tâches sont évidemment possibles, dans l'intérêt du patient, le travail du prothésiste amenant une valeur ajoutée par son savoir-faire au travail clinique du chirurgien dentiste, mais elles ne devraient pas, dans l'idéal, concerner le tracé. Cet aspect est porté à mal avec l'utilisation de la CFAO.

La conception et la réalisation d'une prothèse partielle amovible doivent répondre à la

problématique propre à la PPA qu'est la **dualité d'appui**. Cet appui est à la fois dento-parodontal et ostéo- muqueux puisque la prothèse s'appuie à la fois sur les dents restantes et sur les crêtes édentées.

L'appui dento-parodontal assure la **proprioception** : il s'agit de la perception sensitive d'une force sur les dents et notamment sur le desmodonte. L'appui ostéo-muqueux est responsable de **l'extéroception**. Il est nécessaire de trouver un équilibre entre ces deux appuis afin que les dents supports restantes puissent supporter les différentes forces auxquelles elles seront soumises.

I.4.3 Détermination du concept occlusal

La détermination du concept occlusal de la prothèse est un élément déterminant pour la conception et la réalisation de la prothèse. Mal évalué, il peut être responsable d'échecs thérapeutiques.

Définitions de quelques notions d'occlusodontie (58)

Il est nécessaire dans un premier temps de définir quelques notions d'occlusodontie.

L'occlusion d'intercuspidation maximale (OIM) est la position de la mandibule pour laquelle l'engrènement et le nombre de contacts occlusaux sont maximaux. Cette relation est guidée par les contacts dento-dentaires du patient. C'est une position de référence dentaire.

En denture naturelle, en intercuspidation maximale, les dents antérieures sont en légère inoclusion physiologique d'une valeur d'environ 0,1 mm.

Lors de la réalisation d'une prothèse amovible partielle, des contacts bilatéraux simultanés sont nécessaires et concernent à la fois les dents restantes et les dents prothétiques.

La **relation centrée (RC)** a été définie par le Collège national d'Occlusodontologie comme étant «la situation condylienne de référence la plus haute, réalisant une coaptation bilatérale condylo-disco-temporale, simultanée et transversalement stabilisée, suggérée et obtenue par

contrôle non forcé, réitérative dans un temps donné et pour une posture corporelle donnée et enregistrable à partir d'un mouvement de rotation mandibulaire sans contact dentaire ». C'est une relation articulaire.

L'occlusion de relation centrée (ORC) définit les contacts dentaires lorsque la mandibule occupe la position de relation centrée. En denture naturelle il est rare que la position d'ORC corresponde à la position d'OIM.

La **dimension verticale de l'étage inférieur** de la face correspond à la distance qui sépare un point placé au niveau de l'étage moyen du massif facial, d'un point placé à l'étage inférieur au niveau du corps mandibulaire.

Pour Hübner et Berteretche (2004), à ces diversités de conception, s'ajoutent deux autres éléments qui font partie intégrante du plan d'occlusion : la courbe frontale ou courbe de Wilson, la courbe sagittale ou courbe de Spee. Ces courbes participent de manière majeure à l'équilibre dynamique des relations inter-arcades.

1.1.2. Les dimensions verticales.

Pour Sandro Palla (1993) : « En dépit de nos connaissances sur l'importance de régulation de la dimension verticale, sa détermination

Les mouvements mandibulaires

La **propulsion** correspond au mouvement mandibulaire à direction sagittale postéro-antérieure, à partir de l'OIM avec ou sans contact dento-dentaire.

La **diduction** est un mouvement mandibulaire à direction transversale, depuis l'OIM vers une position latérale. Si la latéralité se fait vers la droite, le côté droit est le côté travaillant, le gauche, non travaillant.

Le **guidage antérieur** : lors des mouvements dynamiques en diduction et en propulsion, les dents antérieures mandibulaires glissent sur les dents maxillaires pour provoquer une désocclusion des dents cuspidées postérieures: c'est le guidage antérieur dont la physiologie

est caractérisée par les relations entre les dents antérieures maxillaires et mandibulaires, dans les plans sagittal et vertical. Cette protection antérieure est salvatrice pour la santé occlusale.

Caractéristiques des différents concepts occlusaux

- Protection canine :

Ce concept propose en ORC des contacts fermes et intimes des secteurs postérieurs avec des contacts antérieurs légers. Les rapports inter- dentaires sont du type tripodique cuspidé -fosse (1 dent sur 1 dent).

En latéralité, les contacts occlusaux ne se font *que sur les canines du côté travaillant*. Il y a une désocclusion des dents du côté non travaillant ;

En propulsion, les 6 dents antéro-inférieures glissent sur les concavités palatines des incisives maxillaires avec séparation des dents postérieures.

- Fonction de groupe :

Ce concept se conçoit avec pour point de départ l'ORC.

En latéralité il existe une prise en charge par *plusieurs dents* maxillaires des contacts dento-dentaires ;

La propulsion permet le glissement des incisives mandibulaires sur les incisives maxillaires avec une désocclusion immédiate des dents postérieures.

Les dents postérieures protègent les dents antérieures dans le sens vertical et les dents antérieures à leur tour protègent les dents postérieures des forces transversales. C'est une protection réciproque.

- Occlusion bilatéralement équilibrée :

Ce concept est utilisé en *prothèse complète* pour obtenir la stabilité prothétique dans les mouvements excursifs de la mandibule. On trouve des contacts dento-dentaires simultanément sur les côtés travaillants et non travaillants lors d'un mouvement de

diduction.

Pour assurer la stabilité prothétique, il faut trois contacts prothétiques non alignés ou aucun. Le guidage doit être assuré par au moins trois dents prothétiques non alignées ou bien uniquement par les dents naturelles. L'idéal est de n'avoir aucun contact sur la prothèse mais il faut pour cela que la répartition et la santé parodontale des dents restantes soient favorables.

Lorsque l'arcade antagoniste possède une prothèse adjointe complète, la prothèse amovible partielle sera réalisée en occlusion balancée du fait de la priorité de la prothèse la plus instable.

Choix du concept occlusal cinématique en fonction de la classe d'édentement (1) (30) **(43)**

Classe I, II et III de KENNEDY :

Le choix du concept occlusal cinématique en latéralité dans ces types d'édentements est le suivant:

- protection canine bilatérale dans les cas où l'antagoniste présente deux canines naturelles;
- protection canine d'un côté et fonction de groupe de l'autre côté lorsque l'antagoniste ne présente qu'une canine;
- occlusion bilatéralement balancée lorsqu'il n'y a plus de canine à l'arcade antagoniste.

Classe IV de KENNEDY :

Les édentements du secteur antérieur se caractérisent par la perte partielle ou totale du guidage antérieur et de la fonction d'incision. De manière générale, le concept occlusal privilégié est la protection canine bilatérale lorsque la situation s'y prête. Si une canine est absente (ou deux canines absentes du même côté), on réalisera une fonction groupe de ce côté là et une fonction canine du côté où les canines persistent. S'il ne reste en bouche qu'une canine, on privilégiera une fonction groupe bilatérale (sauf dans le cas d'un patient porteur

d'une prothèse totale, où nous rechercherons une occlusion bilatéralement balancée). S'il ne reste plus aucune canine, une protection groupe est recherchée (ou occlusion bilatéralement balancée si le patient porte une prothèse complète).

Classe V de KENEDY-APPELGATE:

Cette classe correspond à un édentement intercalaire important lorsqu'une ou deux canines sont absentes. La résolution prothétique ne peut passer que par la prothèse composite.

I.5 Étapes cliniques de réalisation d'une prothèse partielle amovible coulée (4) (13) (57)

I.5.1 Démarche clinique

Avant d'établir tout plan de traitement, il est nécessaire d'observer et de prendre en considération différents éléments : médicaux, bien évidemment mais également les facteurs socio-économiques, la motivation du patient, etc. afin de poser un diagnostic.

Après la prise de connaissance de l'historique médical du patient par le biais de l'anamnèse, et la détermination du motif de consultation (ainsi que l'évaluation de son implication, sa motivation et sa compliance face au traitement) le praticien réalise un examen clinique de première intention, qui correspond à une approche globale du problème prothétique.

L'observation clinique, indispensable à l'établissement du plan de traitement repose sur un trépied immuable constitué de l'examen clinique (exo et endo-buccal), de l'examen radiologique et de l'examen des modèles d'études. Ces différents éléments permettent une bonne connaissance du terrain

Examen clinique des structures d'appuis (13)

Le praticien se doit d'examiner minutieusement les différentes structures d'appui et l'ensemble de l'appareil manducateur.

En ce qui concerne l'évaluation des structures dentaires, nous prenons en compte ***le nombre, la valeur et la répartition des dents en bouche.***

Pour ce qui est de l'évaluation du parodonte, l'examen porte à la fois sur la gencive, la fibro-muqueuse palatine, le desmodonte et l'os.

Il faut observer l'aspect général de la gencive afin de déterminer si elle est saine (piqueté en peau d'orange, rose) ou oedematiée (hypertrophique, rouge).

L'examen porte également sur la fibro-muqueuse palatine qui entretiendra des rapports étroits avec la prothèse partielle amovible et assurera l'étanchéité de la prothèse.

L'état du desmodonte peut être visualisable sur des clichés radiographiques. Sa valeur dépend de sa mobilité. Il existe une mobilité « normale », physiologique de 0,1 mm. Des dyscharges peuvent engendrer des mobilités horizontales, accompagnées ou non d'un élargissement desmodontal. Une mobilité axiale est d'un pronostic très défavorable (avulsion). Une absence totale de mobilité traduit une ankylose, véritable « liaison », soudure, entre la dent et l'os.

Les structures osseuses sont examinées par palpation et grâce à des radiographies. Celles ci permettent d'objectiver les phénomènes de résorption osseuse, de récession et de déminéralisation et les risques entraînés par ces derniers pour la future restauration prothétique.

L'articulation temporo-mandibulaire peut avoir des pathologies dues aux conséquences d'un édentement non ou mal compensé.

Il faudra également au cours de l'examen clinique prendre en considération le facteur salivaire (quantité/ qualité) puisque la salive joue un rôle dans l'étanchéité de la prothèse. La présence de dysfonctions doit également être recherchée (bruxisme/ réflexe nauséux / déglutition atypique) car elles peuvent interférer dans la conception et la réalisation de la prothèse.

Examen clinique de l'occlusion (13) (43) (57)

Tout examen clinique en vue d'une restauration prothétique doit s'intéresser à l'occlusion. Il s'agit d'un facteur primordial et commun à toute reconstitution prothétique. Il est indispensable de considérer l'occlusion existante dans l'élaboration du plan de traitement.

Dans le cadre de l'examen, le praticien doit évaluer chez le patient plusieurs points.

- La DVO : il doit évaluer si elle est normale, diminuée ou augmentée. Face à une perte de calage entre les dents naturelles, le praticien doit réévaluer la DVO et contrôler sa bonne tolérance grâce aux prothèses transitoires. La diminution de la dimension verticale d'occlusion peut être évaluée par des signes cliniques objectifs comme l'affaissement de l'étage inférieur de la face, des perlèches au contact des commissures labiales, l'abrasion importante des couronnes dentaires ainsi que la présence de versions des molaires isolées sur l'arcade.
- Les courbes fonctionnelles : courbe incisivo-canine ou ligne du sourire, courbe de WILSON, courbe de SPEE. Sont-elles respectées ou non ?

La courbe de WILSON (courbe frontale) traduit l'orientation vestibulo-linguale des faces occlusales des dents et le recouvrement des dents mandibulaires par les dents maxillaires. Elle est schématisée par une courbe à concavité supérieure passant par les pointes cuspidiennes vestibulaires et linguales des dents pluricuspidées ;

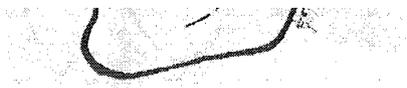


Fig. 5 : théorie de la sphère d'après Louis et Cc

ion frontale et sagittale, cette calotte dé
; courbes d'occlusion :

Fig. 6 : courbe de Wilson d'après Louis et Coll. (1984)

La *courbe de SPEE* est une courbure occlusale dans le plan sagittal résultant de l'orientation sagittale progressive des axes dentaires des dents cuspidées. Si elle est très accentuée en postérieur, c'est une inclinaison défavorable pour obtenir une désocclusion postérieure. En revanche si elle est plate, cela entraîne une désocclusion facilitée mais les forces occlusales ne sont alors pas orientées selon le grand axe des dents.

- L'existence ou non de rapports dento-dentaires ; notamment les rapports d'occlusion en ORC (présence ou non de prématurités) ainsi que les rapports d'occlusion en OIM si elle existe. Il faut également étudier la cinématique : diduction (droite et gauche, contacts non travaillants) et la propulsion
- L'observation du trajet entre l'OIM et l'ORC permet de voir le déplacement mandibulaire dans le plan sagittal et de mesurer son amplitude. Il peut y avoir une déviation sur le plan frontal lors de ce mouvement ou bien une association des deux. Si une grande différence entre les dimensions verticales de ces deux points est notée, il nous faudra intervenir sur l'occlusion lors du traitement.

Le choix du concept occlusal est déterminé grâce à ces informations. Il faut choisir le concept occlusal qui assure la meilleure protection des constructions prothétiques et de leurs structures d'appui. Lorsque le plan de traitement envisage une prothèse combinée (PPA et prothèse fixée), *c'est toujours la prothèse la plus instable, en l'occurrence la PPA, qui impose le choix du concept occlusal.*

I.5.2 Traitement pré-prothétique : (31) (41)

Avant tout traitement prothétique, les soins conventionnels d'odontologie restauratrice et conservatrice doivent être réalisés. Une fois ces soins réalisés, le praticien doit déterminer l'axe d'insertion de la future prothèse. Afin d'obtenir un axe d'insertion idéal, il peut être contraint de préparer les dents supports de la prothèse.

Détermination de l'axe d'insertion (8) (19) (33) (57) (59)

L'axe d'insertion correspond à la trajectoire qu'exécute la prothèse depuis son premier contact avec les dents jusqu'à sa position d'assise finale. Chaque cas clinique admet plusieurs axes d'insertion possibles. L'analyse des surfaces dentaires et muqueuses va permettre la recherche et la détermination de l'axe d'insertion prothétique matérialisé par la réalisation des améloplasties axiales.

Le passage des modèles d'étude au *paralléliseur* est une aide indispensable. Il trouve toute son utilité en prothèse adjointe du fait du caractère amovible de la prothèse. Le paralléliseur à axe d'analyse rigide est le plus utilisé au cabinet. Il est constitué d'un socle à base plane, d'un plateau support de modèle orientable dont la position peut être bloquée grâce au levier de serrage et de potence avec une colonne verticale, un bras à double articulation horizontale et un porte-instruments vertical bloqué à différentes hauteurs par une vis. Ce porte-instruments possède un mandrin avec une griffe de serrage.

La palette d'instruments comporte une tige d'analyse, une mine de graphite pour tracer les lignes guides, des jauges de retrait pour évaluer la rétention et un couteau à cire pour réaliser les coronoplasties axiales soustractives.

La recherche de l'axe d'insertion se fait en fonction de quatre critères: **(8)**

- Les *zones de rétention* : il s'agit de rechercher une uniformité de ces zones de manière à harmoniser les forces de rétention sur les dents supports de crochet. A ce stade, le praticien évalue la forme des dents, le manque ou l'excès de rétention qui sera quantifiée ensuite par l'utilisation des jauges de retrait ;
- Les *interférences* : elles peuvent nuire à l'insertion et à la stabilité prothétique. Il peut s'agir d'exostoses, de tubérosités présentant des contre-dépouilles ou de malpositions

dentaires. Le praticien réalise alors une coronoplastie d'étude et, selon l'épaisseur de la correction, décide d'un éventuel traitement pré-prothétique (améloplastie, changement de l'axe d'insertion, orthodontie, prothèse fixée, extractions).

- Les *surfaces de guidage* : le praticien recherche les zones de guidage et évalue la possibilité de les créer par améloplastie. Cette partie est abordée dans le chapitre I.5.2.2
- L'*esthétique* : on évalue les incidences esthétiques de la prothèse et on les confronte aux exigences esthétiques du patient. Cette première approche permet d'affiner le tracé prospectif de la prothèse, de prévoir un éventuel traitement pré-prothétique et d'informer le patient des différents temps de son traitement.

Un autre critère doit être pris en considération: il s'agit de la facilité de manipulation pour le patient. Un axe d'insertion perpendiculaire au plan d'occlusion facilite l'insertion et la désinsertion de la prothèse sans obstacles.

Réalisation pratique : (19) (57) (59)

La recherche de l'axe d'insertion se fait en trois temps (HENDERSON, 1971) :

Le modèle est placé sur la platine du paralléliseur. Le plan d'occlusion est orienté perpendiculairement à la tige d'analyse. On recherche le parallélisme des faces proximales des dents supports bordant l'édentement ce qui permet de visualiser les futures surfaces de guidage proximales. On obtient ainsi une inclinaison antéro-postérieure de la table du paralléliseur.

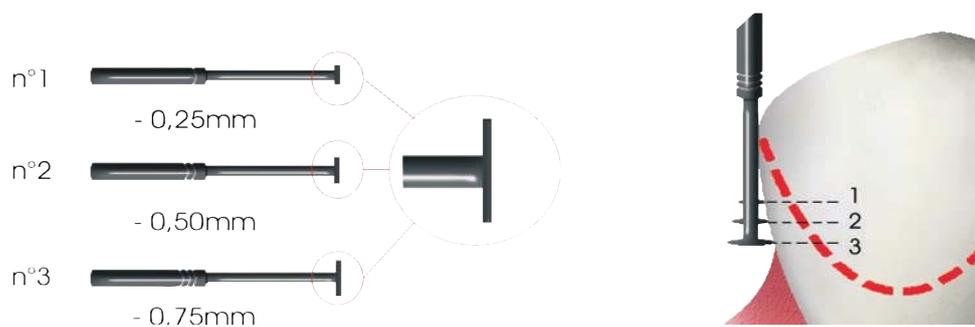
Le deuxième temps se fait par la recherche de la rétention sur les dents supports de crochets : le praticien se place au dessus du modèle et cherche à voir la même quantité de faces vestibulaires (surfaces de dépouille) sur l'ensemble des dents supports. On obtient une inclinaison latérale de la table du paralléliseur en prenant garde de ne pas perturber l'inclinaison antéro-postérieure précédemment obtenue.

Le troisième temps se fait par la confrontation de l'axe ainsi obtenu avec les quatre facteurs cités ci-dessus : interférences, esthétique, surfaces de guidage et rétention.

Une fois l'axe d'insertion déterminé, le tracé de la ligne guide sur les dents supports de crochet permet de valider l'axe d'insertion choisi et le tracé prospectif de la prothèse. La ligne guide est tracée en frottant la paroi latérale de la mine de graphite contre les dents supports.

Elle permet la visualisation des zones de dépouille où sont situés les éléments de sustentation et de stabilisation (éléments rigides et indéformables du châssis). Cela permet l'évaluation et la préparation des surfaces de guidage antéro-postérieur de la table du paralléliseur. Elle permet également de visualiser les zones de contre dépouille où seules s'engagent les extrémités élastiques des crochets. Les zones de rétention peuvent être quantifiées par l'utilisation des jauges de retrait.

L'évaluation de la rétention se fait à l'aide des jauges de retrait qui sont constituées d'une tige et d'une collerette de diamètres variables allant de 0,1 à 0,5 mm. Les alliages de Co-Cr-Mo, par exemple, utilisés dans 95% des cas, requièrent l'emploi de la jauge de 0,25mm. La jauge de 0,50mm est employée pour les alliages précieux, et la jauge de 0,75mm est utilisée pour les crochets réalisés en fils orthodontiques.



Le diamètre est choisi en fonction de l'élasticité donc de la longueur du bras de crochet et de l'alliage utilisé. La distance mesurée par la jauge de retrait correspond à la déformation maximale que subira le bras du crochet lorsqu'il franchira la ligne guide. Néanmoins, les jauges de retrait ne mesurent que la composante horizontale de la rétention et ne tiennent pas compte de l'angle de rétention formé par la paroi latérale de la dent avec l'axe d'insertion.

L'angle de rétention intervenant dans la rétention initiale dépend de la forme de la dent et doit être pris en compte en recherchant un angle de rétention le plus grand possible de manière que le crochet soit immédiatement rétentif lors des désinsertions involontaires.

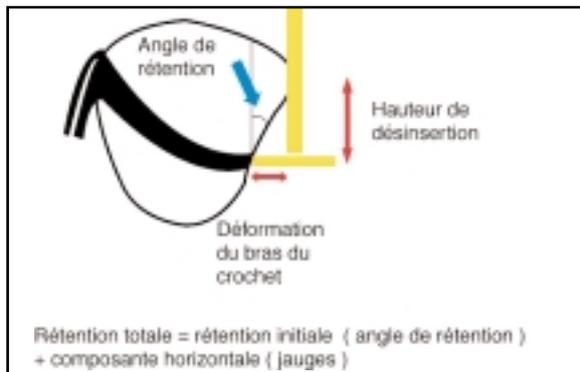


Fig. 5 - Angle de rétention

Lorsque la rétention est trop importante, ou au contraire inexistante ou encore pour raison esthétique (nécessité de placer le bras de crochet plus cervicalement), le praticien peut être conduit à modifier la hauteur de la ligne guide.

Préparations coronaires spécifique à la prothèse partielle amovible (19) (57) (59) (69)

Les **surfaces de guidage (plans guides)** :

Les plans guides sont des préparations verticales, parallèles, d'une hauteur de 2 à 3mm, réalisées par le praticien à niveau d'émail sur les dents supports. On distingue les surfaces de guidage proximales et les surfaces de guidage linguales. Elles ont des indications différentes.

Les surfaces de guidage **proximales** facilitent l'insertion en guidant la prothèse, stabilisent la prothèse latéralement et améliorent l'esthétique en permettant le choix de dents artificielles de dimensions adaptées. Les surfaces de guidage proximales s'étendent en hauteur du tiers cervical jusqu'à la crête marginale et, en largeur, elles correspondent à la largeur intercuspidienne. Elles suivent le contour de la dent en restant limitées à l'émail.

Les surfaces de guidage **linguales** sont primordiales car elles assurent la réciprocité d'action des crochets. Il s'agit de créer une zone de réciprocité d'action qui s'opposera à l'action élastique de l'extrémité rétentive du crochet. L'insertion et la désinsertion de la prothèse sont ainsi assurées de façon non traumatogène pour la dent support de crochet. Cette zone est réalisée sur le modèle d'étude selon l'axe d'insertion.

Les *appuis occlusaux* sont destinés à recevoir les taquets d'occlusion. En forme de demi-sphère, ils ont un prolongement axial qui permet le renforcement de la connexion du taquet avec le reste de l'armature prothétique. La largeur de la préparation doit être supérieure à la moitié du diamètre de la face occlusale de la dent support.

Les *appuis cingulaires* sont façonnés en forme de croissant. Malgré la fine épaisseur d'émail au cingulum, ce type de préparation est réalisé lors de l'utilisation d'une barre cingulaire afin d'éviter la création d'interférences.

Des *zones en contre dépouille* peuvent être créées ou accentuées pour permettre de loger l'extrémité élastique du crochet.

Parodonte et fibro- muqueuse (31)

Chirurgie muco- gingivale

Toute dent que l'on souhaite utiliser comme support de PPA doit posséder une hauteur de 5 mm de gencive kératinisée et d'environ 3 mm de gencive attachée. Lorsque ces conditions ne sont pas remplies, le chirurgien dentiste a recours à différentes techniques chirurgicales qui permettent de rétablir les critères de bases.

Les *greffes épithélio-conjonctives* augmentent la hauteur de gencive kératinisée. Elles sont principalement de type autogreffes, le prélèvement est généralement effectué au palais. Cette technique est utilisée lors de la présence de brides cicatricielles et en l'absence de gencive kératinisée, rendant l'insertion d'une PPA douloureuse.

Les *greffes de tissu conjonctif enfouies* : Lorsque persiste une certaine quantité de tissu kératinisé et qu'il y a un impératif esthétique, le choix se porte sur les greffes de tissu conjonctif enfouies, dont le résultat est plus prévisible car le greffon est vascularisé à la fois par le lambeau de recouvrement et par le périoste du lit receveur. Le résultat esthétique est plus satisfaisant car c'est du tissu préexistant sur le site qui est utilisé pour recouvrir le tissu conjonctif greffé.

Les *lambeaux de translation* sont utilisés lorsque de la gencive kératinisée existe de manière importante à proximité du site à greffer. Il n'y a qu'une seule zone d'intervention.

Les *frénectomies* sont réalisées lorsque les brides fibreuses des freins (jugaux, labiaux) apparaissent sur le sommet des crêtes, contraignant l'équilibre de la prothèse. On retrouve cette situation lors de résorptions crestales importantes qui font suite à des avulsions dentaires multiples et anciennes.

Les *régularisations de crêtes* permettent d'obtenir une fibro-muqueuse saine et adhérente au périoste sous-jacent. Le port prolongé de prothèses inadaptées, voire iatrogènes, peut provoquer une hyperplasie sur les crêtes gingivales.

Les *élongations coronaires* permettent de recréer l'espace biologique de la dent lorsque celui-ci a été atteint. L'absence de hauteur coronaire sur une dent support de crochet est parfois incompatible avec la réalisation d'un crochet rétentif.

Chirurgie osseuse

L'*aménagement des tubérosités maxillaires* permet de retrouver un espace prothétiquement utilisable. Les patients édentés et non réhabilités depuis de nombreuses années présentent souvent une hypertrophie des tubérosités maxillaires, celles-ci pouvant parfois atteindre les crêtes antagonistes.

La *résection d'exostoses et d'irrégularité osseuses* recrée une crête gingivale adaptée à la future reconstitution prothétique. Elles permettent d'éliminer les épines osseuses qui peuvent apparaître après des extractions dentaires. Ces épines traduisent une cicatrisation osseuse « anarchique ».

L'association de ces diverses techniques garantit l'efficacité et la pérennité du traitement.

I.5.3 Techniques de prise d'empreinte (5) (58)

Les conditions de réussite en prothèse amovible dépendent de l'étroite coopération établie

entre le laboratoire de prothèse et le praticien odontologiste qui garde la responsabilité légale de la qualité du traitement proposé au patient et réalisé dans les règles de l'art. Le praticien doit posséder les connaissances théoriques liées aux différentes étapes de laboratoire.

Empreinte pour les modèles d'études

Il s'agit d'empreintes préliminaires qui permettent d'obtenir des modèles d'études reproduisant précisément les dents, les structures ostéo-muqueuses et les organes périphériques dans une situation proche de l'état de repos. Elles nécessitent un porte-empreinte (PE) du commerce, métallique, rigide, anatomique. Sa taille est choisie en fonction de la largeur de l'arcade. Le matériau utilisé est un alginate de classe A dont la reproduction des détails est de l'ordre de 20 μ m. L'utilisation d'un adhésif sur le PE est indispensable pour prévenir tout décollement. L'alginate est préparé selon les proportions indiquées par le fabricant afin d'obtenir un mélange homogène et crémeux. Le porte-empreinte est chargé et mis en bouche de manière centrée. Après gélification, l'empreinte est désinsérée d'un seul geste, contrôlée puis décontaminée.

Empreinte anatomofonctionnelle

Le modèle définitif (ou secondaire) est coulé à partir de l'empreinte secondaire, appelée aussi anatomofonctionnelle. Elle doit enregistrer le volume et la position des différents éléments impliqués en situation fonctionnelle. Elle est réalisée grâce à un porte empreinte individuel (PEI) dont les caractéristiques seront décrites dans le chapitre I.6.1 L'empreinte fixe les limites fonctionnelles du jeu musculaire périphérique compatible avec la stabilité de la prothèse, le confort et l'esthétique. Ces limites ne doivent laisser aucune ambiguïté au laboratoire. Il est préférable que la coulée soit effectuée dans le cadre du laboratoire du cabinet dentaire, de façon à permettre au praticien de contrôler immédiatement la qualité du modèle.

Empreinte anatomofonctionnelle en un seul temps :

Elle nécessite un PEI élaboré sur le modèle primaire. Tout matériau à empreinte doit

répondre à certains impératifs tels que la précision de reproduction, la stabilité dimensionnelle, l'aptitude au mouillage et la possibilité de désinfection. En fonction du cas clinique, le matériau choisi doit présenter des qualités complémentaires : élasticité suffisante en présence de contre dépouille, temps de travail suffisamment long pour permettre la mobilisation de la musculature périphérique, temps de prise suffisamment court pour le confort.

Les polysulfures du type Permlastic®, Neoplex® répondent globalement à ces conditions. Ils sont utilisés sous deux formes de viscosités : basse et moyenne viscosité. Les silicones par addition de moyenne viscosité (President monobody®) conditionnés en cartouche peuvent être utilisés dans les cas où la manipulation de la musculature périphérique est raccourcie

Lors de la réalisation de l'empreinte avec les polysulfures, les deux viscosités sont préparées simultanément par l'assistante et le praticien. La moyenne viscosité est disposée à la fois dans les gouttières du PEI (préalablement encollé avec l'adhésif spécifique) et sur les bords en regard des secteurs édentés. La basse viscosité est injectée sur les dents et déposée sur l'intrados du PEI ajusté en regard des crêtes. Le PEI est mis en bouche et la manipulation de la musculature est entreprise. Après polymérisation complète du matériau (10 mn), la désinsertion est faite d'un geste uniaxial. L'empreinte est rincée, séchée, examinée, décontaminée, puis moulée dans les meilleurs délais. Avant son moulage, afin de conserver l'intégralité des bords et d'en tirer les avantages pour la stabilité de la future prothèse, l'empreinte est coffrée.

Empreinte anatomo-fonctionnelle composée :

L'empreinte dissociée consiste à enregistrer les appuis dentaires et les appuis muqueux au cours de deux étapes cliniques différentes.

Elle n'est indiquée que dans les cas d'édentements postérieurs mandibulaires uni ou bilatéraux en extension de moyenne étendue. Le châssis métallique est élaboré sur le modèle issu de l'empreinte primaire. Après contrôle de sa bonne adaptation en bouche, il est muni de selles porte-empreinte en résine chémo-polymérisable recouvrant les secteurs édentés. Cet ensemble armature et selles représente alors le PEI nécessaire à l'enregistrement des secteurs édentés et du jeu de la musculature périphérique en regard.

Chaque selle, ajustée sur la crête, est munie d'un bourrelet en Stents® ou en résine dont le rôle est de préfigurer la future arcade dentaire et de contrôler en particulier l'amplitude des mouvements de la langue lors des tests utilisés pour le réglage des bords des selles puis pendant la prise d'empreinte.

Pour la prise d'empreinte, trois types de matériau présentent un intérêt du point de vue du temps de travail : les pâtes à base d'oxyde de zinc-eugénol, les Vinyl polysiloxanes (monophase) et les polysulfures.

En l'absence de zone en contre dépouille par rapport à l'axe d'insertion du châssis, le choix d'une pâte oxyde de zinc-eugénol sera privilégiée. En présence de contre dépouille, les autres familles de matériaux seront utilisées.

I.5.4 Enregistrement des rapports inter-arcades (RIA) (27) (28) (43) (58)

Le RIA est la relation spatiale entre les maxillaires (également appelé rapport inter-maxillaire RIM). L'enregistrement de la position mandibulaire du patient est indispensable pour la conception et la réalisation de la PPA. Deux situations sont à considérer, selon que la position de référence est dentaire (OIM) ou articulaire (RC). Lorsque le choix se pose entre l'OIM et la RC, une règle simple s'applique : si l'OIM est utilisable comme référence, elle doit être utilisée ; dans le cas contraire, la RC est la seule solution possible.

Cet enregistrement intervient essentiellement à deux moments dans le plan de traitement de réhabilitation occluso-fonctionnelle. Il permet le montage des modèles d'études en articulateur, le praticien peut ainsi compléter son examen clinique, poser un diagnostic et choisir le schéma occlusal optimal pour un cas donné. Il permet également de transférer des informations cliniques du positionnement spatial crânio-maxillo-mandibulaire au technicien, qui pourra élaborer les prothèses avec un maximum de précision.

Il se fait au moyen de maquettes d'occlusion réalisées par le laboratoire. Leur réalisation et leur caractéristique seront abordées dans le chapitre I.6.3 Selon les cas cliniques, une ou deux maquettes sont nécessaires à cet enregistrement.

En pratique, on effectue tout d'abord le réglage des maquettes et on vérifie leur stabilité. Puis les bourrelets sont réchauffés dans un bain thermostaté. Une inocclusion de 1 mm entre les bourrelets de la maquette et les dents antagonistes est réalisée. Une épaisseur de feuille Aluwax® est déposée sur les bourrelets puis réchauffée. La ou les maquette(s) est (sont) remise(s) en bouche, la RC est enregistrée, en maintenant la (les) maquette(s) sur sa (leur) surface (s) d'appui avec la pulpe des doigts. On manipule doucement la mandibule de haut en bas. Aucune contrainte ne doit être exercée vers l'arrière. Quand la rotation pure de la mandibule est obtenue, les cuspidés mandibulaires marquent de faibles indentations dans la cire réchauffée. Afin de parfaire celles-ci, il est utile de recommencer les enregistrements dans le même ordre en ajoutant de la cire Aluwax® ou du Temp-Bond® côté mandibulaire.

Le praticien doit également enregistrer la situation de l'arcade maxillaire par rapport au crâne et la transférer sur articulateur. Cela se fait au moyen d'un arc facial, selon un protocole bien précis. Tout d'abord la mise en place de la cire sur la fourchette suivie de son indentation, puis la mise en place de l'arc et de l'appui nasal dans le but d'antérioriser au maximum les embouts auriculaires dans les conduits auditifs pour qu'ils soient plus proche de la cavité condylienne. La fourchette est ensuite mise en place et les cadrans serrés selon une chronologie spécifique et dans le respect de l'orthogonalité des différents éléments.

Une fois l'enregistrement effectué, il est transféré sur l'articulateur où il est solidarisé sur la branche supérieure de l'articulateur avec du Snow-White de Kerr. Le modèle mandibulaire est monté sur l'articulateur grâce à l'utilisation des maquettes d'occlusion.

1.6 Étapes de laboratoire pour la réalisation de la prothèse partielle amovible coulée (44) (57)

1.6.1 Porte-empreinte individuel (PEI)

Un porte- empreinte de série peut convenir pour réaliser l'empreinte des appuis dentaires mais il est le plus souvent inadapté pour l'empreinte des secteurs édentés. En effet, les bords, quels que soient le type de porte empreinte et le matériau utilisé, distendent les structures périphériques qui s'insèrent au niveau de la ligne muco-gingivale. Dans la majorité des cas, pour éviter cet inconvénient, gagner du temps et exploiter de façon optimale les propriétés

des matériaux, un porte-empainte individuel est demandé au laboratoire de prothèse. Classiquement deux types de porte-empaintes sont réalisés : des PEI entièrement espacés et des PEI espacés sélectivement.

Porte empreinte individuel complètement espacé

« Les PEI espacés de toutes les surfaces à enregistrer sont destinés aux empreintes en un seul temps » (57)

Le matériau utilisé pour l'empreinte est de moyenne viscosité (alginates ou élastomères). Les PEI est espacé régulièrement de 2 à 3 mm et de 5 à 6 mm en regard des zones de contre-dépouille pour permettre une élasticité du matériau sans déformation résiduelle.

Il doit répondre à certaines caractéristiques : ses bords arrondis doivent englober l'ensemble des surfaces à enregistrer. Ils doivent libérer l'action des insertions musculaires et des freins. Le manche est centré sur l'axe sagittal médian de l'arcade pour servir de repère lors de l'introduction en bouche. Il est résistant, doit supporter les forces de désinsertion de l'empreinte. Sa forme permet le libre jeu de la lèvre et n'interfère pas sur les incisives antagonistes pour une empreinte prise bouche ouverte.

Porte empreinte sélectivement espacé

« Les PEI espacés en regard des appuis dentaires et ajustés sur les crêtes répondent aux critères exigés par les empreintes anatomofonctionnelles globales » (57)

Il présente les caractéristiques du PEI espacé décrit ci-dessus en regard des dents restantes et celles d'un PEI destiné à la prothèse amovible complète au niveau des secteurs édentés en extension postérieure ou antérieure. Les bords se situent alors au niveau de la ligne muco-gingivale. Il ne doit pas avoir de manche car celui ci entrave l'action des muscles labiaux mais il possède des bourrelets en cire dure ou en stents qui jouent un rôle double : préfigurer le futur rempart alvéolo-dentaire pour servir de support aux structures périphériques et

permettre au praticien d'exercer une pression équilibrée lors des différents temps de réglage et de prise d'empreinte.

1.6.2 Traitement empreinte (5)

Elle s'impose avant tout traitement et coulée pour supprimer les risques de contamination croisée, réalisée au cabinet dentaire ou au laboratoire. De nombreux produits de natures chimiques différentes, aux propriétés bactéricides, fongicides ou virucides existent sans qu'il y ait de solution universelle pour tous les types de matériaux. Ces produits sont classiquement utilisés sous deux formes : vaporisation et immersion. Actuellement il est préconisé d'utiliser le procédé d'immersion après rinçage à l'eau.

Coffrage (5)

Le coffrage (ou emboilage) permet de conserver toutes les informations apportées par l'empreinte secondaire que ce soit la parfaite reproduction des surfaces d'appuis ou la conservation de l'intégrité du volume et du profil des bords. Il consiste à coller sur toute la périphérie de l'empreinte à 3 mm sous les bords, distalement en prolongement du voile du palais, une bande de cire. A la mandibule, l'espace lingual est operculé par une feuille de cire dont la forme assurera ensuite la visibilité de l'arcade mandibulaire par la face postérieure du modèle. Dans un deuxième temps, une bande de cire est collée à la périphérie de manière à enfermer l'empreinte dans une boîte en cire qui évitera au plâtre de s'écouler et assurera une coulée la plus dense possible.

Le matériau de moulage habituellement utilisé en prothèse amovible est le plâtre. Ce matériau possède des qualités suffisantes en ce qui concerne la précision dimensionnelle, la reproduction des détails et la stabilité dans le temps. Entre la coulée du modèle et la finition prothétique au laboratoire, le modèle est généralement conservé plusieurs semaines, et subit souvent quelques transferts entre le cabinet dentaire et le laboratoire. Ces étapes peuvent altérer le modèle. Les plus grandes précautions doivent être prises pour limiter le risque de

dégradation du modèle lors du transport ou lors de ces manipulations.

Taille du modèle (5)

Le modèle ainsi obtenu est meulé au taille-plâtre en préservant la zone de réflexion muqueuse vestibulaire. Afin de faciliter l'accès aisé au fond du vestibule, le bord du modèle est taillé en biseau externe.

La taille du moulage n'est pas codifiée comme en orthopédie dento-faciale.

Double base engrenée (5)

Le modèle définitif maxillaire est destiné à être transféré sur l'articulateur semi-adaptable avec un arc de transfert pour assurer son positionnement spatial par rapport aux références du plan de FRANCFORT.

Le modèle définitif mandibulaire, quant à lui, est transféré sur l'articulateur à partir de l'enregistrement de la relation intermaxillaire (occlusion de relation centrée). La vérification de cet enregistrement est obtenue par répétition. Seule la double base engrenée permet le contrôle de la programmation des boîtiers condyliens en cas d'utilisation de cires de morsures, et enfin la remise en place des modèles sur l'articulateur à la sortie du moufle après la polymérisation. Une contrepartie en plâtre vient s'emboîter avec précision sur la base du modèle.

Trois techniques de réalisation de cette double base sont possibles : l'utilisation de préformes qui repose sur une étape de réalisation d'une base primaire (rainures cruciformes) puis d'une secondaire ; la préparation différée ; ou l'utilisation de préformes et rétentions magnétiques.

1.6.3 Maquette d'occlusion (5) (27) (28) (43) (58)

Les maquettes d'occlusion préfigurent en volume et en forme la future prothèse. Elles permettent de réaliser l'enregistrement des rapports inter-arcades (RIA) et d'avoir un plan

d'orientation pour la future prothèse. Elles assurent également la stabilité du modèle maxillaire sur la fourchette de l'arc facial et donnent des repères sur la position de diverses structures comme la position de la ligne du sourire, l'orientation des dents, le soutien de la lèvre et des joues. Finalement, elles peuvent aussi être utilisées comme plan de montage des dents prothétiques.

Réalisation des maquettes

Les maquettes d'occlusion sont constituées d'une base et d'un bourrelet. La base est réalisée dans un matériau lui conférant rigidité et résistance mécanique lors des différentes manipulations : résine ou « plaque base » armées d'un fil de renfort. Les bourrelets sont classiquement réalisés en stens ou en cire dure (Moyco Hard®).

Caractéristiques

Elles doivent répondre à des impératifs de résistance mécanique, de rigidité et de stabilité sur leur surface d'appui.

1.6.4 Réalisation des armatures métalliques : (40) (44) (57)

Tracé de l'infrastructure de la prothèse partielle amovible métallique

Chaque tracé d'une prothèse amovible à infrastructure métallique résulte d'une réflexion particulière du praticien adaptée à la situation clinique à traiter.

Le tracé est inscrit au crayon sur le modèle par le praticien avant que celui-ci ne soit transmis au laboratoire. La mise en articulateur des modèles est dans tous les cas préférable avant réalisation de l'armature. Elle permet le contrôle du volume aménagé pour les taquets occlusaux ou pour le passage de bras de crochets et permet au laboratoire de régler l'occlusion lors de l'élaboration de la maquette de fonderie et lors de la finition de l'armature.

Une *fiche de laboratoire* est associée au modèle permettant de lever toute ambiguïté en précisant les différents éléments souhaités.

Préparation des modèles avant duplication (57)

Contrairement aux maquettes destinées à la coulée de pièces de prothèse fixée, la maquette d'un châssis ne peut être réalisée directement sur le modèle secondaire issu de l'empreinte. En effet, la forme étendue, complexe et particulièrement fine de la maquette de coulée interdit toute dépose de celle-ci de son modèle. Il est donc nécessaire de confectionner au laboratoire un duplicata en revêtement compensateur.

Le modèle secondaire doit subir au préalable une préparation permettant de faciliter la désinsertion du matériau de duplication et d'éviter toute déformation de celui-ci. Un espacement est aménagé afin de permettre l'insertion de l'armature selon l'axe d'insertion défini et la réalisation des selles en résine grâce à l'utilisation de cire calibrée.

Des zones de décharges sont réalisées au maxillaire (au niveau de torus et de la papille rétro-incisive) ainsi qu'à la mandibule (elle correspond à la barre linguale qui ne doit jamais se trouver en appui parodontal ou muqueux). Les jonctions vestibulaires des crochets à jonction vestibulaire doivent être espacées. Le bras de liaison doit rester à distance des surfaces gingivales ou dentaires. La grille, destinée à assurer la fixation des selles en résine sur le châssis, doit également être espacée en fixant une épaisseur de cire calibrée sur la ligne faitière de crête. Les zones de contre-dépouilles doivent être supprimées sur l'ensemble du modèle, par adjonction de cire, à l'exception notable de zones de retrait prévues pour la rétention des crochets coulés.

Duplicata réfractaire (57)

Deux matériaux à empreinte sont utilisés pour réaliser l'empreinte du modèle préparé : la gélatine ou les silicones.

La *gélatine*, réutilisable plusieurs fois, est particulièrement fiable, mais d'un emploi délicat.

Après différents cycles de température, d'immersion des modèles en plâtre dans de l'eau et de séchage, le modèle est positionné dans une cuvette en métal ou en plastique. La gélatine est versée régulièrement à sa température de stockage, jusqu'à remplir l'ensemble de la cuvette. Le durcissement de la gélatine s'effectue par refroidissement lent à l'air libre suivi d'une immersion partielle dans de l'eau à température ambiante. Après ouverture de la cuvette, le modèle peut être retiré avec précaution.

Les *silicones* (plus rarement un polyéther) de laboratoire permettent de s'affranchir de la gestion des gradients de température. Ils présentent un temps de prise réduit qui permet d'accélérer le travail du laboratoire. Après polymérisation, leur rigidité demeure très faible et il ne faut pas les sortir de leur cuvette. Le modèle peut être extrait de son empreinte à l'air comprimé, sans risque de distorsion.

Que ce soit pour la gélatine ou pour les silicones, il est indispensable de différer la coulée du duplicata réfractaire d'une demi heure afin de permettre aux contraintes de désinsertion de se relaxer et à l'empreinte de retrouver sa forme initiale.



4 Contrôle du moule de duplication en silicone montrant l'absence de défauts.



5 L'aspect de la surface d'un duplicata réfractaire semble plus grossier que le modèle en plâtre dont il est issu. Il est cependant très précis et doit être dépourvu de bulles.

Préparation et coulée du revêtement compensateur (40) (57)

Le choix du revêtement compensateur va dépendre de l'alliage. Trois familles d'alliages sont utilisées pour la confection des châssis : le *Cobalt-Chrome* (improprement appelé stellite), les alliages précieux (base Or ou base Palladium) et le Titane commercialement pur.

Un mélange mécanique sous vide est effectué, permettant de limiter le risque de bulles d'air et augmentant la résistance mécanique du duplicata. Avant remplissage, une première couche de revêtement, dont le but est d'améliorer la qualité de surface du duplicata, peut être apportée à la surface du moule au pinceau. Le moule est ensuite placé sur un vibreur et

rempli complètement. Le duplicata est retiré avec précaution de son moule.

Après durcissement, le modèle est placé dans un four pour être déshydraté. Un durcissement de surface est nécessaire. Il peut être immédiatement effectué, à chaud, lorsque le modèle a été dupliqué avec un moule en gélatine. Un durcissement à froid peut être effectué à l'aide d'un spray ou d'une immersion dans un bain durcisseur.

Réalisation de la maquette de l'armature métallique (8) (9) (10) (33) (52)

Le tracé est soigneusement reporté sur le modèle réfractaire avec un crayon de couleur sans graphite. La plupart des éléments constituant la maquette sont des préformes commerciales en cire ou en résine. Les préformes en résine sont plus faciles d'emploi. Elles doivent être collées sur le duplicata à l'aide d'une colle pour matériaux plastiques ou grâce à un pinceau trempé dans du monomère de résine méthacrylique. Les préformes en cire peuvent facilement se fixer en travaillant sur un modèle tiède.

L'armature est généralement réalisée en premier.

Au maxillaire, une plaque granitée en cire est découpée selon le tracé désiré inscrit sur le modèle en plâtre. L'épaisseur d'une plaque granitée pour la coulée en chrome-cobalt ou en titane est de 5/10^e mm (6/10^e mm pour les alliages précieux). À la mandibule, la barre linguale, le bandeau lingual ou l'entretoise cingulaire sont collés au modèle selon les indications du tracé.

Les grilles rétentives sont alors posées sur le sommet des crêtes. La connexion entre cette grille et l'armature s'effectue exactement à la limite de l'espacement afin de fournir une butée précise de raccordement à la résine de base. Les autres éléments sont progressivement ajoutés et collés sur le modèle.

Les crochets sont enfin positionnés. La situation exacte et la valeur de la rétention peuvent être encore, à ce niveau, contrôlées. Les taquets occlusaux sont ajoutés par la technique de cire ajoutée. Ils sont sculptés pour respecter la morphologie occlusale de la dent support. L'occlusion ne peut être réellement réglée que sur le châssis terminé. La continuité avec l'armature est assurée vers la barre cingulocoronaire ou vers la connexion.

La maquette est alors vérifiée. La continuité des différents éléments doit être parfaite pour

permettre la progression de l'alliage en fusion sans risque d'emporter des fragments de revêtement compensateur qui viendraient fragiliser le châssis. Les irrégularités éventuelles de cire sont éliminées afin de faciliter la finition de châssis après coulée.

Mise en place des tiges de coulée (40)

De deux à quatre tiges de coulée sont fixées sur la maquette dans les parties les plus épaisses (jonction grille- armature) et se rejoignent au niveau du cône de coulée. Des évènements peuvent être ajoutés pour faciliter la coulée. La maquette terminée doit être dégraissée avant la mise en revêtement.

Coulée du cylindre en revêtement compensateur (40)

Le modèle est solidement fixé avec de la cire à la base du cylindre pour éviter tout déplacement lors du remplissage avec le revêtement compensateur. Un revêtement fin est d'abord appliqué au pinceau sur la totalité de la maquette, tiges et cônes de coulée compris. Le revêtement utilisé doit être le même que pour le duplicata et suit le même protocole de coulée.



13 Mise en place du modèle dans le cylindre. La base du cône de coulée affleure le sommet du cylindre.

Élimination des cires et résines et système de fusion de l'alliage (40) (57)

La cire et la résine utilisées dans les préformes sont des matériaux calcinables. En élevant la température du cylindre, elles sont éliminées.

Le cylindre est positionné dans un four froid. La montée en température est contrôlée. Des paliers intermédiaires sont effectués, favorisant l'élimination de l'eau résiduelle et permettant

l'expansion liée à la transformation des phases cristallines du revêtement. Le cylindre est porté lentement à la température d'utilisation (entre 950 et 1050 °C pour un alliage type chrome-cobalt) qui sera maintenue pendant 30 à 60 minutes avant coulée de l'alliage. Deux principes de fusion des alliages peuvent être utilisés : par combustion (torches gaz-air, gaz-Oxygène, Acétylène-air ou Oxyacétylène) ou électrique (par résistance, induction ou arc électrique).

Coulée de l'alliage (40)

Les deux familles de machines de coulée des alliages fonctionnent, soit par centrifugation (fronde), soit par pression-dépression.

La qualité de coulée d'un alliage va dépendre de nombreux paramètres, comme l'intervalle de fusion ou la densité de l'alliage. En ce qui concerne la machine de coulée, c'est essentiellement l'accélération initiale ou la force appliquée sur l'alliage en fusion qui conditionne la réussite de la coulée. La fronde est le système le plus utilisé dans l'ensemble des laboratoires.

Les systèmes faisant appel au système de pression-dépression se sont développés pour la coulée du Titane. Un gaz inerte sous pression est injecté dans la chambre supérieure où se situe l'alliage en fusion qui est alors projeté dans le cylindre placé au-dessus de la chambre inférieure où un vide a été réalisé. Dans ce système, les températures en jeu sont nettement plus élevées et la coulée se fait sous Argon car le Titane en fusion, avide d'Oxygène, ne supporte pas la présence d'air. Certains fabricants de frondes proposent aujourd'hui la possibilité de couler avec succès du Titane par centrifugation sous atmosphère d'Argon et ce, malgré la très faible densité du Titane. Le refroidissement s'effectue à l'air. Le moule de revêtement ne doit jamais être refroidi par immersion dans l'eau.

Les masselottes de Cobalt-Chrome et d'alliages précieux peuvent être réutilisées pour une coulée ultérieure, en association avec des plots d'alliage neuf, sous réserve de ne pas dépasser le ratio de 1 pour 1.

Toutes ces étapes, longues, fastidieuses, génératrices d'éventuelles erreurs humaines

peuvent être évitées grâce à l'arrivée de la CFAO (selon les techniques de fabrication utilisées : usinage ou micro fusion laser).

Finition de l'armature métallique (57)

Le moule en revêtement est fractionné au maillet, à distance de la pièce coulée afin de ne pas la déformer. La pièce brute de coulée est ensuite complètement dégagée à la pince. Un sablage à l'Alumine permet de nettoyer les dernières traces de revêtement avant de passer à la finition proprement dite. Les tiges de coulée et les événements sont sectionnés. Un polissage par bain électrolytique permet d'obtenir l'état de surface définitif au niveau des grilles et de l'intrados. L'armature est finie à la pièce à main. L'adaptation de l'armature sur le modèle terminal est effectuée par retouches fines au niveau des zones de frottement. Les parties lisses de l'armature sont ensuite polies puis lustrées.



19 *Élimination des bavures. Séparation des deux crochets qui avaient été réunis sur la maquette pour favoriser la coulée.*

Décontamination avant retour au cabinet dentaire

Après finition, le châssis et le modèle sont mis dans un bain à ultrasons et à décontaminer dans une solution antiseptique. Modèles et châssis sont placés dans un emballage à usage unique non stérile pour être retournés au cabinet dentaire pour essai avant montage des dents.

1.6.5 Choix et montage des dents prothétiques (27)

Nature des matériaux

Différents matériaux existent. Les dents peuvent être en *résine*. Elles ont alors une excellente liaison chimique avec la base en résine ainsi qu'une bonne auto-équilibration occlusale dans un premier temps. Elles s'usent assez rapidement et présentent une instabilité de leur teinte rendant leur qualité esthétique moyenne. La dissolution possible de la résine la rendant poreuse est susceptible de créer des problèmes de biocompatibilité. Il existe aussi des dents en *porcelaine* possèdent des qualités indéniables en ce qui concerne l'esthétique, leur état de surface (lisse et de très faible porosité), leur dureté de surface et leur résistance à l'abrasion. Ce dernier point entraîne en contre partie une usure accélérée des dents antagonistes. L'absence de liaison chimique avec la base résine impose une liaison mécanique (système de crampon situé au niveau de l'intrados). Elles ne peuvent être utilisées que si l'espace prothétiquement utilisable est important puisqu'elles ne sont pas « retouchables ». L'équilibration et le polissage sont délicats. Ces dents sont « sonores ». Des dents *métalliques massives* ou *contre-plaques* peuvent aussi être utilisées. Coulées en même temps que le châssis, elles trouvent leur indication en présence d'un espace prothétique limité.

Choix de la teinte, de la forme et de la dimension

Les dents naturelles encore sur l'arcade restent la référence. La prothèse partielle amovible doit se fondre en bouche, les dents artificielles doivent être les plus proches possibles des dents naturelles. Une prothèse intégrée par le patient « est une prothèse qui s'oublie ».

Le choix se fait en fonction du volume disponible (hauteur, largeur vestibulolinguale et distance mésiodistale), de la morphologie et de la situation des dents antagonistes. S'il reste peu ou pas de dents naturelles, l'utilisation d'indices biométriques peut être utile pour déterminer la dimension et la morphologie des dents. L'objectif du praticien est donc de rechercher une parfaite intégration biofonctionnelle, occlusale et esthétique de la prothèse partielle. Le choix de la teinte repose trop souvent sur un simple « compromis » standard à travers les références d'un teintier parfois incomplet (teintier Chromascop®, Ivoclar pour les dents en résine par exemple). Des caractérisations, réalisées en fonction du sexe et de l'âge

du patient, seront effectuées afin de rendre les dents prothétiques les plus « naturelles » possibles. Pour cela, des documents photographiques du patient lorsqu'il était denté peuvent être utiles.

Montage des dents prothétiques

Le montage des dents doit respecter les courbes occlusales (WILSON et SPEE). Il doit répondre au concept occlusal déterminé par le praticien. On effectue en premier lieu le montage des dents antérieures : il est guidé par des critères esthétiques ainsi que par des impératifs fonctionnels : élocution, phonation et guidage antérieur. On réalise ensuite le montage des dents postérieures qui, lui, est guidé prioritairement par des impératifs fonctionnels et, dans une moindre mesure, esthétiques.

1.6.6 Polymérisation base-résine (27) (41) (60)

Les résines utilisées en prothèse partielle amovible sont des résines acryliques dont la formule chimique de base est le polyméthylméthacrylate (PMMA). La réaction de polymérisation est une réaction par addition dite également polymérisation radicalaire, conduisant, à partir de la répétition d'unités de monomère (méthylméthacrylate MMA), à la formation de macromolécules : les polymères (PMMA). Selon la nature de l'initiateur de cette réaction, on distingue :

- les résines thermopolymérisables : la polymérisation est induite par la chaleur (dans un bain thermostaté classique ou un four à micro ondes) ;
- les résines autopolymérisables ou chémopolymérisables : la polymérisation est induite par un agent chimique à froid ;
- les résines photopolymérisables : dont la polymérisation est induite par des photoinitiateurs.

La méthode la plus utilisée est la **méthode de résine pressée classique** utilisant les résines thermopolymérisables. Elle commence par une mise en moufle : la base du modèle et la base

du moufle sont isolés grâce à un vernis. La base du moufle est ensuite remplie de plâtre et le modèle, avec le châssis et le montage sur cire, y sont placés. Une fois que le plâtre a pris, la surface exposée est isolée à l'aide d'un vernis et une deuxième quantité de plâtre est apportée pour recouvrir le modèle, le châssis métallique et les dents artificielles. Des séquences d'ébouillantage, de préparation et bourrage de la résine, de pressage et de polymérisation s'enchaînent. Le démouflage doit être réalisé délicatement.

1.6.7 Finitions

Après la mise en moufle et la polymérisation, la finition est une étape à ne pas négliger. L'état de surface des prothèses et leur aspect doivent donner une illusion de naturel. Il faut trouver un équilibre entre d'une part le rendu esthétique des muqueuses et, d'autre part, la facilité de nettoyage et d'entretien par le patient. La finition des cires, la cuisson et le grattage/polissage de la résine répondent à un impératif de prophylaxie : l'objectif est de permettre une hygiène efficace, grâce à un état de surface le plus souvent convexe et lisse afin d'éviter tout dépôt de plaque dentaire. Elles ne concernent que l'extrados prothétique.

Il est important de retenir que la conception du châssis commence bien avant la phase prothétique « pure », elle débute dès l'analyse des modèles d'études (détermination de l'axe d'insertion, de la DVO et du concept occlusal). Elle répond aux impératifs biomécanique (sustentation, stabilisation, rétention), biologique (indices positifs et négatifs, décolletage de HOUSSET) et à la nécessité de confort pour le patient (symétrie du tracé, décharge). Elle nécessite une étroite collaboration entre le chirurgien-dentiste et le laboratoire. Le transfert d'informations doit être réalisé de manière rigoureuse et minutieuse. Les étapes de laboratoires sont longues, fastidieuses et peuvent être sources d'erreurs « non rattrapables ». L'arrivée de la CFAO permet de réduire voire éliminer ces nombreuses étapes et leurs erreurs possibles permettant ainsi un gain de temps important

ainsi qu'une amélioration de la productivité.

CHAPITRE II : LE CONCEPT DE CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTÉES PAR ORDINATEUR (CFAO)

II.1 Définition : (17) (69)

Le sigle CFAO signifie littéralement Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur. Il s'agit de la synthèse de la CAO (Conception Assistée par Ordinateur) et de la FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur) apparue dans les années 1970 avec l'introduction des machines-outils à commande numérique (MOCN) utilisées dans les domaines de l'industrie aéronautique et de l'automobile.

II.2 Domaines d'application :

Les domaines d'utilisation sont multiples : mécanique, électronique, électrotechnique, électromagnétisme, architecture, ingénierie et la construction, ameublement, confection, moléculaire, médical.

II.3 Principe général de la CFAO :

II.3.1 L'importance de l'informatique : (21) (22) (23) (24)

L'informatique est évidemment indispensable à la conception et, de plus, elle intervient aujourd'hui sur tout le cycle de production.

Un système technique est l'association de fonctions. L'agencement de ces fonctions, leurs interactions, les incompatibilités éventuelles font partie du savoir de l'ingénieur. Lorsque le système est affecté d'un nombre trop grand de paramètres, il devient difficile de tout contrôler. La CAO permet de concevoir des systèmes dont la complexité dépasse la capacité de l'être humain. La conception virtuelle permet l'appréciation globale du comportement de l'objet créé avant même que celui-ci n'existe. On crée une maquette numérique qui constitue un véritable prototype évolutif.

II .3.2 Matériel nécessaire à la CFAO (21) (22) (23) (24)

La CAO est connue pour être une des applications informatiques nécessitant d'importantes ressources informatiques. Au départ, ces logiciels n'étaient présent que sur des stations de travail utilisant des systèmes d'exploitation et des architectures matérielles propriétaires (Sun, IBM, Computervision, HP, Apollo, SGI, anciennement Silicon Graphics...). On les trouve désormais sur des ordinateurs individuels (Windows ou Mac) qui sont, aujourd'hui, suffisamment puissants pour assurer des fonctions très lourdes en calcul numérique :

- modélisation numérique ;
- simulation mécanique et calcul des matériaux ;
- représentation graphique ;
- dessin de plan ;
- manipulation d'objets 3D ;
- gestion de grands assemblages.

Elle utilise des modèles permettant aux machines de communiquer et d'échanger des informations entre elles, au moyen de standards, afin de ne dépendre ni d'un seul type de

matériel, ni d'un seul logiciel.

Les formats d'échange standard : (29)

Pour échanger des fichiers entre systèmes de CAO incompatibles, on utilise des fichiers intermédiaires dont les plus connus sont les formats IGES, VDA, SET, STEP.

Le *format IGES (Initial Graphics Exchange Specifications)* est le standard Américain (ANSI : American National Standard Institute) pour l'échange de données entre systèmes de CAO hétérogènes. Il a été mis au point dans le début des années 80, poussé par des clients tels que Boeing ou General Electric. Le standard IGES en est maintenant à sa sixième révision et est proposé par la quasi-totalité des systèmes de CAO.

A la même époque, l'industrie automobile allemande a développé *le standard d'échange VDA, (Vereinigung Deutsche Automobilindustrie)* utilisé notamment par Volkswagen puis par le groupe Volkswagen – Audi – Seat – Skoda pour les échanges dans le groupe. Ce format, relativement limité, ne permet de transmettre que de la géométrie, pas de notion de couleur de texte ou d'autre type d'information.

Au milieu des années 80, la France, pionnière du monde de la CFAO a développé sous l'impulsion de l'Aérospatiale *un nouveau standard, SET (Standard d'Echange et de Transfert)*, avec l'objectif de faire mieux que IGES ou VDA. Ce format permet de répondre à deux objectifs complémentaires : échanger des données entre systèmes de CFAO différents et archiver des données homogènes et cohérentes pour une utilisation à moyen ou à long terme.

Pour atteindre ces deux objectifs, on dispose dans SET des moyens suivants :

- un langage neutre, destiné à traduire sous une forme standard les informations utilisées par tout système de CFAO et garantissant l'indépendance et la pérennité de ces données.
- ainsi que des interfaces capables d'assurer la traduction entre les bases de données des différents systèmes de CFAO et le langage neutre SET. Ces interfaces sont en général intégrées à chaque système de CFAO.

La norme PDES/ STEP :

Pour fédérer ces différentes initiatives et disposer enfin d'un langage neutre d'échange de données entre systèmes de CFAO, l'Organisation Internationale de Standardisation (ISO) a lancé le projet de norme PDES/STEP pour (Product Data Exchange Specification /Standard for the Exchange of Product model). La norme STEP ou ISO 10303 porte sur la représentation et l'échange de données de produits et a pour objectif d'intégrer les processus de conception, de développement, de fabrication et de maintenance de ces derniers. STEP permet l'échange des tables de nomenclatures, l'historique des modifications, l'ensemble des décompositions du produit en versions multiples et des niveaux d'autorisation. On a donc un lien fort entre la description géométrique du produit, le contrôle de sa configuration et la gestion de ses données techniques.

Le *format IFC (Industry Foundation Classes)* est un format de fichier orienté objet utilisé par l'industrie du bâtiment pour échanger et partager des informations entre logiciels.

Le but de la **Fabrication Assistée par Ordinateur** ou **FAO** est d'écrire le fichier contenant le programme de pilotage d'une machine-outil à commande numérique. Ce fichier va décrire précisément les mouvements que doit exécuter la machine-outil pour réaliser la pièce demandée. On appelle également ce type de fichiers : programme ISO ou blocs ISO.

II.3.3 Les étapes de la CAO à la Machine-Outil (6)

Modélisation 3D

La conception de la pièce à fabriquer est réalisée à l'aide d'un progiciel de CAO: le fichier ainsi obtenu est appelé "modélisation 3D" ou encore "DFN" pour Définition de Formes Numérisée. Cette modélisation en trois dimensions de la pièce à réaliser est ensuite « exportée », c'est-à-dire sauvée depuis la CAO dans un fichier intermédiaire en utilisant un standard d'échange. Certains outils de FAO sont capables de relire directement les fichiers

des grands fournisseurs de CAO. Dans d'autres cas, la CAO et la FAO sont complètement intégrées et ne nécessitent pas de transfert. Pour ces progiciels, on parle de CFAO.

Élaboration des parcours-outils

La modélisation 3D étant importée sur le progiciel de FAO puis relue par celui-ci, il est possible de passer à la programmation des parcours outils, le cœur de l'activité de la FAO.

Le programmeur crée les parcours en respectant les choix d'outil, les vitesses de coupe et d'avance et les stratégies d'usinage à mettre en œuvre. Le progiciel de FAO enregistre les trajectoires des outils, choisis sur la modélisation, sous forme d'équations. Depuis une dizaine d'années, les progiciels de FAO sont capables de reproduire graphiquement (visualisation volumique) l'action des outils dans la matière, permettant la vérification des méthodes d'usinage et évitant ainsi les collisions sur les machines-outils.

Génération du programme Commande Numérique (CN)

L'étape suivante consiste, depuis le programme de FAO (au format texte dit APT ou au format binaire dit CLFile) ainsi élaboré, à générer les blocs ISO pour la machine-outil. Ce programme de conversion est appelé un Post-Processeur. Le Post-Processeur est développé spécifiquement pour une cinématique machine et une commande numérique données.

Simulation d'usinage

Il existe également des logiciels indépendants de simulation d'usinage permettant de reproduire en 3D le comportement de la machine-outil en décodant directement les blocs générés par le Post-Processeur. Ceci permet de prendre en compte le vrai programme donné à la machine-outil et non pas le résultat de la FAO. Avec ce type de solutions, le temps de mise au point du programme ISO sur la machine est fortement réduit voire disparaît totalement. Il n'est plus nécessaire de tester le programme "à vide", à "vitesse réduite" ou sur une pièce en

matériaux tendres.

Transfert vers la Machine-Outil à Commande Numérique

Le fichier ISO obtenu est ensuite transféré à la machine- outil à commande numérique par un logiciel de DNC (Direct Numerical Control), puis exécuté par cette machine, après la phase de réglage indispensable.

II.4 CFAO dans l'art dentaire : (17) (67) (70)

Dans le domaine de la prothèse dentaire, par le sigle CFAO, la profession désigne tous les équipements utilisés dans la chaîne numérique allant de la modélisation à la fabrication des prothèses dentaires. Ainsi, au-delà des logiciels de conception et fabrication assistées par ordinateur, la « CFAO dentaire » comprend, en amont, les équipements de numérisation 3D (scanners) et, en aval, les équipements de fabrication à commande numérique.

Les équipements de fabrication sont de deux types : les machines d'usinage (mise en forme par enlèvement de matière : soustraction) et les machines de fabrication additive (mise en forme par ajout de matière).

II.4.1 Historique : (22) (23) (24) (38) (46) (47)

Comme toute invention scientifique, la CFAO s'est nourrit des sciences existantes et de l'imagination de ses créateurs pour voir le jour.

Au début des trente glorieuses les secteurs de l'informatique, de l'optique et de l'usinage automatique (dans les grandes usines d'automobile ou d'aviation) se sont développés de manière importante.

Le développement de la CFAO dentaire s'est établi selon une certaine chronologie ; une première période, dite période des pionniers dans laquelle les chercheurs travaillèrent,

indépendamment, avec un objectif commun mais avec des moyens terriblement différents. S'en suivit une période dite des démonstrations, époque où chaque équipe devait convaincre et prouver que ses choix technologiques et cliniques étaient viables. Puis vint le temps de la période industrielle et de la mise en marché progressive de machines de CFAO pour cabinets ou pour laboratoires de prothèse de plus en plus stables et performantes.

Quelques noms figurent parmi les pionniers de ces nouvelles technologies en odontologie.

Le docteur F. DURET (France) en 1971 fut le premier à développer une machine-outil dentaire en CFAO. Celle-ci réalisait des couronnes sous empreinte optique des dents préparées et utilisait une machine de fraisage à contrôle numérique. Il produisit la première restauration CFAO en 1983 et démontra l'efficacité de son système devant le French Dental Association's International Congress en novembre 1985 en créant une couronne unitaire à sa propre épouse en moins d'une heure. Il développa plus tard le Sopa-System®.

Le docteur W. MÖRMANN (Suisse) créa le premier système CFAO dentaire commercialisable. Associé au docteur M. BRANDESTINI, ingénieur électrique, ils utilisèrent des systèmes de lecture optique pour scanner les dents à restaurer. En 1985, l'équipe accomplit un nouveau système appelé CEREC® pour Computer-assisted Ceramic Construction.

Le docteur D. REKOW et son équipe de l'université du Minnesota travaillèrent au cours des années 80 dans un système de CFAO dentaire qui utilisait des photographies, un scanner de haute résolution et une machine-outil à cinq axes d'usinages pour la fabrication.

Le docteur M. ANDERSSON (Suède) développa en 1983 le Procera®. Il s'agit d'un système manufacturant de couronnes dentaires de haute précision. Il fut le premier à utiliser le composite pour des reconstitutions en CFAO.

La CFAO dans l'art dentaire s'est donc principalement développée ces vingt-cinq dernières années. Actuellement, plus de trente-trois mille dentistes dans le monde scannent et usinent leur prothèses au cabinet.

Cette nouvelle technologie s'adapte aussi bien au cabinet qu'au laboratoire dentaire. Elle permet de réaliser des reconstitutions de type inlays, onlays, et facettes céramiques. Elle est aussi utilisée pour la réalisation de prothèses fixes (unitaires ou plurales), prothèses fixes sur

implants (collées ou vissées), prothèses amovibles et prothèse amovibles sur implants. On la retrouve également dans les domaines de l'orthodontie, de la chirurgie, et de la reconstruction étendue de mâchoire en PMF.

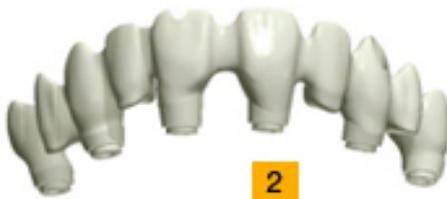
En ce qui concerne la conception de prothèses fixes, les gains de temps en maquettage sont discutés par les prothésistes. Certains estiment qu'il est aussi rapide de modeler des armatures à la main qu'avec la CAO, sauf pour le modelage de bridges de grande étendue. Mais il faut considérer les gains de temps en aval, lors de la fabrication. En passant de la maquette CAO à la fabrication numérique bonne matière, les gains de temps sur le processus complet de réalisation d'une armature deviennent conséquents. En termes de qualité, les gains de précision sont indéniables, (précision d'une maquette manuelle de 100 à 200 μm contre 20 à 50 μm avec la CFAO) avec des ajustements parfaits, une fois les technologies maîtrisées.

La conception numérique de prothèses sur implants (dans le cas de prothèse hybride) est très prometteuse et semble promise à un avenir intéressant.



1) Exemple de conception chape plus couronne d'une dent posée sur pilier.

Source : Euromax Monaco



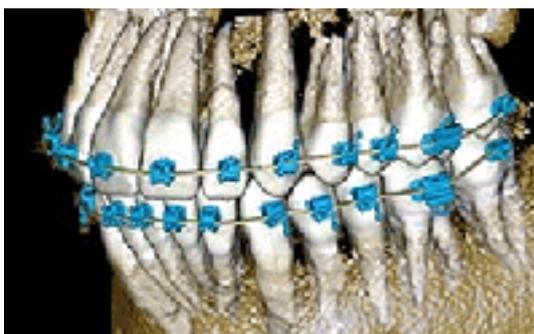
2) Exemple de conception d'un bridge visé directement sur implants avec le logiciel CAO de 3Shape

Source : 3Shape

□

Cependant, elle rencontre quelques difficultés. L'offre de modélisation 3D de prothèses sur implants est là mais il reste à créer un catalogue des composants normalisés associé à une base de connaissance des protocoles de fabrication. La précision dimensionnelle exigée pour la prothèse sur implant impose une excellente passivité de la prothèse. Les logiciels de FAO capables de générer automatiquement les programmes d'usinage sont encore naissants et ne sont pas encore totalement maîtrisés.

La CAO orthodontique est une offre naissante également. A ce jour, il n'existe pas de logiciel de CAO dédié aux laboratoires d'orthodontie allant jusqu'à la conception des appareils. Quelques laboratoires proposent un service de numérisation des arcades pour créer des modèles en occlusion 3D, permettant de récupérer des moulages virtuels dans des logiciels d'études orthodontiques en 3D. □□ Des sociétés commencent à proposer des solutions numériques couvrant l'ensemble du processus orthodontique, depuis l'étude chez l'orthodontiste jusqu'à la fabrication automatisée des appareils. Les centres de production s'adressent directement aux dentistes orthodontistes. □ Cependant des solutions en laboratoire sont possibles. En Allemagne, la société T.O.P. Service für Lingualtechnik recourt à la CAO pour modéliser et placer des brackets personnalisés sur un modèle numérisé de l'arcade, à partir d'une bibliothèque 3D de brackets pré-paramétrés, puis elle fabrique des modèles en cire avec une imprimante 3D. □ Aux États-Unis, la société Orametrix propose une solution comprenant un scanner intra-buccal, un logiciel d'étude orthodontique en lingual et un service de production d'appareils sur mesure. Le processus numérique est le suivant : l'image 3D de la denture du patient est obtenue par numérisation intra-buccale ou par tomographie, ensuite l'image 3D est récupérée dans un logiciel pour la simulation orthodontique et la planification du traitement ainsi que pour le positionnement et la création en 3D des brackets et des arcs sur mesure, puis les données 3D sont transmises au centre de production qui fabrique les arcs et les brackets personnalisés avec un robot. □



Conception de l'appareil orthopédique directement sur le modèle numérique obtenu par imagerie médicale 3D.

Source : Orametrix

□

La CFAO en prothèse partielle amovible fera l'objet d'une partie à part (chapitre III).

II.4.2 Principe général de la CFAO : (17) (69)

D'une manière générale, pour chaque famille de produits (prothèses fixées, hybrides ou amovibles) les procédés de fabrication diffèrent mais les processus numériques restent sensiblement les mêmes :

- **numérisation 3D** des modèles ou des empreintes par un système d'acquisition d'image ;
- **modélisation 3D** de l'armature ou de la dent complète (armature + cosmétique) ;
- **fabrication à partir de maquettes numériques** de maquettes en résine (pour la fonderie à cire perdue) ou fabrication en bonne matière (par usinage) ou par procédé additif d'impression 3D, de stéréolithographie (résine calcinable) et de micro-fusion laser de poudres métalliques (Cobalt-Chrome). □□

Aujourd'hui, il n'y a pas de continuité dans la chaîne numérique entre le praticien et le prothésiste. Même dans le domaine de l'implantologie dentaire où de plus en plus de praticiens utilisent des logiciels d'implantologie assistée par ordinateur, le prothésiste travaille toujours à partir d'une empreinte physique. L'arrivée de la numérisation 3D intra-buccale et les avancées de l'imagerie médicale 3D devraient résoudre ce problème de rupture dans la chaîne numérique dentaire.

Séquence de la chaîne numérique

La chaîne numérique correspond à l'ensemble des activités numériques réalisées sur un produit tout au long de son cycle de vie.

Numérisation (25) (54)

La numérisation 3D par balayage peut être définie comme un procédé permettant de mesurer les formes de la surface d'un objet pour en créer un fichier informatique utilisable dans un ordinateur. Ce fichier informatique est appelé « modèle numérique 3D » de l'objet numérisé.

Numérisation intra-buccale (25) (54)

La capture numérique intra-buccale autorise la prise d’empreinte sans passer par le moulage. Elle évite ainsi les désagréments des empreintes conventionnelles pour le patient. Elle permet un gain pour la chaîne numérique dentaire ainsi qu’une meilleure précision de la prothèse en supprimant l’imprécision de la pâte à empreinte. □ □ La capture d’empreintes numériques directement en bouche permet de réduire le délai de réalisation de la prothèse.

Numérisation des empreintes □ (25) (54)

Les fabricants de systèmes de capture des modèles font évoluer leurs scanners vers la numérisation des empreintes. Le chirurgien dentiste a désormais la possibilité de numériser l’empreinte et d’adresser sa version numérique par internet au prothésiste, qui peut ainsi démarrer au plus tôt la conception de la prothèse. □ □

Numérisation de modèles □ (25) (54)

Ce procédé éprouvé est le point d’entrée dans le processus numérique de conception et fabrication assistées par ordinateur des prothèses dentaires. □

Les scanners 3D dédiés à la production de prothèses dentaires fixes et/ou mobiles offrent un niveau de précision similaire, de l’ordre de 20 µm. Tous ne se prêtent pas aisément à la numérisation des matériaux réfléchissant. Les principales différences entre les scanners résident dans la possibilité de numériser simultanément plusieurs éléments unitaires pour des prothèses distinctes (fonction multi-dies), et le champ d’applications : numérisation d’arcades complètes, d’antagonistes, de mordus, de préparations en plâtre avec implants, enregistrement des occlusions.

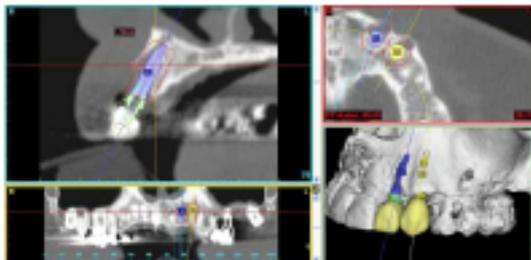
Numérisation de maquettes (25) (54)

Elle permet de transmettre les maquettes au directeur de commande numérique de la machine. C’est aussi un moyen utilisé pour communiquer, via internet, la copie numérique d’une maquette en cire à un centre de production distant. Elle s’avère surtout nécessaire pour pallier aux champs d’applications encore restreints des logiciels de CAO. C’est par exemple le cas pour la réalisation de certains composants de supra-structures sur implants : leur modélisation en 3D n’étant pas encore possible avec les logiciels de CAO, le prothésiste n’a

guère d'autre choix que de réaliser des maquettes physiques puis de les numériser s'il veut les fabriquer ou les faire fabriquer via un procédé numérique, par usinage ou par fabrication additive.

Radiographie panoramique ☐ (11) (13)

☐ Les praticiens en chirurgie dentaire et chirurgie maxillo-faciale recourent de plus en plus à des logiciels de chirurgie assistée par ordinateur pour la planification de l'intervention chirurgicale et la simulation de la pose des implants et des couronnes. A partir de l'imagerie au format **DICOM 3D (Digital Imaging and Communications in Medicine)** obtenue par tomographie ou par conversion d'un IRM, le logiciel construit un modèle 3D du maxillaire ou de la mandibule du patient. Le format DICOM 3D est un format de sauvegarde et de transfert des données informatiques nécessaires à la réalisation des images ainsi que des informations qui les accompagnent (noms du patient et du praticien, date de naissance, le n° de sécurité sociale etc.) mais aussi un format de communication avec des périphériques : outils de gestion, d'impression, etc. La dentisterie commence à adopter la norme DICOM 3.0 pour l'imagerie numérique dentaire mais elle n'est pas encore répandue uniformément



Exemple de conception d'une restauration prothétique intégrée à la représentation virtuelle de l'anatomie buccale

Source : Institut d'implantologie dentaire du Québec

☐

Les modélisations 3D sont générées par triangulation. On obtient des fichiers au format 3D STL. Ces fichiers 3D sont déjà utilisés pour la fabrication par procédé additif de guides chirurgicaux ou de copies physiques du maxillaire et de la mandibule pour résoudre les cas complexes. Il devient donc possible d'anticiper la réalisation de la prothèse dentaire temporaire, voire définitive, au travers d'échanges **STL** entre les chirurgiens-dentistes et les prothésistes dentaires.

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,

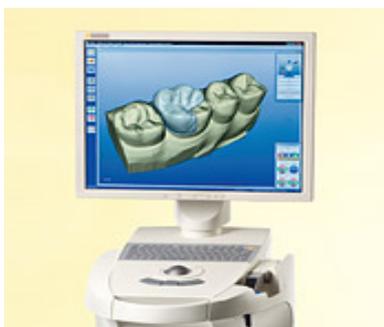
commercialisée par la société 3D Systems, fût la stéréolithographie (technique de polymérisation de résine par laser) d'où l'abréviation STL. Depuis, le format STL est devenu un standard de facto industriel pour la production par procédés aditifs de prototypes, d'outillages et de pièces, à partir de représentations 3D par triangulation.

Ce format est la référence d'échange entre les chirurgiens dentistes et les prothésistes dentaires.

Appareils d'empreinte numérique au cabinet (17) (45) (46) (47) (48)

Deux techniques d'imagerie numériques existent : l'échantillonnage par triangulation et l'imagerie confocale parallèle. Quatre produits sont disponibles dans le marché pour réaliser des empreintes numériques au cabinet dentaire : le CEREC AC® de Sirona, le E4 Dentist® de D4D Technologie, le iTero ®de Cadent et le Lava Chairside Oral Scanner ® (Lava COS) de 3M ESPE. Seuls le CEREC AC® et le E4 Dentist® peuvent être combinés à des logiciels et des appareils de conception et d'usinage de restaurations au sein du cabinet dentaire. Eux seuls permettent donc de réaliser des restaurations le jour même (en prothèse fixée).

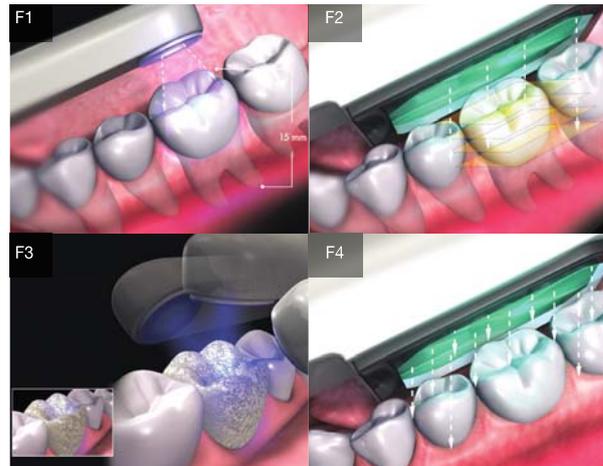
Le CEREC ® fut le premier système combinant un balayage numérique et un appareil d'usinage (1987).



La prise d'empreinte se fait par clichés successifs sur des surfaces *préalablement poudrées* (couche d'oxyde de titane) pour les rendre opaques et ainsi opto-lisibles. L'empreinte est sectorielle. L'antagoniste et la relation inter maxillaire sont enregistrés de la même façon ou par l'empreinte d'un silicone. A partir de ces empreintes le praticien réalise par CFAO des restaurations vitro-céramiques en une séance unique au cabinet. Il s'agit d'inlays, d'onlays, de couronnes et de facettes (voire de bridges de petite étendue dans un futur proche). L'actuel système d'acquisition d'image utilise une lumière bleue intense de type LEDs (Light Emitting Diodes). La méthode de visualisation est celle de triangulation active, où la caméra projette une lumière bleue sur la cible et le scanner capte en retour la réflexion de la lumière qui revient avec des variations d'angle selon la forme de la surface balayée.

Sirona vient de créer (Aout 2012) sa deuxième caméra haute performance dédiée au système de CFAO dentaire « CEREC ». Il s'agit de la caméra **CEREC Omnicam** qui réalise des clichés 3D sans poudrage et en couleur. Elle *permet une triple performance : prise d'image en continu, numérisation de l'arcade en couleurs naturelles et scannage sans poudrage.*

L'**iTero**®, apparu en 2007 fut le premier système d'empreinte numérique pour les systèmes conventionnels de restauration de type couronnes et bridges. A la différence des autres systèmes d'empreinte 3D, l'acquisition des images est assurée par l'utilisation d'une technique d'imagerie consistant en la projection de multiples *rayons lasers parallèles* sur la cible. Ce scannage enregistre tous les éléments et les matériaux présents en bouches *sans nécessiter de poudre de scannage*. Il peut donc se positionner directement sur la cible pendant le balayage. La caméra est en fait un «porte empreinte numérique» qui réalise des clichés successifs. L'empreinte quitte le cabinet dentaire par internet pour rejoindre un centre de production de modèles en résine de haute précision. Les modèles obtenus sont expédiés vers le laboratoire chargé de réaliser la prothèse. Ce seront des arcades complètes ou partielles, fractionnées à la demande.



Le **Lava COS** ou scanner buccal au pied du fauteuil fut commercialisé en 2008. Le système comprend un chariot mobile, un écran tactile et un scanneur avec une caméra intégrée au bout. Les surfaces doivent être préalablement séchées et une couche de poudre d'oxyde de titane est légèrement appliquée sur toutes les surfaces à balayer. La caméra Lava COS permet de «filmer» les arcades dentaires, zones des préparations et antagoniste. La technique de prise d'empreinte est très différente du système précédent. La capture de l'image est faite à travers **la caméra** qui **filme en continue**. Les arcades sont filmées en suivant un trajet rationnel. Une prise de vue du mordue enregistre la relation occlusale. Les fichiers sont adressés par mail au laboratoire partenaire et à un centre de production. Ils servent à réaliser la prothèse par CFAO et parallèlement la fabrication de modèles de travail en résine par stéréolithographie. Ce système permet de créer tout type de couronnes bridges.



Un système d'empreinte numérique utilisé pendant des années en orthodontie et plus récemment en prothèse partielle amovible pour la réalisation d'armatures métalliques est le

3D cross- section scanner CXM-I de Airbraces. Ce système de balayage possède la précision requise pour assurer la conception et la fabrication des armatures métalliques pour la prothèse partielle amovible.

Conception assistée par ordinateur (6) (13) (14) (15) (16) (17) (26) (30)

« La plupart 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. » (51)

Les fichiers exportés par la plupart des logiciels de CAO dentaire sont « 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. Les logiciels diffèrent selon le type de restauration envisagée (prothèses fixées unitaires ou plurales, prothèses hybrides supra-implantaires, armatures métallique). Ces logiciels enregistreraient tout d'abord uniquement la forme des dents et des tissus environnants. Ils commencent à exploiter peu à peu la cinématique mandibulaire lors d'une restauration.

Connaître le rapport d'occlusion est indispensable pour effectuer une restauration. Il existe différentes méthodes d'enregistrement de l'arcade antagoniste (enregistrement du rapport d'occlusion) selon l'appareil d'empreinte numérique utilisé.

Ainsi avec le système E4D Dentist, l'enregistrement de l'occlusion ne se fait pas par balayage de l'arcade antagoniste mais au moyen d'un matériau d'empreinte placé au sommet de la dent préparée pour la restauration. Le scanner enregistre l'ensemble matériau d'empreinte-dent cible découverte et utilise ensuite l'information pour la conception de la future restauration.

Le système iTero quant à lui procure des modèles en couleurs et en 3D après balayage des deux arcades. Lors de la phase de conception, le praticien peut vérifier le balayage depuis tout angle de vue. Un articulateur numérique permet au praticien de réévaluer la dimension verticale et de réaliser toutes les modifications nécessaires sur les préparations ou sur les arcades antagonistes.

Fabrication assistée par ordinateur (50) (62)

La fabrication assistée par ordinateur est basée sur deux opérations primordiales : la préparation pour la fabrication et la réalisation des séquences de mise en forme d'une ou de plusieurs maquettes numériques.

Dans le domaine de la prothèse dentaire, on fabrique rarement à l'unité. On produit des petites séries de pièces personnalisées. Le nombre d'éléments par cycle dépend de la taille du brut à usiner ou de la taille du plateau pour la fabrication additive.

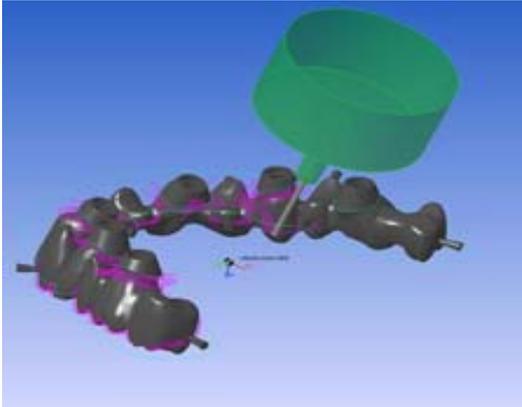
La préparation d'une production consiste à placer les maquettes 3D à fabriquer dans le brut ou sur le plateau. □L'information est ensuite envoyée au centre de fabrication.

Fabrication par soustraction : usinage (7) (36) (63)

L'usinage consiste à mettre en forme un objet par soustraction de matière

Préparation pour la fabrication :

Pour l'usinage, l'opérateur sélectionne un lot de modélisations 3D et le logiciel de FAO suggère leur positionnement dans le brut à usiner et place les tiges de maintien. L'intervention de l'opérateur est parfois nécessaire afin d'augmenter le nombre de pièces produites sur un même brut à usiner, dans un souci d'économie de matière perdue. Les bruts qui ne sont pas complètement usinés sont réutilisés pour d'autres réalisations.



Exemple d'un parcours
d'usinage généré avec
le logiciel de FAO WorkNC

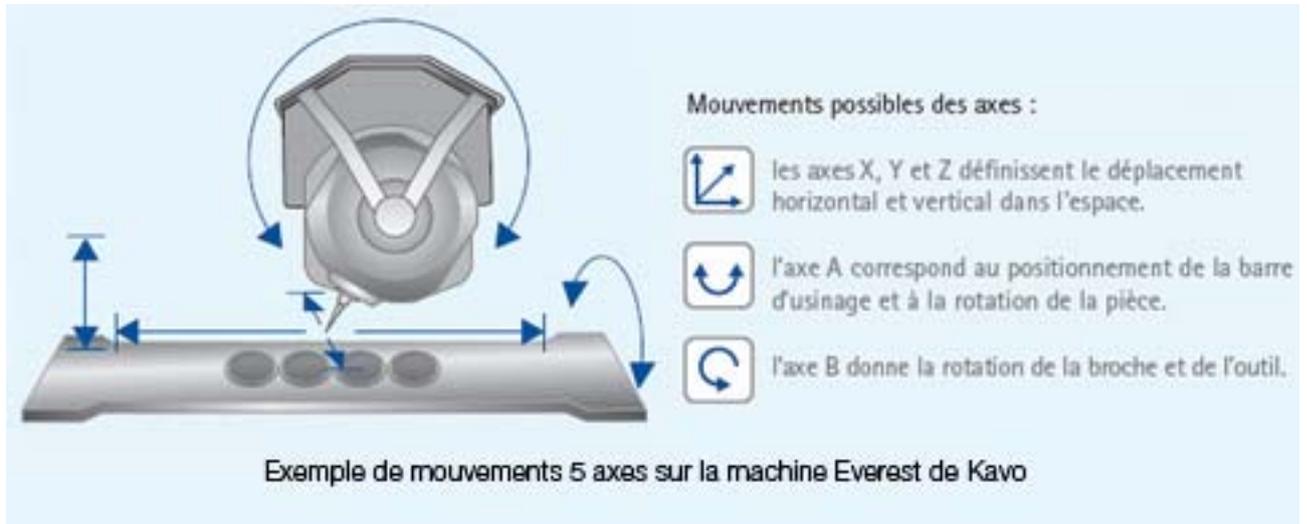
Source : Sescoi

Création des séquences de mise en forme

Dans le domaine de la prothèse dentaire, bien que chaque armature ait une géométrie unique, la morphologie des armatures est constante. Il est donc possible d'appliquer la même stratégie d'usinage pour un type de restauration. C'est pourquoi, des programmeurs FAO chez les fournisseurs définissent des stratégies d'usinage qui sont incorporées aux logiciels pour la génération automatique des programmes d'usinage. □□

L'usinage est le moyen de fabrication qui offre la plus grande précision, ce qui en fait la technique la mieux appropriée à la fabrication de composants pour les superstructures sur implants qui exigent une excellente passivité. □□ Le nombre de machines-outils adaptées à la production de restaurations dentaires a longtemps été limité aux offres de cinq sociétés mais une vingtaine de machines d'usinage sont désormais commercialisées en France.

Les machines 3 axes sont suffisantes pour usiner des couronnes, des chapes et des bridges. Le nombre d'éléments d'un bridge dépend du brut à usiner supporté par la machine. Elles permettent également d'usiner des barres à sens d'insertion simple. □□ Les machines 4 axes permettent d'étendre l'usinage à la fabrication de piliers. □□ L'usinage 5 axes est nécessaire pour usiner des supra-structures complexes, telles des barres à directions divergentes et pour l'usinage en simultané d'une série de piliers.



□ Les capacités machines ne suffisent pas, il faut en plus posséder un logiciel de FAO capable de générer en automatique les programmes d'usinage à adresser au directeur de commande numérique de la machine.

Fabrication par addition (66)

La fabrication additive consiste à mettre en forme un objet par ajout de matière (par empilement de couches successives). Le principal avantage de cette technique de fabrication est qu'elle permet de produire simultanément des pièces de morphologies différentes et de formes complexes.

Préparation pour la fabrication :

Pour la fabrication additive, la préparation des plateaux de fabrication est plus ou moins automatisée. □ Les machines d'impression 3D déposent simultanément le matériau calcinable qui va former la pièce et un matériau support qui sera dissout après fabrication. Pour les autres techniques additives, il est nécessaire de générer des tiges qui servent à maintenir la pièce pendant sa construction et qui seront retirées manuellement après la fabrication. C'est le cas pour la fabrication par polymérisation de résine contenue dans un bac ou par micro-fusion laser de poudres métalliques. Normalement, toutes les machines intègrent un logiciel de placement des modélisations 3D sur le plateau et de génération automatique des tiges de

construction mais parfois ces logiciels ne sont pas adaptés à la fabrication de prothèses dentaires.

Création des séquences de mise en forme

Chaque constructeur de machine de fabrication additive recourt à une technique de mise en forme des matériaux qui lui est propre. Tous proposent leur propre logiciel pour le paramétrage ou la création des séquences de mise en couche ainsi que l'exécution et la supervision du cycle de fabrication.

□ Cette technique, née dans le début des années 80, a d'abord permis la mise en forme d'objets en résine photo-polymérisable qui ne pouvaient être destinés qu'à un usage de maquette pour la validation de forme. C'est pourquoi, on l'avait désigné par l'expression « prototypage rapide ». Depuis, les procédés, les matériaux et les technologies ont évolué. Les maquettes en résine sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue. Puis les technologies mises en œuvre ont permis de fabriquer des prototypes fonctionnels en résine, en plastique, en métal et en céramique. Et aujourd'hui, il est devenu possible de fabriquer des pièces en plastique ou en métal dites en « bonne matière », c'est-à-dire à usage final et non plus à usage de prototype ou de modèle. On parle alors de « Fabrication Directe » car on forme une pièce directement à partir de sa représentation numérique 3D, sans passer par un moule ou par l'usinage d'un brut. □

L'expression « imprimante 3D » désigne les machines de fabrication additive utilisant le même principe que l'impression par jet d'encre pour le dépôt sélectif, soit du matériau à l'état liquide, soit d'un liant venant agglomérer des poudres. Dans le langage usuel, cette expression désigne les machines de fabrication additive pouvant s'utiliser dans un environnement de bureau et permettant un rechargement facile du matériau, en remplaçant une cartouche ou en remplissant un bac. □

CHAPITRE III : DONNEES ACTUELLES DE LA CFAO EN PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE : (3) (14) (15) (16) (17) (18) (32) (37) (38) (49) (61) (63) (69)

Le premier logiciel de CAO pour la modélisation 3D de châssis métalliques a été mis au point en 2006 à l'initiative d'un prothésiste français : M. David NEGRE. Il s'est inspiré du système de sculpture numérique de l'éditeur américain Sensable, basé sur la modélisation tactile avec un bras de retour d'effort. Il a fait personnaliser le logiciel pour l'adapter à la modélisation des châssis donnant naissance au système Digistell.



Le Dental Lab System de Sensable avec la bras de retour d'effort Phantom Desktop associé au logiciel de CAO Freeform ; commercialisé en France par Byosys.

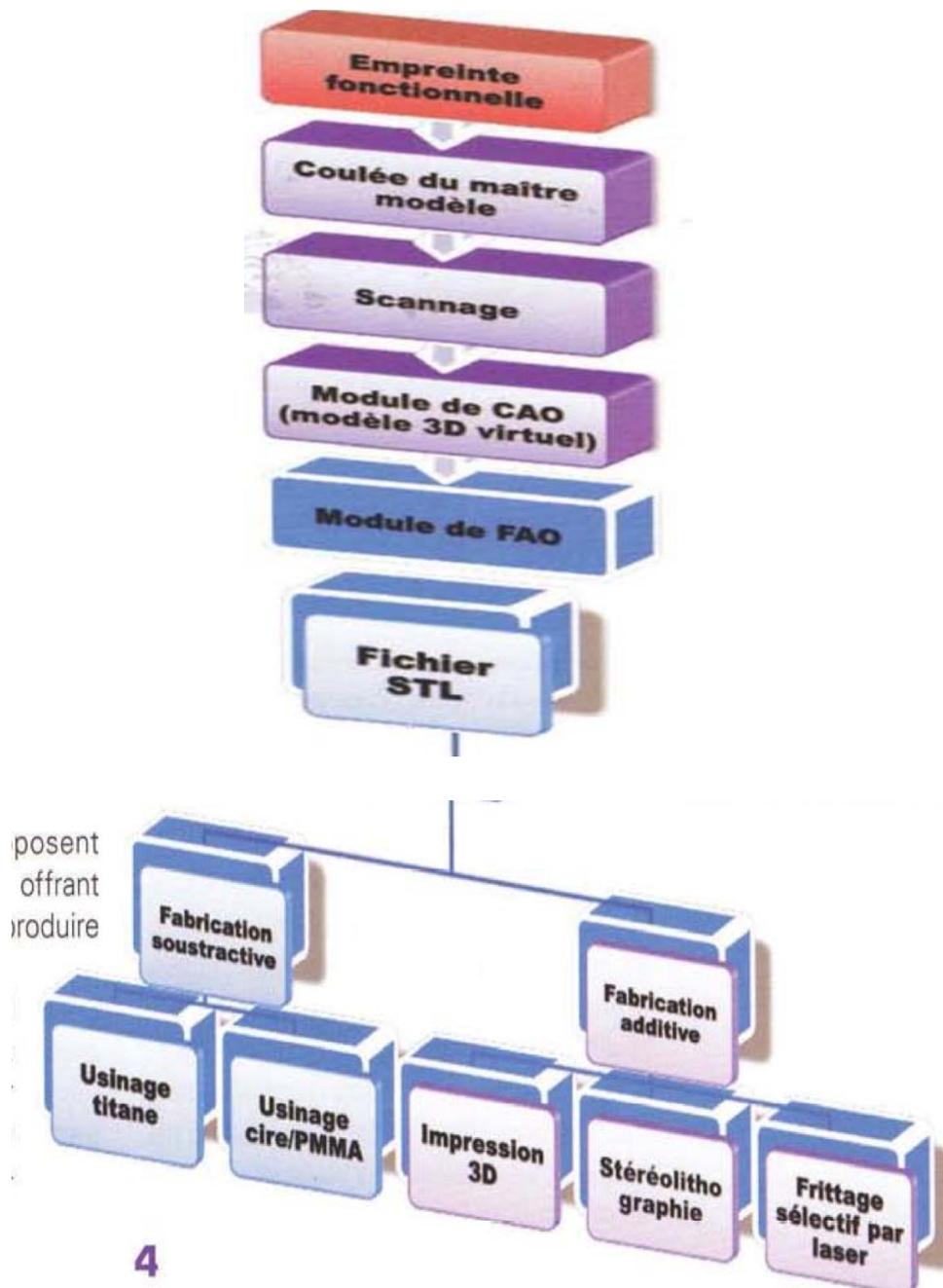
Source : Sensable

Puis Sensable a également lancé son propre système pour la modélisation de prothèses dentaires : châssis amovibles et armatures de prothèses fixes.

La société C4W a repris la marque Digistell mais avec le développement d'une nouvelle version du logiciel Digistell s'affranchissant du bras de retour de force, commandé par une souris.

Pour l'instant, il n'existe pas de logiciel pour la modélisation numérique de prothèses dentaires adjointes en résine, tout simplement parce qu'il n'y a pas de procédés automatisés capables, aujourd'hui, de mettre en forme ce type de prothèses.

Ce chapitre prend comme référence le logiciel Digistell de chez Digilea.



III.1 Scannage:

Les premières étapes de la réalisation d'un châssis métallique en FAO sont les étapes que l'on retrouve dans la pratique de la prothèse partielle amovible traditionnelle : il s'agit donc de réaliser les empreintes primaires puis anatomofonctionnelles des structures dento-ostéomuqueuses dans le but d'obtenir un modèle de travail.

Il s'en suit une étape de scannage du maître-modèle par le scanner Ovascan par projection de

franges de lumière blanche très peu sensible aux phénomènes de réflexion, ce qui évite l'utilisation de sprays ou poudres anti- reflets. Cette opération demande 4 à 5 minutes.

On importe ensuite l'image 3D obtenue du modèle dans le logiciel de modélisation. C'est à ce stade que l'on détermine visuellement l'axe d'insertion. Il est en effet indispensable de respecter les principes de base de conception de la prothèse partielle amovible et donc de déterminer l'axe d'insertion idéal. Un paralléliseur numérique constitue une alternative à l'outil traditionnel du prothésiste. Il permet d'identifier instantanément par un affichage couleur les zones de contre-dépouille d'un modèle et d'en définir l'axe d'insertion idéal en moins d'une minute. Ces contre-dépouilles vont être comblées par un ajout de cire de dépouille, réalisée de manière unitaire, élément par élément.

La mise en évidence des zones de rétention permet de placer au mieux les crochets.

III.2 CAO : (3) (14) (15) (16) (17) (18) (32) (37) (38) (49)

A l'aide de la spatule numérique le prothésiste dispose les décharges destinées à recevoir les grilles de rétention.

Puis il commence à tracer les crochets et les potences par des segments de courbe dont la section est en « demi rond » et dont le diamètre sera déterminé par l'opérateur au centième de millimètre, selon les indications cliniques du chirurgien dentiste.

Ensuite le tracé du châssis est effectué. Il est déterminé par une courbe fermée qui détermine la surface de la plaque. L'épaisseur en sera déterminée de la même façon au centième. Il faut savoir qu'il n'y a pas de tracé type. Digistell permet au prothésiste de s'affranchir de certaines tâches (comme la préparation des modèles, la duplication et l'utilisation de préformes en cire) mais il lui laisse la maîtrise complète des choix de conception du châssis. La prévisualisation dynamique des tracés assure à l'utilisateur un dessin rapide et précis.

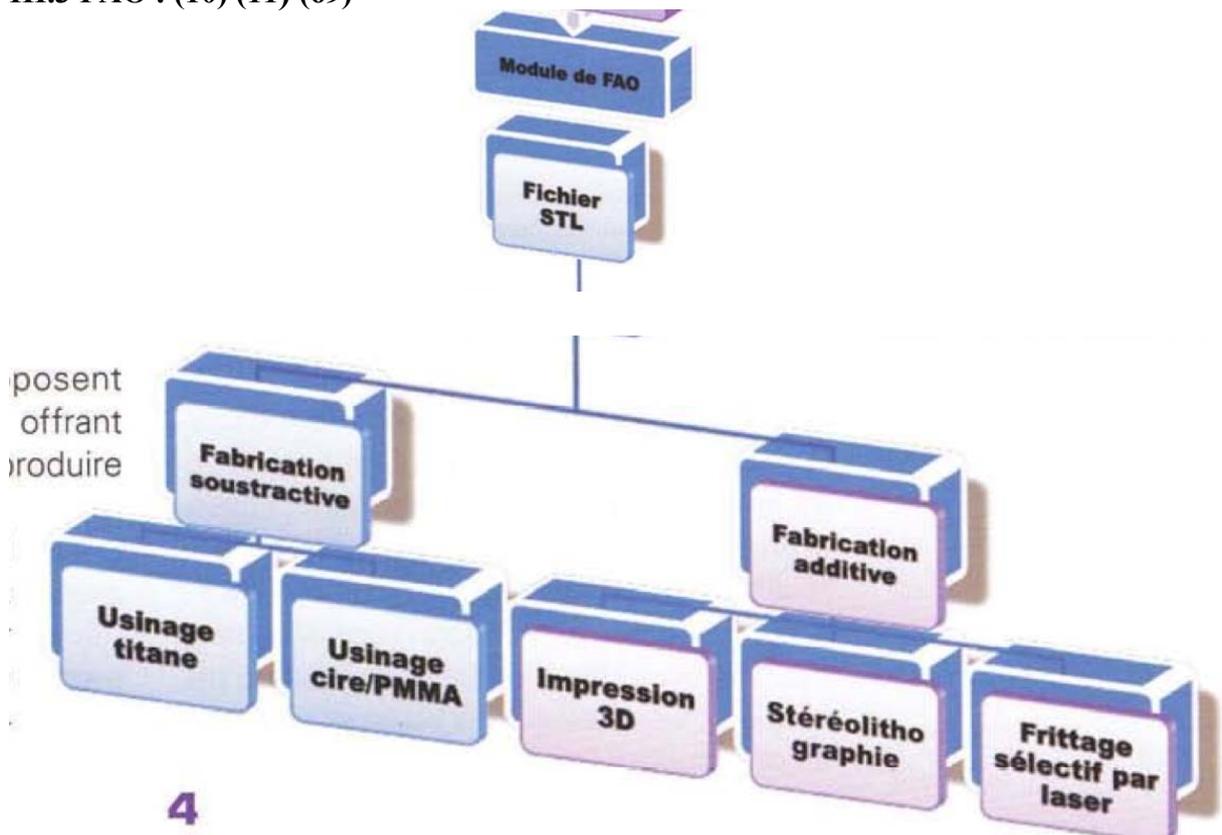
La silhouette du stellite est alors achevée. Il faut à présent appliquer le granité en fonction d'une bibliothèque de base (fin, moyen, épais) qui peut être enrichie par l'utilisateur de manière aisée.

Les grilles de rétention sont créés à leur tour selon une bibliothèque de base de quatre profils prédéfinis. Digilea peut fournir à la demande des profils particuliers. Il est possible de retoucher le stellite pour quelques finitions, liaison des éléments, lissages, additions, fusions de formes. Il ne reste plus qu'à l'envoyer en production.

La production peut être effectuée au laboratoire avec une « imprimante » 3D ou confiée à un centre de production externe librement choisi. On peut imprimer plusieurs stellites à la fois. Selon les marques, cela peut aller de 12 à 13 en 8 à 9 heures (imprimante Neo), jusqu'à 20 pour une durée totale d'impression d'environ 6 heures avec l'imprimante Envision Tech.

Les modèles obtenus sont ensuite archivés en format STL

III.3 FAO : (10) (11) (69)



La fabrication peut se dérouler selon deux grands principes : par soustraction ou par addition.

III.3.1 Les techniques soustractives : (usinage) (6) (7) (21) (63)

Les techniques d'usinages développées 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 numérique en mouvement analogique que réalise une machine-outil. Le programateur élabore les parcours d'outils. Les outils de coupe sont alors pilotés par la machine dans les trois sens de l'espace, combinaison de déplacements latéraux, verticaux, d'avance ou de recul.

A partir d'un bloc de matière la pièce prothétique est fabriquée. Le principe de cet usinage est de produire directement la structure prothétique dans la bonne matière (zircone, titane, métal), la même machine permettant souvent de mettre en forme différents matériaux. 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 de production de châssis de prothèse partielle amovible en cobalt- chrome. Les pièces métalliques à usiner nécessiteraient des blocs trop volumineux avec d'importante perte de matière brute. Le temps d'usinage serait trop long, l'usure des outils de coupe trop rapide. De plus l'usinage n'est pas toujours un procédé de mise en forme approprié du fait de la complexité de formes notamment au niveau des crochets. Pour l'usinage de pièces prothétiques aux formes aussi complexes les machines-outils utilisées doivent être à 4 ou 5 axes. Seule les possibilités de rotation combinée du plateau portant la pièce à usiner ainsi que de la broche porte-outil permettent tous les angles d'attaque pour la structure.

Malgré cela, l'usinage est utilisé pour la fabrication de châssis en prothèse partielle amovible. Il est alors réalisé à partir de blocs de titane.

Technique par usinage de blocs de Titane (40)

Certains laboratoires commencent à proposer des châssis usinés mécaniquement par CFAO en titane.

Le titane possède des caractéristiques qui font de lui et de ses alliages des métaux très attractifs pour la réalisation de châssis: faible masse volumique (prothèses légères), excellente mouillabilité, comportement élastique unique, résistance à la corrosion, biocompatibilité qui n'est plus à démontrer, possibilité de réaliser des restaurations composites homo-métalliques.

Il présente de nombreux avantages tels que la précision, l'absence de porosité et d'impuretés. Il permet la suppression de la coulée. Malheureusement son usinage est délicat : production de copeaux inflammables, arrosage à haute pression obligatoire, usure rapide des outils de coupe. Son usinage nécessite encore des temps assez importants et surtout un outillage coûteux. Cette technologie novatrice est prometteuse mais encore peu pratiquée, notamment en raison du coût de production à l'unité conséquent.

Usinage de châssis en matériaux calcinables (cire ou résine) (62) (63)

C'est une méthode alternative de plus en plus retenue par les laboratoires. Le modèle prothétique est usiné en cire ou en résine calcinable pour reprendre ensuite les procédés traditionnels de fabrication.

L'intérêt de cette technique est dû au gain en précision d'exécution et en temps dans les séquences de conception de l'armature en évitant des séquences fastidieuses de duplication, de confection des maquettes d'occlusion ainsi que le positionnement des tiges de coulée. Cependant à la fin de l'usinage, le processus de fabrication reste traditionnel : la coulée traditionnelle est toujours nécessaire. L'apport de la CFAO reste cependant 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.

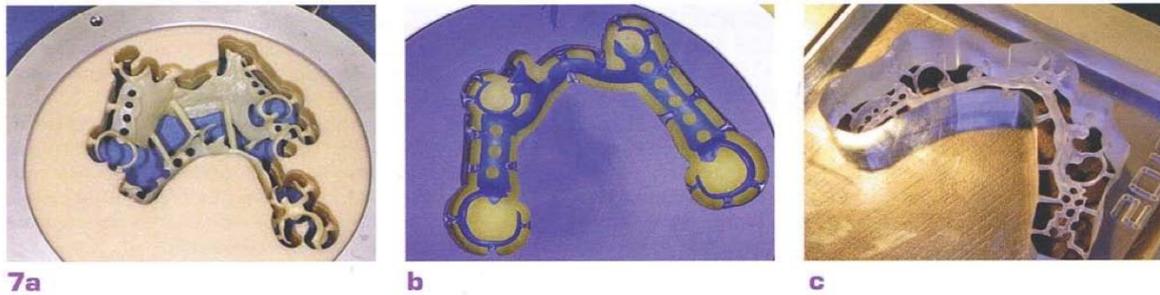


Fig. 7 a, b et c. Usinage de châssis dans des blocs de matériaux calcinables : cire, résine et papim.

Fig. 8 Après l'usinage, la fabrication redevient traditionnelle mais les pièces coulées sont plus précises et de ce fait, les temps de finition sont raccourcis.

III.3.2 Les techniques par addition : (56) (64)

La méthode de fabrication la plus appropriée d'un châssis à partir d'une maquette numérique est la fabrication additive (principalement avec les imprimantes 3D de maquettes calcinables), *mais il est également possible de produire des châssis directement en métal par procédé additif, avec les techniques de micro-fusion de poudres par laser*. La principale difficulté réside dans la métallurgie des crochets qui peuvent être cassants.

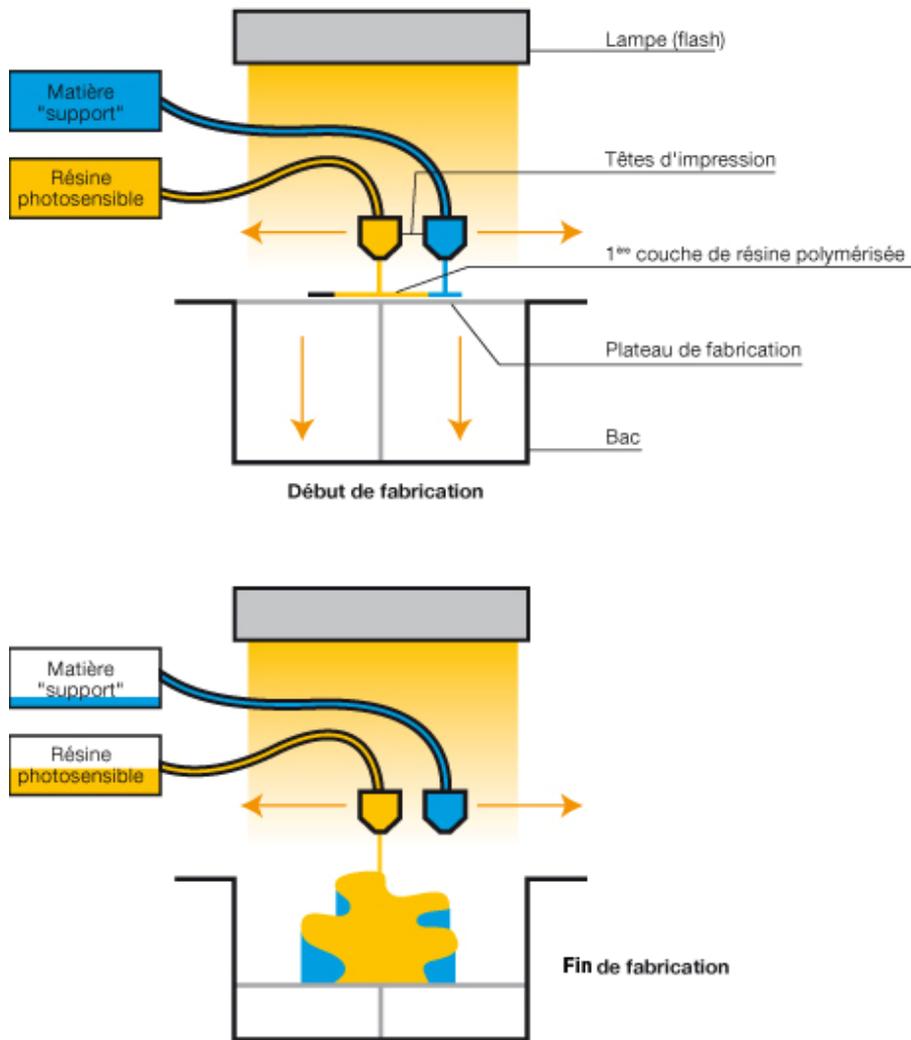
Fabrication de modèle calcinable

La fabrication additive de maquettes calcinables est la technique de fabrication numérique la plus simple d'emploi. Elle permet le modelage de toutes les maquettes 3D créées en CAO avec une précision machine de 20 à 50 μm . La fabrication additive est la seule technique éprouvée pour produire les maquettes calcinables de châssis à partir de leur modélisation numérique. Cette technique s'inscrit dans les procédés traditionnels de fabrication métallique par fonderie à cire perdue. Le gain de précision procuré par l'utilisation de la CAO couplée à la fabrication numérique est important. Deux techniques de modelage numérique sont

proposées : l'impression 3D (modelage par dépôt sélectif en jets multiples de cire ou de résine) et la stéréolithographie par UV sélectifs.

L'impression 3D ou modelage par dépôt en jets multiples : (56) (65) (68)

L'objet ou la série d'objets sont construits sur un plateau. Une tête d'impression comprenant plusieurs buses se déplace sur le plan horizontal et projette de manière sélective le matériau pour construire chaque couche de la pièce. Pour réaliser une autre strate, le plateau descend de la valeur de l'épaisseur de la couche suivante, puis une nouvelle couche de matériau est déposée. Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires pour obtenir l'objet. La fabrication d'un objet ou d'un ensemble d'objets nécessite la construction d'un support pour que les parois ne s'effondrent pas. Ces supports sont réalisés avec un matériau soluble, ce qui facilite leur suppression, dans un bain ou par projection d'une solution liquide. Les pièces obtenues sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue. □



Deux techniques d'impression 3D sont proposées : par injection de cires ou bien par injection de résine.

Impression 3D par injection de cires

L'injection simultanée de deux cires, celle du modèle et une servant de support de construction, est nécessaire pour la création des couches (de 13 à 76 μm). Un surfacage par fraisage est réalisé après chaque génération de couche pour obtenir une bonne planéité et améliorer la précision des pièces obtenues. La cire support est éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température. □

Cette méthode présente des avantages tels que la facilité de la mise en œuvre (support de construction généré automatiquement). Les modèles en cire sont d'une très grande finesse et

précision. Mais elle présente également des inconvénients, notamment un temps de fabrication important, même pour des pièces de petites dimensions.

Impression 3D par injection de résines et polymérisation par UV

Les couches successives (de 16 à 32 μm) sont créées par l'injection simultanée de deux résines, celle du modèle et une autre qui sert de support de construction. A chaque couche déposée, une source UV est utilisée pour solidifier par polymérisation la résine photosensible. La résine support est éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température ou par jet d'un solvant. Les objets finis sont ensuite nettoyés puis mis au four pour finaliser la polymérisation.

Cette méthode présente des avantages intéressants comme la facilité de la mise en œuvre (support de construction généré automatiquement), une importante productivité : jusqu'à 160 éléments ou 20 châssis par plateau.

Mais chaque machine est paramétrée pour un seul matériau. Le coût du matériau dédié est généralement élevé. Les têtes d'impression ont tendance à se boucher quand la machine est peu utilisée. Il faut donc prévoir un contrat d'entretien ou apprendre à déboucher soi-même les têtes d'impression.

Stéréolithographie : modelage par polymérisation UV sélective d'un mélange cire et résine liquide photosensible contenue dans une cuve. (56) (65)

Le procédé SLA (stereo-litography apparatus) a été historiquement le premier 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.

Son principe général de fonctionnement repose sur la récupération du fichier STL de l'objet 3D par le logiciel de la machine qui le découpe ensuite en strates et crée une image bitmap¹

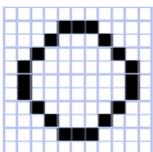
¹ Une image bitmap est une image pixellisée, c'est-à-dire un ensemble de points (pixels) contenus dans un tableau, chacun de ces points possédant une ou plusieurs valeurs décrivant sa couleur.

de chaque strate.

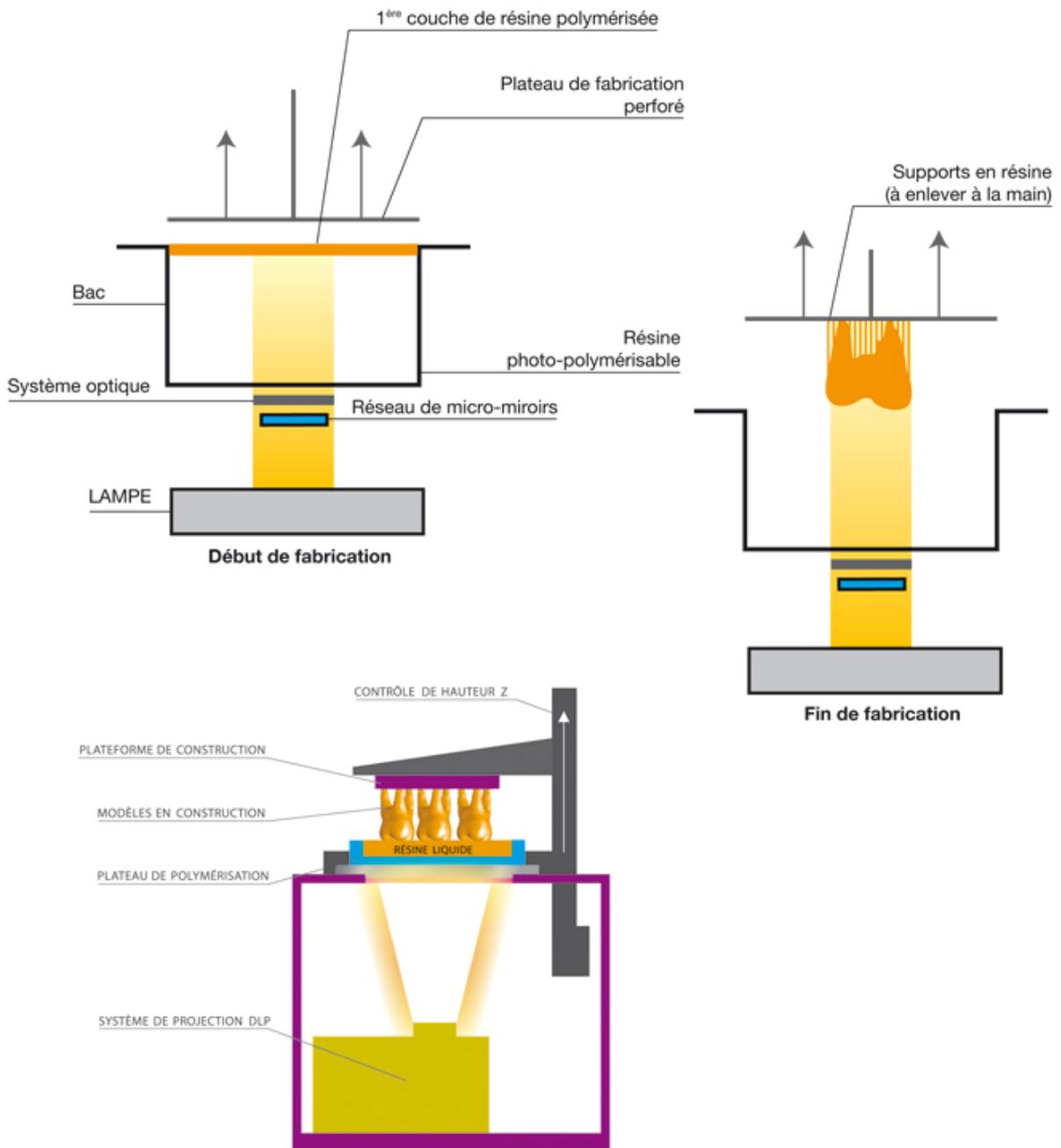
Une plate-forme horizontale est plongée dans une cuve de résine liquide photosensible. L'image bitmap d'une strate est projetée en surface du bain de résine. La résine est alors photo-polymérisée selon l'image bitmap projetée. Cela est réalisé grâce à une matrice constituée de miroirs numériques contenus dans le processeur de lumière numérique. Les miroirs sont orientés différemment selon le but recherché (polymérisation ou non). Ils sont orientés en direction de la source de lumière pour effectuer la polymérisation (par réflexion) ou loin de la source, de manière à bloquer la lumière. Pour réaliser une autre strate, le plateau de construction monte ou descend 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 pour obtenir l'objet. La fabrication d'un objet nécessite la construction de supports pour que les parois ne s'effondrent pas. Ces supports sont réalisés sous forme de tiges dans le même matériau que les pièces, ce qui nécessite de les enlever manuellement. □ Que se soit par impression 3D ou par stéréolithographie, les pièces calcinables obtenues sont utilisées comme modèles pour la fonderie à cire perdue. Le processus de fabrication reprend alors la chaîne traditionnelle : mise en revêtement, coulée de l'alliage et finitions.

Les avantages de cette technique sont nombreux : il est possible de mettre en forme différents matériaux avec la même machine, il suffit de □ changer la cuve. La machine est fiable et facile d'entretien. Les matériaux utilisés ont un coût compétitif. La maintenance peut être réalisée à faible coût, à condition de ne pas prendre le contrat de maintenance proposé par le constructeur.

Mais elle présente également des inconvénients : □ la technique de fabrication nécessite une préparation à partir des maquettes 3D □ pour la mise en place des supports de construction, non automatisée pour les □ châssis. Il existe une distorsion des pièces sur les côtés à cause du dispositif optique. Le retrait des étais est délicat. Le prix de la machine est élevé au regard de la technologie mise en œuvre. □ La durée de vie de la lampe UV est d'environ 1500 heures ; pour éviter l'usure inutile de la lampe (hors production) il faut éteindre la machine, or à



chaque démarrage, il faut calibrer la machine. La durée d'un cycle de fabrication est la même pour un seul élément que pour un plateau complet. □



III.3.2 Le frittage de poudre ou micro-fusion de poudre métalliques (36) (39) (69)

Il s'agit d'une fabrication directe d'armatures métalliques. Elle utilise le même processus numérique que l'impression 3D (mise en forme couche par couche à partir de la stratification de la maquette virtuelle), sauf qu'au lieu de fabriquer des maquettes en cire ou en résine calcinable, on fabrique directement des armatures en métal, essentiellement en Cobalt-Chrome.

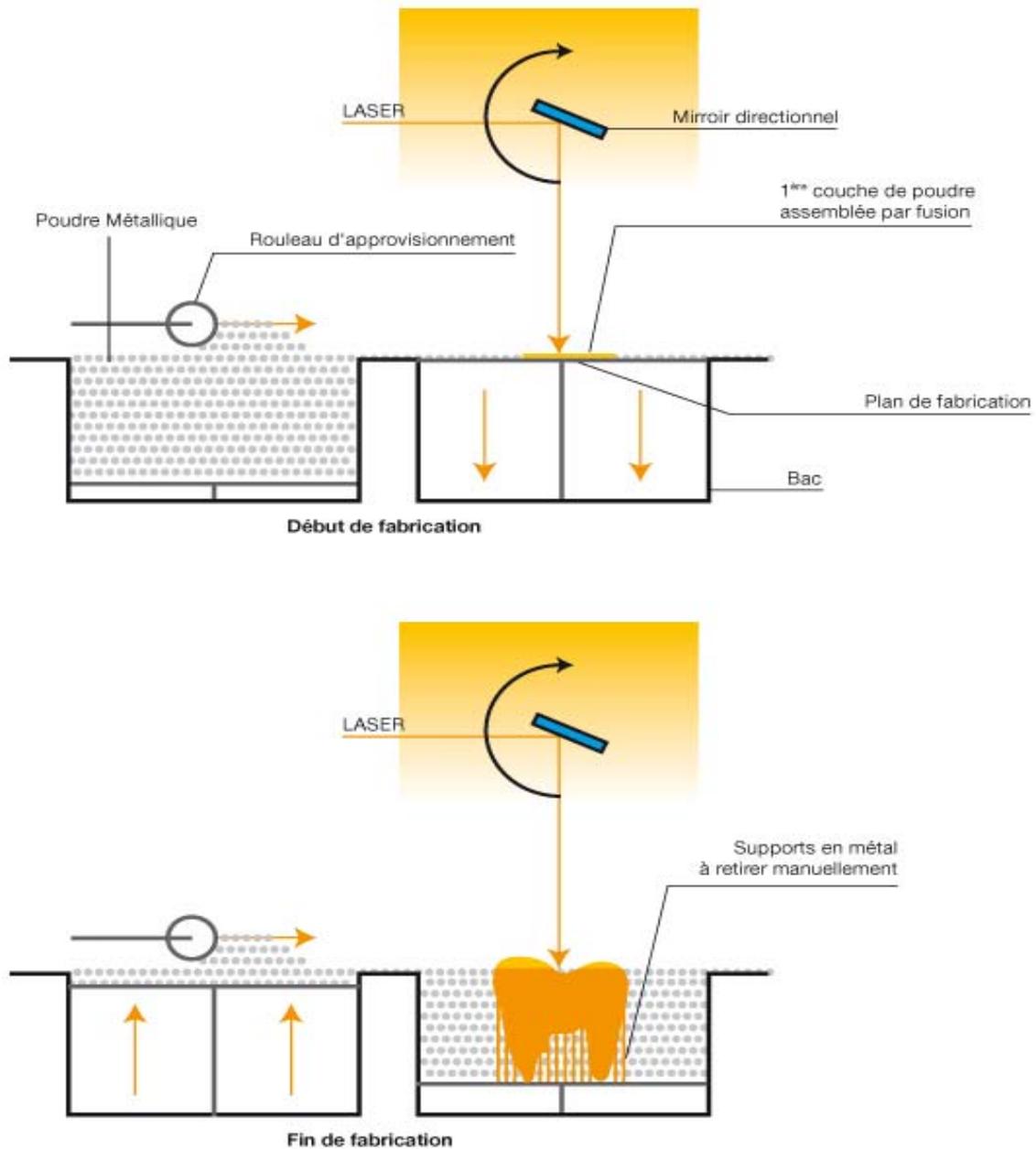
La fabrication additive a fait une avancée importante avec la micro-fusion de poudres métalliques par laser ou par faisceau d'électrons. Le procédé consiste à fondre la poudre selon les paramètres géométriques définis à partir d'un fichier CAO, puis la poudre fondue est solidifiée rapidement formant des cordons de matière solide.

La micro-fusion sur lit de poudre consiste à déposer sur une plaque support un lit de poudre d'épaisseur de quelques dizaines de micromètres, puis un faisceau laser ou d'électrons, contrôlé par un système optique, vient chauffer les grains de poudre jusqu'à leur température de fonte. La poudre est fondue de manière sélective, selon les paramètres géométriques définis à partir d'un fichier CAO. 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 répète jusqu'au produit fini. Pour éviter toute oxydation à haute température, le travail s'effectue en environnement contrôlé (Azote, Argon). □

Les avantages sont multiples : il n'y a pas d'usure d'outils de coupe et peu de perte de matière (recyclage de la poudre non solidifiée). Ceci rend cette technique de fabrication très compétitive. La précision est haute.

Cependant, elle ne permet que la fabrication exclusive de couronnes, chapes et bridges en cobalt-chrome ; de plus elle nécessite un post-traitement des pièces fabriquées pour le retrait des supports de construction grattage et polissage par micro-grenaillage (facultatif) ainsi qu'un passage au four dans certains cas. □ Le prix des machines est relativement élevé, ce qui

en fait une technologie réservée aux centres de production ou aux très grands laboratoires. Des difficultés persistent dans la métallurgie des crochets.



Les avantages de la CFAO en PPAC par rapport à la méthode conventionnelle sont nombreux.

L'utilisation de la CFAO permet un gain de temps dans la modélisation du châssis encore plus importante qu'en prothèse fixée. Il faut dix à vingt minutes à un utilisateur pour mettre au point un châssis (allant de la détermination de l'axe d'insertion au tracé du châssis et au positionnement des grilles, taquets et autres éléments). Cela permet au prothésiste de s'affranchir de certaines tâches telles que la préparation des modèles, la duplication et l'utilisation de préformes en cire qui sont longues, fastidieuses et qui présentent un côté rébarbatif.

Le gain en temps concerne également la fabrication du châssis. A ce niveau, le gain se répercute principalement au niveau du temps actif : quatre-vingt quatre minutes en CFAO contre cent douze en méthode conventionnelle. Le temps « mort », d'attente est plus important par contre en CFAO (neuf cents seize minutes contre cinq cents quatre-vingt quinze minutes en conventionnelle). Il est cependant possible de fabriquer plusieurs châssis différents sur un même plateau aboutissant. Cette méthode permet ainsi l'augmentation de la productivité en diminuant le temps des cycles de production et en permettant la fabrication de plusieurs châssis sur un même plateau.

Outre le gain en temps, la CFAO permet une économie sur l'alliage et le revêtement. En effet dans les techniques soustractives, revêtement et coulée de l'alliage sont supprimés. Ces étapes persistent cependant dans la fabrication par addition. Elle permet tout de même une économie de matériaux jusqu'à 50% pour l'alliage et 70% pour le revêtement dans le cas de coulée groupée et bien sur 100% pour la duplication ce qui n'est pas négligeable en matière de stellite puisque la fourniture représente environ 20% du prix de revient.

Le gain en précision est indéniable et permet d'obtenir des prothèses qui s'adaptent parfaitement. Des retouches sont possibles à tout moment. La CFAO aboutit à une amélioration de la qualité et du confort de travail.

De toutes les techniques de fabrication additive, la fabrication directe, par frittage ou micro-fusion de poudres est, sans nul doute, celle qui a le plus de devenir pour la fabrication d'armatures et de châssis en métaux durs car elle est parfaitement adaptée à la production de

masse personnalisée, plus rapide et plus rentable que le procédé de fonderie ou d'usinage. Les techniques d'impression 3D et de stéréolithographie ont globalement une productivité similaire (précision d'une 20 μm , soixante-dix éléments produits par cycle de 2h30).

La CFAO présente également un avantage d'un point de vue administratif. Le stockage d'information par le biais des maquettes 3D permet un archivage aisé sur l'ordinateur. Cela évite l'accumulation de modèles d'études, volumineux et fragiles, pendant plusieurs années.

Enfin, les logiciels mis au point sont plutôt simples d'utilisation et présentent même un aspect pédagogique et ludique pour les utilisateurs.

Cependant, la CFAO, très récente (voire « naissante ») dans le domaine de la PPAC, présente des limites. Actuellement, le scannage ne concerne que les modèles secondaires après réalisation conventionnelle de l'empreinte anatomo-fonctionnelle. Le système d'empreinte numérique doit encore se développer et progresser pour permettre la gestion des tissus mous et rendre ainsi possible une empreinte anatomofonctionnelle numérique ! Il est également important de prendre en compte certaines caractéristiques de la cavité buccale comme l'humidité. En prothèse fixée, il est parfois nécessaire de recourir, encore aujourd'hui, à plusieurs séances de prise d'empreinte afin d'obtenir une image nette, « nettoyée » grâce à un processeur de nettoyage. Les empreintes numériques ne présentent un intérêt que si elles offrent un gain de temps (ou, à défaut, n'en font pas perdre !). Il est indispensable, pour une bonne conception de châssis, de se procurer une représentation précise des dents adjacentes et antagonistes.

Actuellement, la conception du châssis métallique en CFAO ne prend pas en considération le modèle antagoniste. La conception se fait donc sans avoir d'information précise sur l'occlusion. Cela peut être source d'erreur (positionnement des taquets en sur-occlusion par exemple). Le champ de la simulation numérique n'a pas encore été investi. La cinématique numérique devrait permettre de remplacer la validation physique articulaire et occlusale par une validation numérique avec des modèles virtuels de la prothèse dentaire, de l'articulation orale et de l'anatomie occlusale. □ □

Des recherches universitaires, dans le domaine de l'orthodontie, ont démontré qu'il est possible de simuler numériquement des mouvements mandibulaires ainsi que des déplacements des deux arcades de manière à optimiser les contacts occlusaux. Le couplage de la numérisation 3D intra-buccale avec la reconstruction 3D de l'anatomie occlusale à partir de l'imagerie médicale laisse entrevoir la possibilité de concevoir et valider des restaurations prothétiques dans un environnement totalement virtuel, sans aucun moulage.

La gestion de l'occlusion en CFAO touche ses limites lorsque la morphologie occlusale nécessite la prise en considération des paramètres du déterminant postérieur. C'est le cas lors de la reproduction du guidage antérieur, lors de reconstruction de grande étendue ou encore lors d'une réhabilitation en antéposition mandibulaire. Nous avons tout de même la possibilité de faire appel à la fonction « articulateur virtuel », fonction intégrée dans certains logiciels de CAO dentaire. Ce n'est autre que la reproduction informatique des mouvements imposés par les simulateurs mécaniques aux arcades dentaires numérisées. Mais, dans ces situations cliniques particulières, il serait nécessaire d'utiliser un axiographe afin de récupérer les paramètres du déterminant postérieur, axiographe qui reste à ce jour un outil encore bien palpable.

Mais à ce niveau les progrès technologiques n'ont pas dit leurs derniers mots, et il sera bientôt possible de dématérialiser l'intégralité de la chaîne de conception. Cela en partie grâce aux dernières évolutions des nouveaux scanners médicaux.

Dans le domaine de la fabrication numérique, des travaux de standardisation sont en cours afin de formaliser la norme ISO STEP-NC. L'objectif est de définir un standard permettant de préserver l'intelligence des modèles CAO tout au long de la chaîne numérique de conception et de fabrication jusqu'au directeur de commande numérique et ce, quelque soit la technique de mise en forme, par enlèvement ou par ajout de matière. Dans le cadre de ce standard, on éviterait ainsi les systèmes d'échanges, les logiciels de FAO n'auraient plus besoin de recourir à des post-processeurs spécifiques à chaque machine. Le but étant de mettre au point un langage « universel ». En France, le laboratoire IRCCyN participe à ce programme international.

L'offre en matière de CFAO est relativement restreinte. La première application d'une imprimante 3D pour la production dentaire a été commercialisée par Cynovad avec la

machine d'impression 3D de cire lancée par 3D Systems : la machine Thermojet (rebaptisée NeoPrint). □ □

Seules trois marques d'imprimantes 3D adaptées à la production de maquettes dentaires calcinables sont disponibles à ce jour sur le marché français : la machine ProJet 3000 DP (remplaçante de l'InVision) de 3D Systems, les machines Perfactory DDP et Desktop d'Envisiontec, et les machines D66 et D76 de Solidscape. Les deux premières offrent une bonne productivité mais le manque de concurrence fait que le prix de ces machines reste relativement élevé. Une jeune société française, Phidias, vient de mettre au point une nouvelle technique de stéréolithographie par UV sélectif, une machine de mise en forme de résine calcinable pour le dentaire est en cours de développement.

L'investissement (achat de scanner, licences pour les logiciels, machines outils) et les coûts d'entretien sont très élevés et imposent une réflexion approfondie avant tout achat. Il faut prendre en considération la formation et sensibilisation du personnel qui sera nécessaire, ainsi que la réorganisation du travail, l'aménagement des locaux et la planification de la mise en service. Il est indispensable d'avoir une production importante pour que l'investissement soit rentabilisé. Tout ceci doit donc être étudié en amont.

Les perspectives de la CFAO en PPAC doivent apporter une solution aux obstacles rencontrés et aux questions soulevées.

CONCLUSION

La prothèse partielle amovible représente toujours actuellement une solution thérapeutique d'actualité pour palier aux édentements. Elle représente une alternative aux traitements prothétiques par prothèse fixée dento ou implanto-portées dans la mesure où ces solutions

ne sont pas envisageables (ou réalisables). Ainsi, son approche, sa conception et sa fabrication doivent être optimisées autant que possible.

L'avènement des systèmes de CFAO dans la pratique quotidienne constitue une avancée incontestable dans la conception et la réalisation de prothèses, soit fixes soit amovibles. Par son approche méthodique et reproductible, elle permet un gain de temps dans le cycle de production, une simplification des séquences, une amélioration de la précision et de la qualité des armatures ainsi qu'une diminution du prix de production par rapport à une réalisation « traditionnelle ». La fabrication directe, par frittage ou micro-fusion de poudres est, sans nul doute, celle qui a le plus d'avenir pour la fabrication d'armatures et de châssis en métaux.

La révolution numérique de la profession de médecin bucco-dentaire va sans conteste modifier en profondeur les différentes procédures des actes les plus courants de cette spécialité. Le complément indispensable de ces réalisations de laboratoires se positionne aux premiers stades des travaux prothétiques et en particulier en ce qui concerne les empreintes numériques. Pour la prothèse fixée (hormis pour les ancrages radiculaires), la qualité de ces empreintes numériques n'est plus contestée ; par contre elle reste, pour le moment, impossible à réaliser pour l'enregistrement de surfaces ostéo-muqueuses en fonction comme l'imposent les prothèses amovibles partielles ou complètes . C'est donc bien dans ce registre que les progrès et les perspectives doivent se tourner pour compléter et finaliser l'ensemble de tous les types de réalisations prothétiques nécessaires au bon exercice de la pratique quotidienne dans le domaine de la réhabilitation de la cavité buccale. Sans nul doute que les années à venir apporteront leurs lots de progrès se rapportant à ces attentes.

BIBLIOGRAPHIE

1. ASSEMAT- TESSANDIER X, IRSA A. *Conceptions en prothèse adjointe partielle. Les édentements encastrés latéraux.* Inf Dent 1990 ; 36 : 3339-3346
2. BAILLET J. *La prothèse partielle amovible : une prothèse pour l'avenir.*

Thèse d'exercice en chirurgie dentaire, Toulouse, 2010, n° 2010-TOU3-3042

3. BEAUMONT A.J *Micro computer-aided removable partial denture design* in J Prosth Dent 1989 ; 62(4) : 417-421
4. SANTONI P. *Maîtriser la prothèse partielle amovible*. Editions Cdp ISBN 2-84361-071-0)
5. BEGIN M, HURTADO S. *Les empreintes et leur traitement en prothèse amovible partielle*. Synergie prothétique février 2000 ; vol 2, n° 1 ; 5-19
6. BIBB R, BROWN R. *The application of computer aided product development techniques in medical modeling*. Biomed Scientific Instrumentation. 2000 ; 36 : 319-324.
7. BODENMILLER A. *Usinage 5 axes*. Stratégie prothétique. 2003 ; 3 (5) : 365-370
8. BOREL JC, SCHITTLY J, EXBRAYAT J. *Manuel de prothèse partielle amovible*. Paris : Masson Edition 1994.
9. BRIEN N. *Conception et tracé des prothèses partielles amovibles*. Québec, Prosthodontics, 1996.
10. BUCH D, BATAREC E, BEGIN M, RENAULT P. *Prothèse partielle amovible au quotidien*. Paris : CDP Edition 1996
11. CAVEZIAN R, PASQUET G. *L'imagerie médicale en odontologie*. Paris : Cdp Collection Memento ; 2005
12. CAVEZIAN R, PASQUET G. *Imagerie dento- maxillaire : approche radiologique*, 3^{ème} Éd. Paris : Masson ; 2006
13. CHAMPION J, SOUMEILLAN S, GUYONNET J.J, ESCLASSAN R. *Encyclopédie Médico- chirurgicale*.
14. DAVENPORT JC, HAMMOND P. *The acquisition and validation of removable partial denture design knowledge. Part I. Methodology and overview*. J Oral Rehabil. 1998 ; 23(3) : 152-157
15. DAVENPORT JC, HAMMOND P , DE MATTOS MG. *The acquisition and validation of removable partial denture design knowledge. Part II. Design rules and expert reaction*. J Oral Rehabil. 1996 ; 23(12) : 811-824
16. DAVENPORT JC, BASKER RM, HEATH JR, RALP JP, GLANTZ O, HAMMOND P. *A Clinical Guide to Removable Partial Denture Design*. London : BDJ Books, 2000
17. DAVIDOWITZ G, KOTICK P .G *The use of CAD/CAM in dentistry*.

Dental clinics of North America. Copyright ©2011 Elsevier Inc. All rights reserved. 2011, July 55 (3). 559-570, ix

- 18.** DELCAMBRE T, PICART B, DAUSQUE D. *L'informatique : support pédagogique au service de l'apprentissage des tracés de plaques métalliques.* Cahier de Prothèse 1999 ; 107 : 63-70.
- 19.** DOUAL JM, VERMELLE G. *L'axe d'insertion en prothèse adjointe partielle.* Cahier de Prothèse 1993 ; 84 : 67-78
- 20.** DOUGLAS CW, WATSON AJ. *Future needs for fixed and removable partial dentures in the United- States.* J Prosth Dent ; 2002 ; 87(1) : 5-B
- 21.** DURET J.F. *Historique du CAD/CAM.* Technologie Dentaire. 2003 ; 200 : 5-14
- 22.** DURET F *La CFAO dentaire trente ans après.* Profession Chirurgien dentiste 2003 : 02 (2) :5-9
- 23.** DURET F *La CFAO dentaire d'hier, d'aujourd'hui et de demain : 35 ans d'histoire.* Alpha Omega News 2006 ; 99 (2) : 6-11
- 24.** DURET F, DURET B, PELISSIER B. *CFAO Histoire vécue ; le temps des pionniers.* L'information dentaire n°29. 5 sept 2007 ; 1659-1662
- 25.** DURET F. *L'empreinte optique – 1974*
- 26.** EGGBER D, BIBB R, WILLIAMS R.J. *The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture framework.* Proceedings of institutions Mechanical Engineers part H. 2005 ; 219 : 195-202.
- 27.** ESCLASSAN R, ESCLASSAN-NOIRRIT E, LACOSTE- FERRÉ MH, GUYONNET JJ. *Prothèse adjointe partielle: occlusion, choix et montage des dents. Polymérisation des bases.* EMC-Dentisterie 1 (2004)
- 28.** FARRÉ MARC. *Guide pratique pour l'enregistrement des rapports inter arcade.* Thèse d'exercice en chirurgie dentaire n° 2007-TOU3-3037
- 29.** FORAX G. *Avis d'expert : les standards d'échange du PLM : version moderne de la tour de Babel.* Cad.magazine-N°132- juin-juillet 2006
- 30.** GAVERIAUX G. *Conception du tracé d'une prothèse partielle amovible métallique en fonction des classes d'édentement : l'arcade mandibulaire* Thèse de 2ème cycle, Odontol., Lille, 2000 ; 42100013.

- 31.** GONZALEZ J.M, KAROUBI A. *Édentement partiel et parodonte réduit.* Réalité Clinique. 2007, volume 18 n° 3 : 275-290
- 32.** HAN J, WANG Y, LÜ P. *A preliminary report of design removable partial denture frameworks using a specially developed software package.* Department of Prosthodontics, Peking University School and Hospital of Stomatology, Beijing, PR China. The Journal International of Prosthodontics. 2010 Jul-AUG. 23 (4) : 370-375.
- 33.** IRSA A, ASSEMAT-TESSANDIER X. *Conceptions en prothèse adjointe partielle. Edentements encastrés latéraux.* Inf Dent 1991 ; 40 : 3597-3603.
- 34.** JOHNSON D.L, STRATTON R.J. *Fundamentals of Removable Prosthodontics.* Quintessence Publishing Co. 1980, Chigaco Illinois. 502 pages. ISBN 0-931386-10-1
- 35.** JONES D.J, GARCIA L.T. *Removable Partial Denture : A clinician's Guide.* Blackwell publishing. Edition first published, USA 2009. 255 pages. ISBN : 978-0-8138-1706-4.
- 36.** JOULLIE K, JULIA M, NEGREL D, BERTRAND F. *Prothèse et CFAO.* Stratégie Prothétique, 2011 mars-avril ; 11 (2) : 97-106.
- 37.** JOULLIE K, JULIA M, NUBLAT N, SARTORIO A, BERTRAND F. *Prothèse partielle amovible : conception du châssis par CAO.* Stratégie Prothétique. 2011 ; 11 (1)
- 38.** KACHALIA P.R, GEISSBERGER M.J. *Dentistry a la carte : in-office CAD/CAM technology.* Journal of the California Dental Association 2010 ; 38 (5) : 323-330.
- 39.** 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
- 40.** KURDYK B, BUCH D. *Les alliages en prothèse composite.* Réalité Clinique.1998 : 9 (4) 503-512
- 41.** LEJOYEUX J. *Restauration prothétique amovible de l'édentation partielle.* Maloine, 2^{ème} Edition. 1980, Paris. 743 pages.
- 42.** LEJOYEUX J. *Polymérisation. Restauration prothétique adjointe de l'édentation partielle.* Paris deuxième édition Maloine éditeur 1980p : 698-707
- 43.** MARTINI LF, SANTONI P. *Rapports d'occlusion en prothèse partielle amovible.* Cahier de Prothèse 1983 ; 41 : 65-76.

- 44.** MILLET P, COEURLOT J-L. *Confection des appareils de prothèse partielle amovible.* Encyclopédie Médico- chirurgicale- Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés, Odontologie, 23-370-P-10, 2000, 6 p. (pour ttes étapes labo)
- 45.** MIYASAKI T, KUNII J, TAMAKI Y. *A review of dental CAD/CAM : current status and future perspectives from 20 years of experience.* Academy of Dental Materials. 2009 ; 28 : 44-56.
- 46.** MORMANN W.H *The evolution of the CEREC system.* The Journal of American Dental Association. 2006 ; 137 (Supplement) : 7s-13s.
- 47.** MORMANN W.H, BRANDESTINI M, LUTZ F, BARBAKOW F.
Chairside computer-aided direct ceramic inlays. Quintessence International. 1989 ; 20 (5) : 329- 339.
- 48.** MORMANN W.H, BINDL A.
The CEREC 3 : A quantum leap for computer-aided restorations : initial clinical results.. Quintessence International. 2000 ; 31 : 699-712
- 49.** NEGREL D. *Stellite par CAD/CAM enfin !* Technologie Dentaire. 2007 ; 243 : 02-07
- 50.** ÖWALL B, KÄYSER A.F, CARLSSON G.E. *PROSTHODONTICS- Principes and Management Strategies..Times Mirror International Publishers Limited.* 1996.256 pages.
PROTHÈSE DENTAIRE : Principes et stratégies thérapeutiques. Masson, Paris, 1998 pour la traduction française. ISBN 2- 225-83325-7.
- 51.** PHAM D.T, GAULT R.S *A comparison of rapid prototyping technologies.* International Journal of Machine Tool Manufacture. 1998 ; 38 : 1257-1287.
- 52.** PICART B, DELCAMBRE T, LEFEVRE C, BIDEAUX H. *Rationalisation dans la conception des tracés de prothèse métallique amovible : logique et simplicité.Tracés de prothèse métallique amovible.* Stratégie prothétique février 2002 • vol 2, n° 1 ; 29-37
- 53.** RAIGRODSKI A.J. *Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed and partial dentures : a review of the literature.* Journal of Prosthetic Dentistry. 2004 ; 92 : 557-562.
- 54.** RAYNAL J, FAGES M, BENNASAR B, LANDWERLIN O, MARGERIT J.
L'empreinte optique intra-buccale en pratique quotidienne. Stratégie Prothétique mars avril 2011
- 55.** RICH B, KURTZ K.S. *The new removable denture patient : treatment procedures.* Journal of Prosthetic Dentistry. 1998, 80 : 124-128

- 56.** SANTLER G, KÄRCHER H, GAGGL A, KERN R. *Stereolithography versus milled three- dimensional models : comparison of production method, indication and accuracy.* Computer Aided design. 1998 ; 3: 248-256
- 57.** SCHITTLY J, SCHITTLY E. *Prothèse amovible partielle : clinique et laboratoire.* Édition CdP Groupe Liaisons : 2006 Paris. 236 pages.
- 58.** SCHITTLY J, BOREL JC, EXBRAYAT J. *Occlusion et prothèse amovible partielle.* Réalité clinique 1995 ; 6 :447-465
- 59.** SERHAN I. *Utilisation du paralléliseur dans le tracé d'un crochet.* Art et Tech. Dent., 2 : 123-130, 1993.
- 60.** THERIOT JA. *The polymerization motor.* Traffic 2000; 1:19-28.
- 61.** WILLIAMS R, BIBB R, EGGBEER D. *CAD/CAM in the fabrication of removable partial denture frameworks : A virtual method of surveying 3 dimensionnaly scanned dental cast.* Quintessence Journal Dental Technology. 2004 ; 27 : 268-276
- 62.** WILLIAMS R. J, BIBB R, EGGBEER D and COLLIS J. *Use of CAD /CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. Centre for Dental Technology and the National Centre for Production Design and Development Research, University of Wales Institute, Cardiff, UK ; Prince Charles Hospital Merthyr Tydfil, UK.* Journal of Prosthetic Dentistry. 2006 ; 96 : 96-99.
- 63.** WILLIAMS R. J, BIBB R, EGGBEER D y WOODWARD A. *Fabricación de un armazón colado sobre el modelo : A partir de un modelado de acrilico elaborado con CAD/CAM con prueba en boca.* Quintessence Zahntechnik. 2007 ; 33 (1) : 72-76.
- 64.** WINDER J. BIBB R. *Medical Rapid Prototyping Technologies : state of art and current limitations for application in oral and maxillo facial surgery.* J. Oral Maxillo facial Surgery. 2005 ; (63) : 1006-1015
- 65.** WITKOWSKI S, LANGER R. *Applications de la stéréolithographie dans la technique dentaire.* Revue Mensuelle Suisse Odontostomatologie. 2003 ; 113 (8) : 879- 885
- 66.** YADROITSEV I, BERTRAND P, SMUROV I. *Parametric analyses of the selective laser melting process.* Applied Surface Science. 2007 ; 253 : 8064-8069.
- 67.** ZEBOULON S. *Les modèles SLA.* Stratégie Prothétique. 2010 ; 10 (5) :363-368.

ADRESSES INTERNET :

- 68.** HAUTE AUTORITE DE SANTE : *De la prothèse fixée conventionnelle à la prothèse fixée par CFAO.* Quintessence. ADF 2011

- 69.** NUNES S. *Guide de la CFAO*. Edité par CNIFDP et UNPPD 2009. Mise à jour le 1^{er} juin 2011. <http://www.cnifpd.fr>
- 70.** 3SHAPE A/S 2011 Copyright. *CAD/CAM Technologies for Dental Labs and Dental Clinics: Empowering dental professionals with 3D scanning and software solutions*. [http://www.3shapedental.com/restoration/dental-lab/cab\)design/dynamic-virtual-articulation-.aspx](http://www.3shapedental.com/restoration/dental-lab/cab)design/dynamic-virtual-articulation-.aspx)
- 71.** SIRONA, CEREC 2010. *FAQs: Answers you need for the results you desire*. <http://.cereconline.com/cerec/faqs.html>

NOM : MARCHAT **PRENOM :** CLOTILDE

THÈSE n° 2012-TOU3-3071

TITRE :

Données actuelles et perspectives de la conception et fabrication assistées
par ordinateur en prothèse partielle amovible coulée

RESUME EN FRANÇAIS :

La prothèse partielle amovible coulée représente toujours une solution thérapeutique d'actualité pour palier aux édentements. Elle représente une alternative aux traitements prothétiques par prothèse fixée dento ou implanto-portées dans la mesure où ces solutions ne sont pas envisageables (ou réalisables).

L'avènement des systèmes de CFAO dans la pratique quotidienne constitue une avancée incontestable dans la conception et la réalisation de prothèses, fixes ou amovibles.

TITRE EN ANGLAIS : EXISTING DATA AND PROSPECTS ABOUT THE USE
OF CAD /CAM IN REMOVABLE PARTIAL DENTURE

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : CHIRURGIE DENTAIRE

MOTS CLEFS : CFAO, PROTHESE PARTIELLE AMOVIBLE

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

3, Chemin des Maraîchers

31062 Toulouse Cedex 09

DIRECTEUR DE THÈSE : Monsieur Jean CHAMPION