

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2017

2017-TOU3-3025

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Julien DELRIEU

le 21 Avril 2017

CFAO et Prothèse Amovible

Directeur de thèse : Docteur Jean CHAMPION
Co-directeur de thèse : Docteur Luc RAYNALDY

JURY

Président :	Professeur Philippe POMAR
1er assesseur :	Docteur Jean CHAMPION
2ème assesseur :	Docteur Rémi ESCLASSAN
3ème assesseur :	Docteur Luc RAYNALDY



UNIVERSITÉ
TOULOUSE III
PAUL SABATIER



Université
de Toulouse

Faculté de Chirurgie Dentaire

→ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONNIOT

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR

Mme Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Anne-Marie GRIMOUD

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme Muriel VERDAGUER

→ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE +

Mr Jean-Philippe LODTER

Mr Gérard PALOUDIER

Mr Michel SIXOU

Mr Henri SOULET

→ ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

Mr Gérard PALOUDIER

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :

Professeurs d'Université :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Adjoints d'Enseignement :

Mme BAILLEUL-FORESTIER

Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr VAYSSE

Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mme VALERA

Mme DARIES, Mr MARTY

Mr DOMINE, Mme BROUTIN

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Assistant Associé :

Mr BARON

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,

Mme GABAY-FARUCH, Mme YAN-VERGNES

Mr BOYADZHIEV

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

Chef de la sous-section :

Professeurs d'Université :

Maîtres de Conférences :

Assistant :

Adjoints d'Enseignement :

Mr HAMEL

Mme NABET, Mr SIXOU

Mr HAMEL, Mr VERGNES

Mlle BARON

Mr DURAND, Mr PARAYRE, Mr ROSENZWEIG

57.01 PARODONTOLOGIE***Chef de la sous-section :*** **Mr BARTHET**

Maîtres de Conférences : Mr BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN

Assistants : Mr RIMBERT, Mr ANDUZE-ACHER

Adjoints d'Enseignement : Mr CALVO, Mr LAFFORGUE, Mr SANCIER, Mr BARRE, Mme KADDECH, Mme VINEL

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION***Chef de la sous-section :*** **Mr COURTOIS**

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

Assistants : Mme CROS, Mme COSTA-MENDES

Assistant Associé : Mr DAUZAT

Adjoints d'Enseignement : Mr FAUXPOINT, Mr L'HOMME, Mme LABADIE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE)***Chef de la sous-section :*** **Mr POULET**

Professeur d'Université : Mr KEMOUN

Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr POULET, Mr BLASCO-BAQUE

Assistants : Mr BARRAGUÉ, Mme DUBOSC, Mr LEMAITRE

Adjoints d'Enseignement : Mr SIGNAT, Mr PUISSOCHET, Mr FRANC

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE***Chef de la sous-section :*** **Mr DIEMER**

Professeur d'Université : Mr DIEMER

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

Assistants : Mr BONIN, Mr BUORO, Mme. RAPP, Mr MOURLAN, Mme PECQUEUR, Mr DUCASSE

Adjoints d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr ELBEZE, Mr MALLET, Mr FISSE

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 CHAMPION, Mr ESCLASSAN, Mme VIGARIOS, Mr DESTRUHAUT

Assistants : Mr EMONET-DENAND, Mr KNAFO, Mme SELVA, Mme ROSCA, Mr LEMAGNER

Adjoints d'Enseignement : Mr BOGHANIM, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mme LACOSTE-FERRE, Mr POGÉANT, Mr RAYNALDY, Mr GINESTE, Mr CHAMPION, Mr LE GAC, Mr GAYRARD, Mr COMBADAZOU, Mr HENNEQUIN

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE***Chef de la sous-section :*** **Mme JONJOT**

Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr NASR

Assistants : Mr CANCEILL., Mme GARNIER, Mr OSTROWSKI

Adjoints d'Enseignement : Mr AHMED, Mme BAYLE-DELANNÉE, Mme MAGNE, Mr VERGÉ, Mme BOUSQUET, Mr MONSARRAT

*L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.
(Délibération en date du 12 Mai 1891).*

Mise à jour au 17 Mars 2017

Remerciements

À mon Papa. Je te dédie ce travail. J'aurais tellement aimé te voir ici aujourd'hui. Pas un jour ne passe sans que tu me manques. J'espère un jour devenir l'homme que tu as été. Je t'aime.

À ma Maman. Les choses n'ont pas toujours été faciles. Je sais tous les sacrifices que tu as dû faire pour nous amener là où nous en sommes, Maxime et moi. Je n'en serais pas là aujourd'hui sans ton soutien et ton amour indéfectibles. Je t'aime.

À Maxime. Je suis fier de ce que tu accomplis, et d'être ton frère. Je ne te l'ai jamais assez montré : je t'aime.

À mes grands-parents, Papi Denis et son ingéniosité, Papi Marcel et sa malice, Mamie Marthe et sa gentillesse, Mamie Monique et sa légèreté ; par ordre alphabétique parce que je vous aime tous autant les uns que les autres. Vous avez chacun à votre manière participé à faire de moi la personne que je suis aujourd'hui. J'espère vous rendre aussi fiers que je le suis de vous avoir comme grands-parents, et ce n'est pas peu dire. Je vous aime.

À ma tante et mes oncles, Nath, Tophe, Lolo, et à ma cousine Pernelle, vous êtes les meilleurs, ne changez surtout rien !

À Luc, Christine, Cécile et Marie, qui avez été là quand nous en avons le plus besoin.

À Jean, Céline, Guilhem et Louisa, qui comptez pour moi.

À Alain, tu as changé beaucoup de chose, et tu m'as aidé à grandir. C'eût été différent sans toi.

À Adeline. Merci pour tout ce que tu as fait, et ce que tu continues de faire pour moi. Ce travail te doit plus que je n'oserais l'admettre. Tu sais me rendre plus fort, et je t'en suis infiniment reconnaissant. J'espère être à la hauteur de ce que tu mérites. Je t'aime. Toi et moi contre le monde.

À Lucie, parce que les années passent, nous grandissons et malgré la distance nous nous retrouvons comme si nous ne nous étions jamais quittés. Merci pour tout ce que tu as pu faire pour moi tout au long de ces bientôt huit années d'amitié. Je n'en serais pas là sans toi non plus.

À Cécile, et tes délires constants. Tu comptes énormément pour moi. Je crois en toi pour la suite, que tous tes projets se réalisent.

À mes amis de la faculté, qui m'avez fait constituer une seconde famille. A **Thibault**, et tes conseils avisés (ainsi que tes blagues nulles !) ; à **Margaux et Julie P**, nos deux bisounours (diaboliques), à nos **Céciles** Disneyphiles (l'Okapi et le Raccoon tout aussi diaboliques !) ; à **Lucile** pour ton soutien et ta joie de vivre inébranlable (même en déménagement et peintures !) ; à **Julie L** pour avoir été là quand j'en avais besoin (et pour ta folie qui me fera toujours rire) ; à **Étienne**, toujours heureux de me voir arriver en soirée (et c'est bien réciproque !) ; à **Géromine** pour ces confidences de soirée (et les tests de morsure de ta thèse) ; à **Pierre** pour tous ces délires du vendredi (et cette bonne humeur légendaire) ; à **Marion** et ta gentillesse (et nos fous rires) ; à **Charlotte** et ton franc parler (mais qu'est-ce que tu fais là toi ?!) ; à **Clotilde** et ta folie (ainsi que la confiance que tu m'as accordé) ; à **Julie Du** et ta gentillesse (et notre tout premier WEI) ; à **Sophie B** et ta (gentille) folie ; à **Marie Vinas** la skieuse de l'extrême (et tous ces délires), et à tous ceux que je n'ai pas cité de cette faculté qui comptent pour moi : **Coralie, Sophie M, Carole, Antoine, Mariem, Manu, Marie, Carole, Francis, Paul, Robin, Anne Sophie, Aurore, Marine, Lénaïc, Julie De, Chloé G, Agathe, Clémence...**

À mes amis de toujours et d'ailleurs. **Marine et Caro**, le binôme infernal. Trop de souvenirs pour les citer ici ; j'en retiendrai simplement que nous avons été là les uns pour les autres quand le navire menaçait de prendre l'eau. J'espère que nous avons atteint le rivage, mais j'ai toujours une bouée quelque part pour vous. Vous comptez tellement pour moi. À **Geff et Vincent**, à l'Écossais et au Viking ! Ces années Lycée sont passées vites, et celles qui ont suivi encore plus. J'ai toujours une place à part là-haut pour vous, à nos soirées, nos délires et nos KFC/Duck Me. À **Roxane**, ma lointaine amie, avec qui nous avons vécu nombre d'aventures. Tu seras toujours ma Roxane, à Lugo, Londres, Paris ou ailleurs. À **Charlotte** et tes conseils, ton originalité, ta joie de vivre, et ta foi en les gens. Parce que même si je ne suis pas encore venu à Gre, tu comptes énormément pour moi. Et j'espère remédier à ça ! (Pour Grenoble).

À mes amis d'avec qui j'ai parfois perdu le contact mais qui comptent toujours pour moi : Juliette, Michael, Cécile, Baptiste, Charles, David, Romain, Anthony...

À tous mes relecteurs, merci pour vos relectures et vos retouches. Mon travail ne serait pas ce qu'il est aujourd'hui sans vous : Adeline, Clotilde, Maman, Lucie.

À tous ceux qui nous ont aidés lors de nos études et travaux pratiques, le docteur Champion, le docteur Blandin, le docteur Hobeilah, Éric, Xavier, Serge, Sauveur.

Au laboratoire OCG et plus particulièrement Norbert Lalanne, ainsi qu'à la CPLD de Toulouse et Benjamin Uruty, pour le temps qu'ils m'ont accordé et la qualité du travail qu'ils m'ont permis de documenter.

Au Docteur Destruhaut et au Docteur Soenen, pour leurs conseils et la bibliographie qu'ils m'ont permis d'obtenir.

À tous ceux que j'ai oubliés.

À notre président du jury

Monsieur le Professeur **Philippe POMAR**

- Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Lauréat de l'Institut de Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale de la Salpêtrière,
- Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.),
- Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques.

Nous vous remercions sincèrement d'avoir accepté la présidence de notre jury de Thèse.

*Nous vous remercions pour l'écoute et la disponibilité dont vous avez toujours fait preuve
tout au long de nos études.*

*Nous nous souviendrons de l'ouverture que vous avez toujours tenu à apporter dans
l'enseignement que vous nous avez prodigué, véritable invitation à replacer notre art dans
son contexte Humain et Philosophique.*

Veillez trouver par ces quelques mots l'expression de notre plus profond respect.

« Science sans conscience n'est que ruine de l'âme »

François Rabelais, Pantagruel, 1532

À notre directeur de thèse

Monsieur le Docteur **Jean CHAMPION**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie
- 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),
- Vice-Président du Conseil National des Universités (section : 58),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Nous vous remercions profondément d'avoir accepté de diriger ce travail.

Nous vous remercions pour l'accueil chaleureux que vous nous avez toujours réservé, tout au long de nos études et de notre vie étudiante. Vous avez su rendre notre arrivée dans la faculté d'Odontologie de Toulouse rassurante, et montré à quel point nous entrions dans cette grande famille qu'elle constitue.

Nous vous remercions pour toutes les opportunités que vous nous avez offertes, tant cliniques qu'universitaires, et le soutien sans faille que vous nous avez apporté. Vous avez su nous transmettre l'envie d'apprendre, et de faire apprendre.

Puisse ce travail, s'il en est digne, vous témoigner notre estime et notre gratitude la plus sincère.

À notre jury

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),
- Praticien qualifié en Médecine Bucco-Dentaire (MBD)
- Habilitation à diriger des recherches (H.D.R.),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

C'est un grand plaisir que de vous compter parmi les membres de ce jury.

Nous nous rappellerons de votre patience et votre gentillesse lors de nos premiers pas dans ce métier. Vous avez toujours su faire preuve de disponibilité et de compréhension. Vous avez su nous donner confiance et transmettre votre savoir de la meilleure manière qui soit : en donnant l'envie d'apprendre.

Soyez assuré de notre reconnaissance et de notre profond respect.

À notre co-directeur,

Monsieur le Docteur **Luc RAYNALDY**

- Praticien Hospitalier
- Adjoint d'Enseignement à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Ex Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie
- Master 2 Recherche activité physique adaptée, étude du mouvement humain
- CES B : Prothèse fixée
- Lauréat de l'Université de Paul Sabatier

Vous nous avez fait l'honneur de co-diriger ce travail, et nous vous en sommes sincèrement reconnaissants.

Nous vous remercions pour tout ce temps passé en clinique Sud, presque sur un malentendu, et pour l'enseignement clinique que vous avez su nous prodiguer. Vous avez toujours su trouver les mots justes pour donner l'envie d'aller plus loin, et de ne pas renoncer lorsque la tâche se compliquait – professionnellement comme personnellement.

Nous vous remercions enfin pour votre disponibilité sans faille, pour vos conseils toujours avisés et pertinents, ainsi que pour toutes les opportunités que vous nous avez ouvertes.

Nous nous rappellerons de ce souci du détail et du patient que vous aurez, je l'espère, réussi à nous transmettre.

Que ce travail puisse vous témoigner notre estime et notre gratitude.

Table des matières

Introduction.....	12
I/ Rappels sur la prothèse amovible traditionnelle.....	14
A. Prothèse Partielle Amovible Coulée.....	14
1. Etapes préliminaires.....	14
2. Conception.....	15
3. Fabrication.....	16
a. Fusion de l’alliage.....	16
b. Injection de l’alliage.....	17
c. Finitions et polissage.....	19
4. Propriétés.....	19
A. Prothèse Amovible Complète.....	22
1. Etapes préliminaires.....	22
2. Conception.....	22
3. Fabrication.....	23
a. Choix des matériaux.....	23
b. Mise en moufle.....	23
1. Résines thermo-pressées.....	24
2. Résines coulées.....	25
3. Résines injectées thermo-pressées.....	26
c. Finitions.....	27
II/ Les procédés de conception et fabrication assistés par ordinateur.....	28
A. Prothèse Partielle Amovible à Châssis Métallique.....	28
1. Etapes préliminaires.....	28
2. Conception.....	28

3.	Fabrication	31
a.	Additifs.....	31
1.	Fusion laser	32
2.	Frittage laser	40
3.	Impression 3D par dépôt de matière fondue	41
4.	Stéréolithographie par UV sélectifs	41
b.	Soustractifs	42
1.	Cire	42
2.	Cobalt-Chrome.....	43
3.	Titane	43
4.	PEEK	43
5.	Résine.....	44
B.	Prothèse Amovible Complète.....	45
1.	Etapas préliminaires	45
a.	Système Ivoclar Vivadent	47
b.	Système Avadent	52
c.	Système Dentca	55
2.	Conception.....	58
3.	Fabrication.....	61
III/ Comparaison entre les techniques traditionnelles et la CFAO		65
A.	Prothèse Amovible Partielle à Châssis Métallique	65
1.	Étapes préliminaires	65
2.	Conception.....	66
3.	Fabrication	68
B.	Prothèse Amovible Complète.....	76

1. Étapes préliminaires	76
2. Conception.....	77
3. Fabrication.....	78
Conclusion	82
Table des illustrations.....	84
Glossaire	86
Bibliographie.....	87

Introduction

L'avancement technologique, dans chaque domaine où il opère, a souvent été la clé du développement humain. En ce qui concerne la connaissance, l'imprimerie révolutionna en son temps la diffusion du savoir. Les communications longue distance à leur tour, ont opéré une métamorphose dans la façon même d'aborder le monde en réduisant le temps de la transmission d'une information de plusieurs semaines à quelques millisecondes.

De l'avis de beaucoup, l'arrivée de l'impression 3D accessible à tout un chacun constitue une révolution technologique nous permettant de « télécharger » des objets physiques, d'imprimer la pièce manquante afin de réparer un objet ou de prototyper n'importe quelle pièce au niveau industriel.

Dans notre sphère d'activité, de telles révolutions ont également pris place : l'utilisation de la vulcanisation du caoutchouc pour réaliser des bases souples de prothèse, dès 1839, ou l'invention de la turbine en 1957[1]. Mais comme dans l'industrie, l'impression 3D n'a pas tardé à être utilisée en odontologie[2,3]. Si ces technologies sont encore aujourd'hui principalement employées en prothèse fixée[2], c'est leur essor en matière de prothèse amovible qui fait l'objet cette thèse.

Bien que sa disparition ait été prédite à de nombreuses reprises au cours des dernières décennies, la prothèse amovible reste toujours aujourd'hui prégnante dans les solutions thérapeutiques à notre disposition pour traiter l'édentement de nos patients. La prothèse partielle, qu'elle soit à châssis métallique ou en résine, permet de restaurer l'esthétique et la fonction de notre patient tout en restant moins délabrant que des restaurations de type bridge, et trouve ses indications dans les contre-indications de l'implantologie – qu'elles soient médicales, anatomiques ou financières[4].

La mutation des procédés de réalisation prouvent, eux aussi, la place encore primordiale qu'occupe l'amovible dans le paysage thérapeutique : les solutions obsolètes ne bénéficient pas des apports de la technologie.

La réalisation en laboratoire, traditionnelle, des prothèses amovibles peut engendrer de nombreuses erreurs, de conception comme de réalisation. En permettant une meilleure maîtrise de la conception par le praticien, l'élimination certains écueils de la fabrication[5], l'ouverture du champ des possibles quant aux techniques de réalisation et

de les associer à des matériaux toujours plus performants, la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur, ou CFAO, apporte au patient une prothèse au plus près de sa forme optimale ; tant sur le plan fonctionnel qu'esthétique, lui permettant de rester compétitive dans un contexte d'évolution rapide des techniques, notamment en implantologie.

I/ Rappels sur la prothèse amovible traditionnelle

Afin de comprendre les avancées proposées par l'arrivée de la CFAO dans la fabrication de la prothèse amovible, il nous semble nécessaire de passer succinctement en revue les étapes et les biais des procédés de fabrication traditionnels. Nous verrons dans un premier temps la fabrication du châssis métallique d'une Prothèse Partielle Amovible Coulée (PPAC), puis d'une prothèse amovible complète (PAC).

A. Prothèse Partielle Amovible Coulée

La fabrication conventionnelle est aujourd'hui très bien connue des prothésistes. De par sa nature, complexe à réaliser, et économiquement moins intéressante que la prothèse fixe, seulement 16% des laboratoires sont spécialisés dans la prothèse amovible[6]. Elle se heurte malheureusement à de nombreux écueils ; les biais inter-opérateurs de réalisation en sont l'un des plus importants[5]. La réalisation d'une prothèse amovible – et notamment du châssis de prothèse partielle – se constituant de nombreuses étapes, les erreurs de manipulation s'accumulent et se cumulent pour aboutir à une prothèse en fin de chaîne qui peut être très différente de sa conception idéale[5].

1. Etapes préliminaires

La première étape de laboratoire consiste en la coulée du plâtre. Cette phase, parfois réalisée sans attention particulière, conditionne pourtant toute la suite de la chaîne prothétique. Une erreur de coulée ou une déformation de l'empreinte, et toutes les étapes qui en découlent seront biaisées. Ces écueils sont d'autant plus importants lorsque le cas nécessite une empreinte par moulage corrigé ou par suremprise, suite à une empreinte Anatomico-Fonctionnelle - ou de McCracken.

Le choix de l'axe d'insertion, réalisé au parallélogramme, permet d'objectiver les coronoplasties à réaliser, ainsi que les contre-dépouilles à combler ou à utiliser afin de placer les extrémités rétentives des crochets[7]. Cette étape, opérateur dépendant[8], est déterminante pour la conception de la prothèse.

2. Conception

À partir du modèle issu de l’empreinte clinique, le prothésiste va aménager le plâtre afin de supprimer toute contre-dépouille indésirable et d’aménager les trottoirs supports de crochet. Un duplicata en revêtement de ce moulage de travail sera réalisé, à l’aide de gélatine ou d’élastomères[7,9]. Si ces premières sont très précises, elles sont fragiles et très sensibles aux phénomènes de surface, rendant problématique leur utilisation en cas de prothèse combinée si le modèle comporte des prothèses fixées[7]. Les seconds, silicones ou poly-éthers, sont plus solides et utilisables lors de la présence de prothèse fixée. Ils possèdent néanmoins une moins bonne précision dimensionnelle[7].

De cette nécessité de compromis émergent déjà les failles de cette technique : les risques de déformation, de déchirement, l’obligation dans certaines situations de renoncer à une meilleure précision – et ce sans évoquer les potentiels biais de manipulation par l’opérateur.

Une fois le duplicata en revêtement obtenu, le prothésiste procède à la mise en place des préformes. De formes calibrées, adaptées aux différentes parties de l’armature, elles doivent être placées selon la conception déjà établie de la prothèse. Ces préformes peuvent être en cire ou en résines thermoplastiques. Ces deux matériaux présentent chacun leurs propres inconvénients : les cires sont aisées à utiliser, mais peuvent s’écraser lors de la manipulation et ne plus être de l’épaisseur calibrée nécessaire à l’armature[7] ; Les résines thermoplastiques, de leur côté, sont plus difficiles à manipuler et n’adhèrent pas au revêtement réfractaire composant le duplicata. Elles nécessitent donc un adhésif qui augmente les risques de mauvaise manipulation[7].

Des tiges de coulée seront adjointes à l’armature, permettant dans un second temps au métal en fusion d’accéder à l’empreinte des préformes dans le revêtement. Cette étape conditionne grandement le succès de la coulée.

3. Fabrication

La coulée représente une étape cruciale de la chaîne prothétique, cristallisant toutes les erreurs qui ont pu être commises jusqu'à présent, tout en comportant elle-même son lot de biais intrinsèques.

Le duplicata en revêtement obtenu à l'étape précédente est ensuite placé dans un cylindre en plastique, à l'intérieur duquel une autre dose de revêtement est coulée. Après la prise, il sera chauffé afin d'éliminer les préformes calcinables, de déshydrater le revêtement, et d'atteindre une température compatible avec la coulée.[7,9].

Un schéma explicatif de ces étapes est disponible en page 18.

a. Fusion de l'alliage

Différents procédés sont utilisés afin d'amener le métal à sa température de fusion, puis pour l'acheminer dans l'espace laissé vacant par les préformes.

- Le chalumeau :

Afin d'obtenir une flamme carburante ou oxydante, et selon les recommandations du constructeur, différents types de chalumeau existent. L'apport en carbone lors de la fonte en sera impacté, mais il ne peut pas être précisément contrôlé[7].

- Arcs électriques :

Le courant passant entre deux électrodes permet un échauffement simple et important du métal. Néanmoins, la température ne pouvant être maîtrisée précisément, certains éléments de l'alliage peuvent se sublimer et en modifier la composition[7].

- Fonte à induction :

Le métal à utiliser est chauffé grâce à l'induction d'un courant par un solénoïde en cuivre. L'alliage est donc chauffé sans apport de matière extérieure, et sa température peut être précisément maîtrisée[7].

Nous constatons donc que deux de ces procédés, même s'ils sont recommandés par le constructeur et que les alliages sont pensés pour, introduisent des inconnues dans les caractéristiques de l'alliage final. Ces biais viennent encore s'ajouter à ceux que nous avons déjà listés tout au long de la chaîne prothétique.

b. Injection de l'alliage

Une fois porté à température, le métal doit être amené à combler tout le vide laissé par les préformes à l'intérieur du revêtement. Pour cela, une fronde est utilisée, permettant de projeter l'alliage jusqu'aux extrémités de l'armature. Des défauts peuvent apparaître lors de cette étape, notamment :

- des manques, liés à des restes gazeux dans le revêtement ou des défauts de conception préalables à la coulée
- des inclusions de revêtement, liées à la fracture de ce dernier[7].

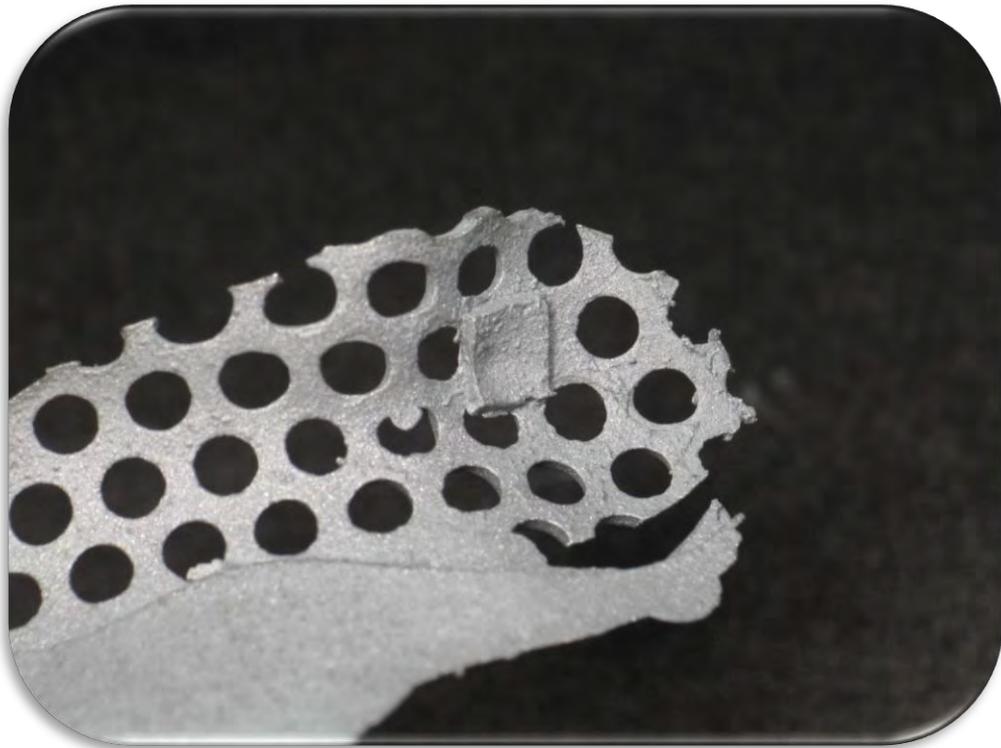
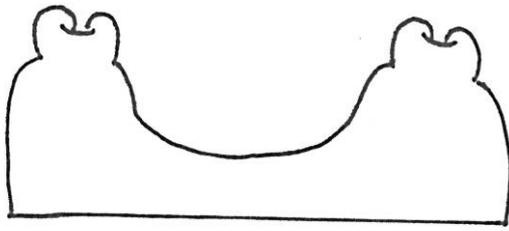
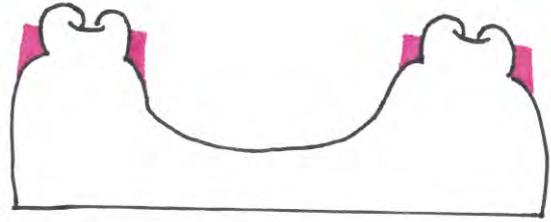


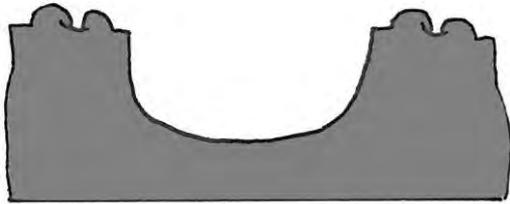
Figure 1 Manque de coulée d'une armature métallique



1/ Modèle en plâtre



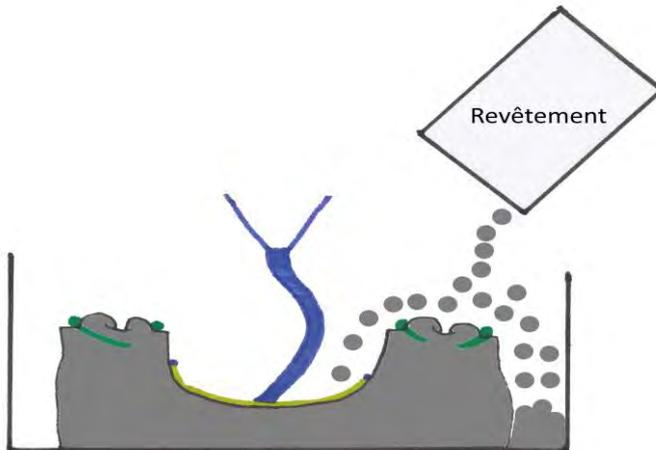
2/ Cire de dépouille



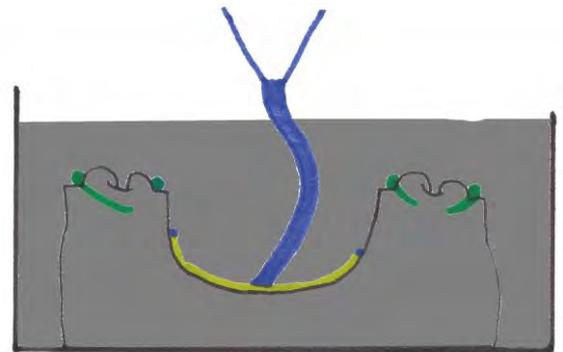
3/ Duplicata en revêtement



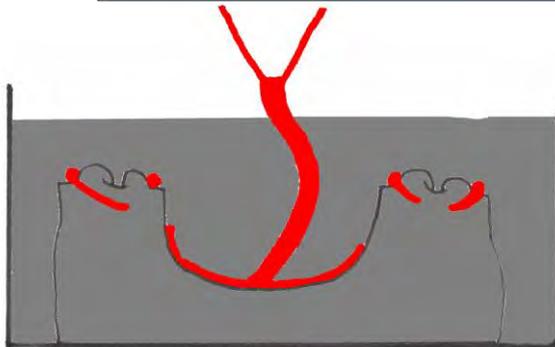
4/ Mise en place des préformes



5/ Façonnage de la tige de coulée (en bleu), et mise en cylindre en ajoutant du revêtement sur le duplicata



6/ Cylindre coulé



7/ Coulée du métal après élimination de la cire

-  Cire de dépouille
-  Revêtement
-  Préformes
-  Tige de coulée
-  Alliage coulé

Légende

Figure 2 Récapitulatif des étapes de laboratoire d'un châssis coulé

c. Finitions et polissage

Après un bain électrolytique permettant d'améliorer l'état de surface – en protégeant d'un vernis isolant les zones des crochets en contact avec les dents – le prothésiste travaille le métal à l'aide de différents polissoirs de plus en plus fins, avant de glacer l'état de surface. Un polissage excessif des crochets peut amener à une perte de rétention[7].

4. Propriétés

En terme de structure interne, le cobalt-chrome issu d'une coulée n'est pas homogène. Il est poreux, et constitué de deux phases, le Co-Cr et le Molybdène. Cette seconde, issue d'une proportion minoritaire – et nécessaire pour améliorer les propriétés mécaniques – de l'élément dans l'alliage, remplit ces porosités, principales responsables des fractures de châssis[10].

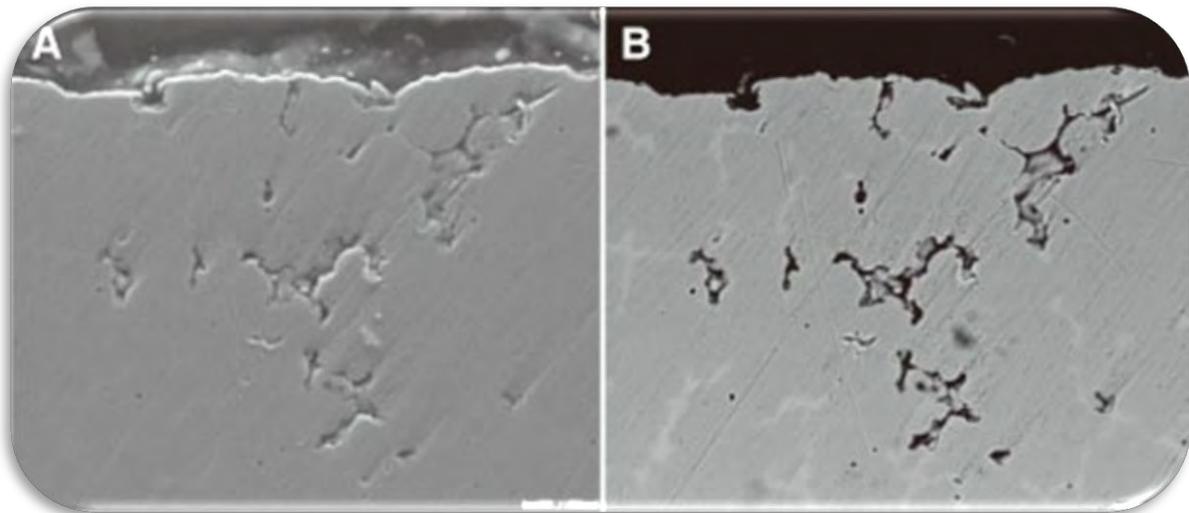


Figure 3 Porosités internes de l'alliage de Cobalt-Chrome coulé

De plus, l'alliage est en réalité constitué de « dendrites » de métal juxtaposées, interdisant tout traitement thermique et qui en réduisent la rigidité[10,11].

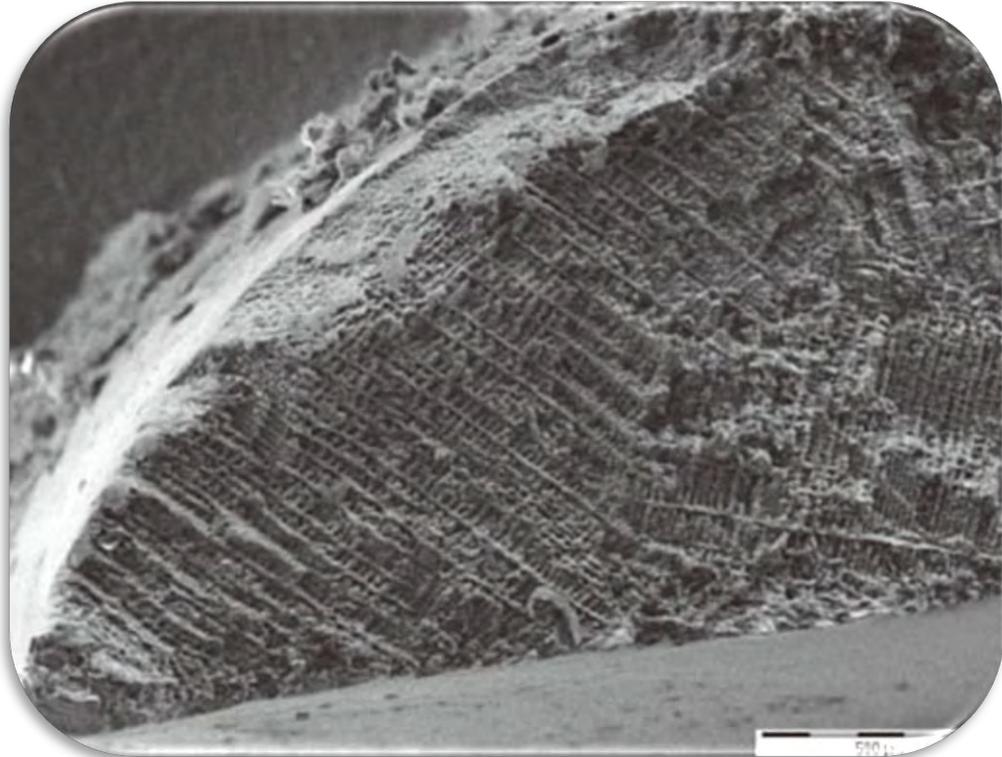


Figure 4 Dendrites de métal créées par le refroidissement de l'alliage lors de la coulée

Afin de conclure cette partie concernant les procédés traditionnels de fabrication, un récapitulatif des étapes qu'elle implique s'impose.

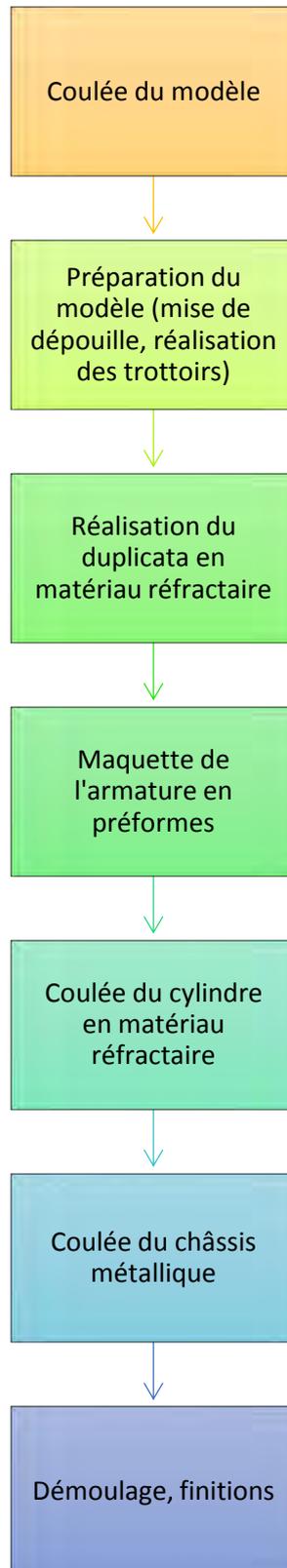


Figure 5 Etapes traditionnelles de réalisation d'un châssis métallique

A. Prothèse Amovible Complète

1. Etapes préliminaires

Lors de la réalisation d'une prothèse amovible complète, il incombe classiquement au prothésiste de réaliser les étapes suivantes[12] :

- Coulée du modèle primaire
- Confection du porte-empreinte individuel
- Coulée du modèle secondaire
- Confection des maquettes d'occlusion
- Montage en articulateur

Les étapes de coulée du plâtre comportent les mêmes biais que lors de la réalisation d'une PPAC. Néanmoins, l'existence systématique d'une empreinte anatomo-fonctionnelle implique un certain savoir-faire du prothésiste lors de l'étape du coffrage. En effet, seul un trottoir suffisamment large, placé au niveau de la ligne de plus grand contour de l'enregistrement du bord périphérique est garant du transfert des informations enregistrées cliniquement vers le modèle en plâtre[12]. Toute déformation de l'empreinte ou défaut de coulée du plâtre aura un impact direct sur l'adaptation clinique de la prothèse.

L'étape du montage en articulateur peut également comporter des erreurs, à compter que l'enregistrement lui-même ait été fait dans de bonnes conditions.

2. Conception

Une fois les modèles positionnés tri-dimensionnellement, les dents doivent être placées en fonction des axes des crêtes édentées, du volume lingual en respectant l'aire de Pound[12], du soutien labial, de la ligne du sourire, du plan d'occlusion, de la Dimension Verticale d'Occlusion (DVO) et du schéma occlusal. En prothèse complète, l'occlusion généralement équilibrée – conventionnelle ou lingualée – est quasi-systématiquement employée. Délicate à mettre en œuvre, elle nécessite la réalisation d'un plan de montage personnalisé et une expertise approfondie du prothésiste dans le montage des dents prothétiques.

La forme de la fausse gencive respecte des principes esthétiques, fonctionnels et physiologiques. Elle est réalisée par le prothésiste sur la cire où sont montées les dents.

3. Fabrication

La polymérisation des bases prothétiques en résine peut se faire selon divers techniques et procédés, permettant d'obtenir une précision dimensionnelle et/ou des qualités de résine variables. La fabrication se déroule en trois étapes :

- Choix des matériaux
- Mise en moufle
- Finitions

a. Choix des matériaux

Les résines employées doivent répondre à plusieurs critères[12] :

- Elles doivent être biocompatibles : non toxiques, inodores, non irritantes pour les muqueuses.
- Leurs propriétés physiques de résistance aux contraintes occlusales, de résistance à la flexion et de stabilité dimensionnelle doivent être satisfaisantes.
- Elles doivent être insensibles aux attaques chimiques de la cavité buccale : aliments, salive, pigments – et doivent être facilement réparables.
- Enfin, leur apparence avant maquillage doit être suffisamment proche des tissus muqueux naturels.

Aujourd'hui, les matériaux utilisés sont principalement des résines Polyméthacrylates de méthyle (PMMA) dont la polymérisation est réalisée à chaud.

b. Mise en moufle

Différentes étapes préalables à la mise en moufle doivent être réalisées par le prothésiste.

- Le bord postérieur doit être gravé. Sa position est donnée par le praticien, et le laboratoire s'assure ce faisant un contact intime de la prothèse avec le voile du palais lors de ses mouvements – et notamment lors de la phonation.
- Les décharges doivent être mises en place. A l'aide d'une feuille d'étain brunie sur le plâtre, le prothésiste décharge les zones non dépressibles dont la cartographie a été réalisée par le praticien.

- Les maquettes dentées sont ensuite fixées sur leur modèle pour éviter tout déplacement lors de la mise en moufle.

Les étapes de mise en moufle proprement dite et la polymérisation peuvent alors commencer. Trois grandes techniques peuvent être employées pour la mise en œuvre de la polymérisation : la technique thermo-pressée traditionnelle, la technique de résines coulées, et les résines injectées thermo-pressées.

1. Résines thermo-pressées

Dans cette technique traditionnelle, la plus ancienne encore utilisée, la partie et la contrepartie sont réalisées dans des mouffles métalliques. Le premier supporte le modèle secondaire et la maquette dentée. La contrepartie correspond au négatif de l'extrados prothétique et de la partie. Une fois la maquette et la cire éliminées, les dents sont replacées dans la contrepartie.



Figure 6 Contrepartie (à gauche) contenant les dents ; partie (à droite), négatif de la maquette et de la partie

De la résine est ensuite placée dans le vide aménagé entre les deux plâtres. Elle va être pressée et cuite. Cette technique, permettant le maquillage des fausses gencives avant cuisson, apporte une précision correcte mais des déformations dimensionnelles restent possibles.

2. Résines coulées

La polymérisation se fait ici à basse température, la résine étant soumise à un différentiel de pression (négative sur l'intrados, positive sur l'extrados) permettant selon le fabricant de compenser la rétraction de la résine. Des problèmes de repositionnement des dents dans la contrepartie en hydrocolloïdes réversible sont fréquents.

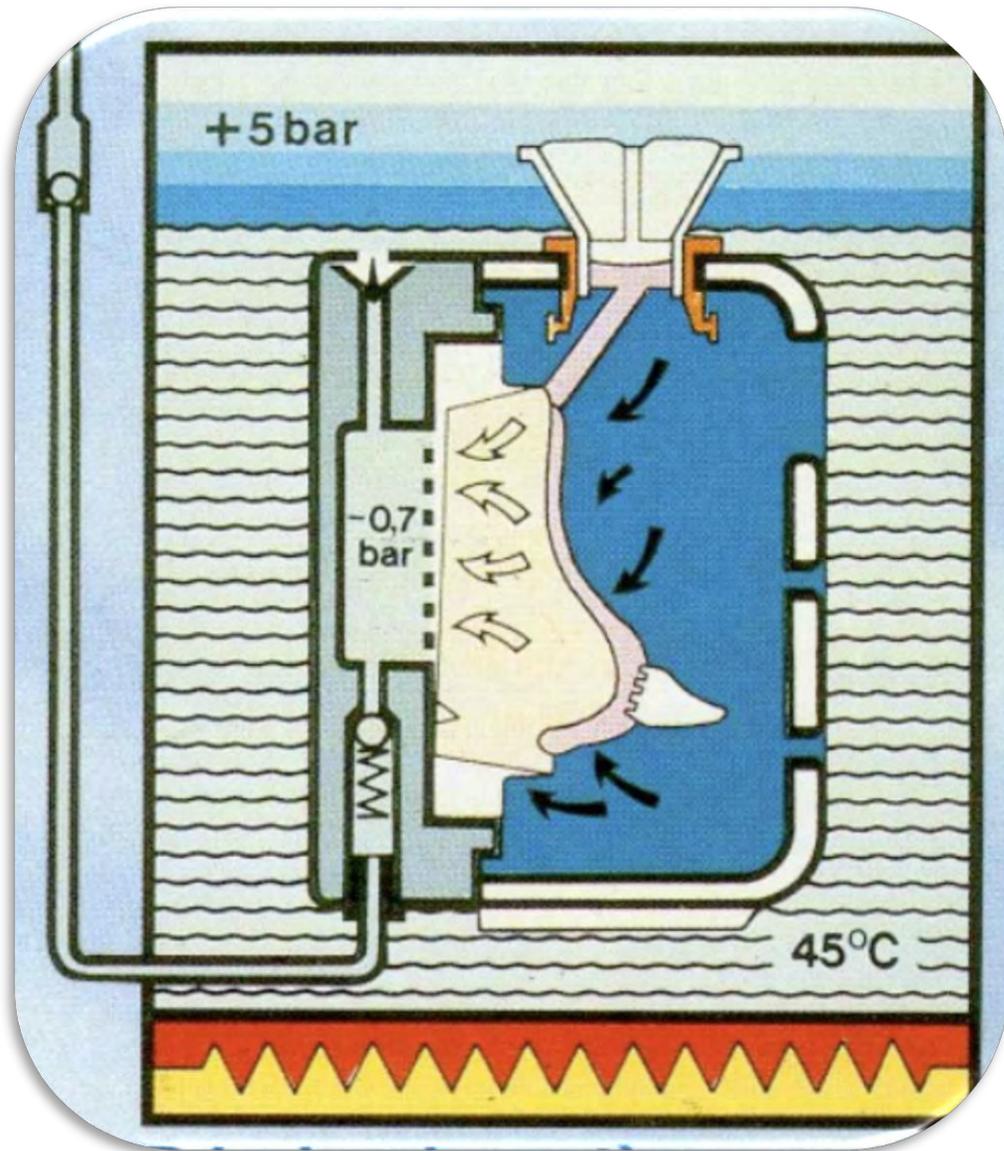


Figure 7 Système de polymérisation par résine coulée

3. Résines injectées thermo-pressées

Dans ce procédé, la résine est quant à elle injectée dans un moufle déjà fermé de façon à éviter toute surépaisseur. Cette technique combine deux actions simultanées. De la résine PMMA est injectée en continu par la partie postérieure du moufle, et la polymérisation est initiée par une montée en température au niveau antérieur. L'injection en continu permet de compenser la rétraction de prise de la résine au fur et à mesure qu'elle se produit. De plus, la polymérisation se fait sous pression afin d'obtenir une densité, une solidité et une stabilité dimensionnelle optimales.

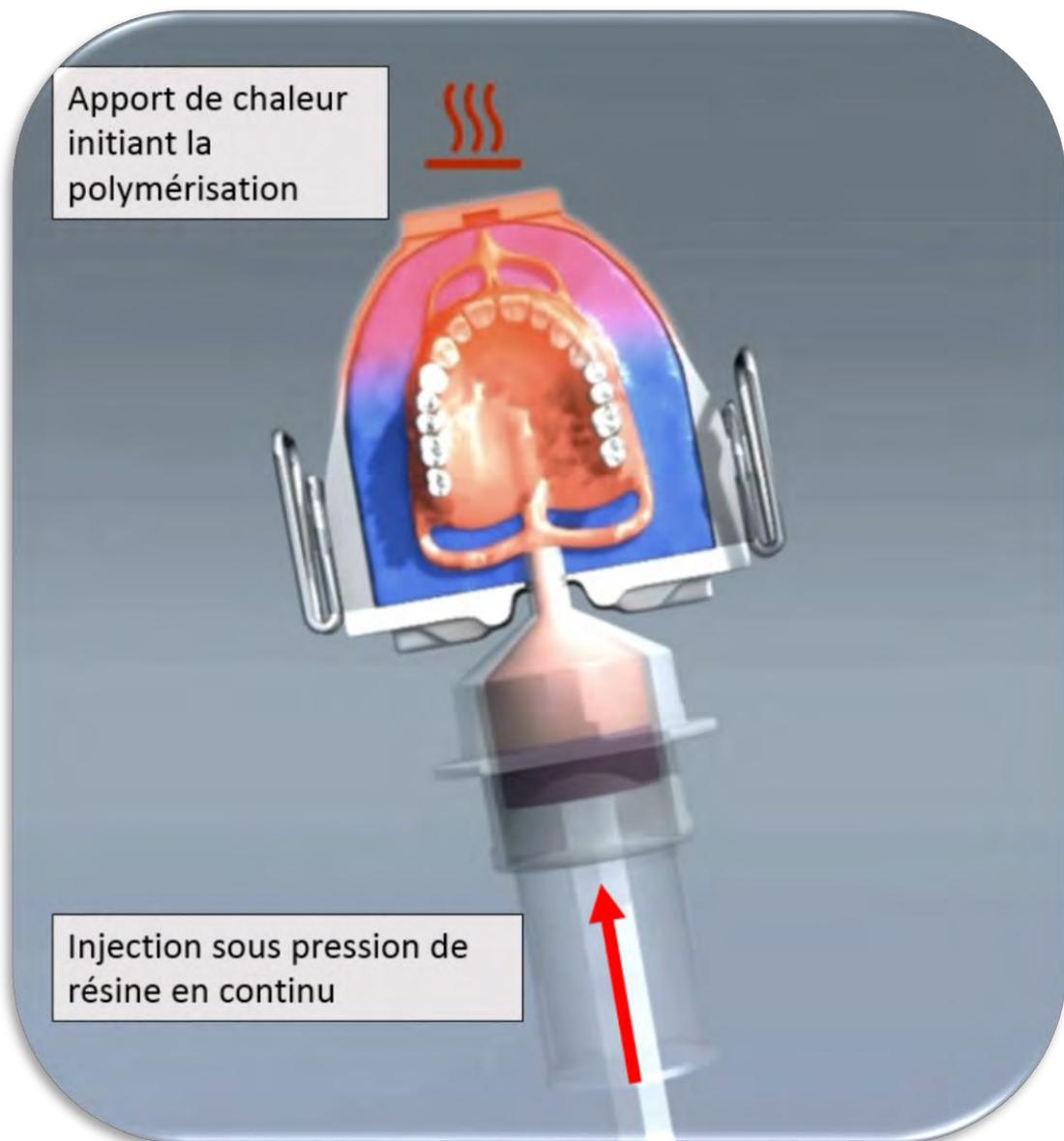


Figure 8 Système de polymérisation hybride Ivobase

Néanmoins, quelle que soit la technique tentant de la compenser, la déformation linéaire du PMMA est théoriquement de 6%, et varie en fonction du matériau employé ainsi que du rapport poudre/liquide utilisé[12]. L'épaisseur de la prothèse, sa forme et la nature des dents artificielles provoquent également des distorsions secondaires[12,13]. De plus, des déplacements des dents prothétiques lors de la polymérisation restent fréquents.

Enfin, la polymérisation non complète de ces résines peut amener à un relargage de monomères cytotoxiques, en fonction de la technique employée[14].

c. Finitions

Les prothèses et leurs modèles secondaires sont ensuite extraits de leur support et repositionnés sur l'articulateur afin de contrôler tout déplacement des dents prothétiques lié à la mise en moufle et à la polymérisation. L'équilibrage primaire est effectuée afin de rétablir une occlusion stable et équilibrée en position statique, et une occlusion généralement équilibrée en position excentrée.

Les prothèses sont grattées pour supprimer tout le plâtre et améliorer l'état de surface des extradados. Les collets sont dégagés de façon à retrouver les formes de dents choisies.

Enfin, les prothèses sont polies et lustrées selon un protocole précis afin de les glacer sur tout l'extrados.

Tout au long de ces étapes, des biais sont susceptibles de se glisser dans la chaîne prothétique aboutissant à des imprécisions et des déformations de la prothèse finale.

II/ Les procédés de conception et fabrication assistés par ordinateur

A. Prothèse Partielle Amovible à Châssis Métallique

1. Etapes préliminaires

La réalisation d'une prothèse, qu'elle soit amovible ou traditionnelle, commence par une empreinte. À l'heure actuelle, les technologies d'empreinte optique ne permettent pas d'enregistrer des édentements autres qu'encastés de classe III de Kennedy[15]. De plus, aucune technologie ne permet aujourd'hui d'enregistrer la dépressibilité muqueuse ; ou l'enveloppe des mouvements de la muqueuse et de la musculature marginale[15].

En conséquence, nous sommes obligés de passer par une ou plusieurs étapes d'empreintes conventionnelles, dont la qualité doit être au moins équivalente à ce qui serait réalisé pour une prothèse traditionnelle [4,16]. Ces empreintes seront ensuite scannées par le laboratoire à l'aide d'un scanner tridimensionnel de table, dont la précision est bien supérieure à une caméra intra-orale – entre 5 et 10 μ m – et dont l'utilisation à visée clinique a été mainte fois validée par la littérature [17–20].

Les étapes d'empreinte sont donc similaires en Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) et en technique traditionnelle.

2. Conception

La conception du châssis, trop souvent déléguée au laboratoire de prothèse, devient ainsi plus accessible au praticien. De par leur praticité et leur facilité d'utilisation et de communication entre le laboratoire et le cabinet, les logiciels de CAO permettent de remettre la création de la prothèse amovible dans les mains du praticien, détenteur des informations cliniques faisant souvent défaut au laboratoire. Il (re)devient le maître d'œuvre et le concepteur de la prothèse[15] dont il assure une obligation de moyens[21–23].

Les différents logiciels de conception de châssis et de selles en résine permettent de remplacer le couteau à cire du prothésiste par une tablette et un bras à retour de force.

Si l'on perd en réalité du contact avec l'objet, c'est la précision et la facilité d'utilisation qui en sont améliorées [24,25].

Ainsi, l'axe d'insertion de la prothèse, les contre-dépouilles et les lignes guides sont immédiatement matérialisées d'une façon évidente par le logiciel[4,26], plus simplement et plus précisément que lors d'une analyse au parallélogramme[24,25], étape fastidieuse, voire parfois négligée[9].

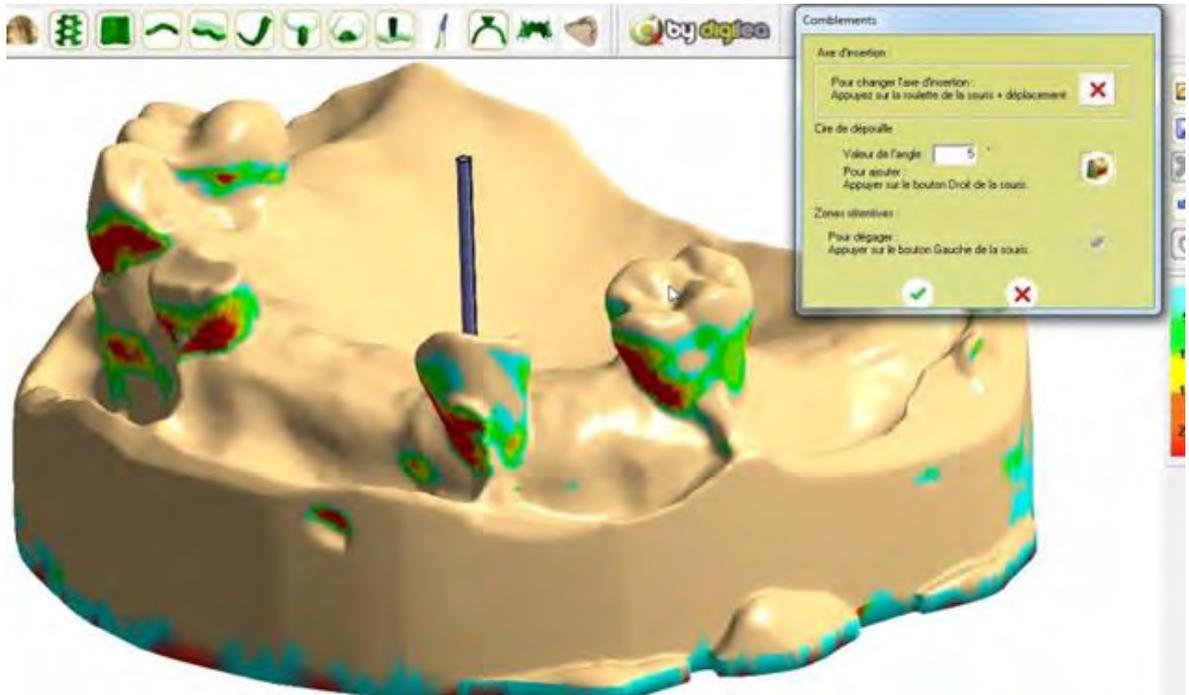


Figure 9 Visualisation des contre-dépouilles d'un modèle numérique

La manipulation de l'épaisseur, de la forme, des limites de la cire et du châssis en deviennent également bien plus aisées[4].

L'épaisseur d'un bras de crochet est déterminée au dixième de millimètre près ; et un simple retour arrière en cas d'erreur de manipulation est moins dommageable qu'une manipulation malheureuse d'une cire de préforme.

En ce qui concerne la conception à proprement parler de l'armature, les premiers logiciels destinés à cette utilisation sont une réplique des instruments et des préformes traditionnels. Le prothésiste place les cires de dépouille puis réalise le duplicata numérique, en suivant les mêmes étapes qu'il avait l'habitude d'employer. À la place d'une boîte de crochets et de barres en cire, le prothésiste utilise un onglet du logiciel. Il sélectionne la préforme numérique, et la place manuellement sur le modèle informatique. En procédant de cette façon, et une fois l'opérateur maîtrisant l'outil, la conception d'une armature peut se réaliser en une dizaine de minutes.

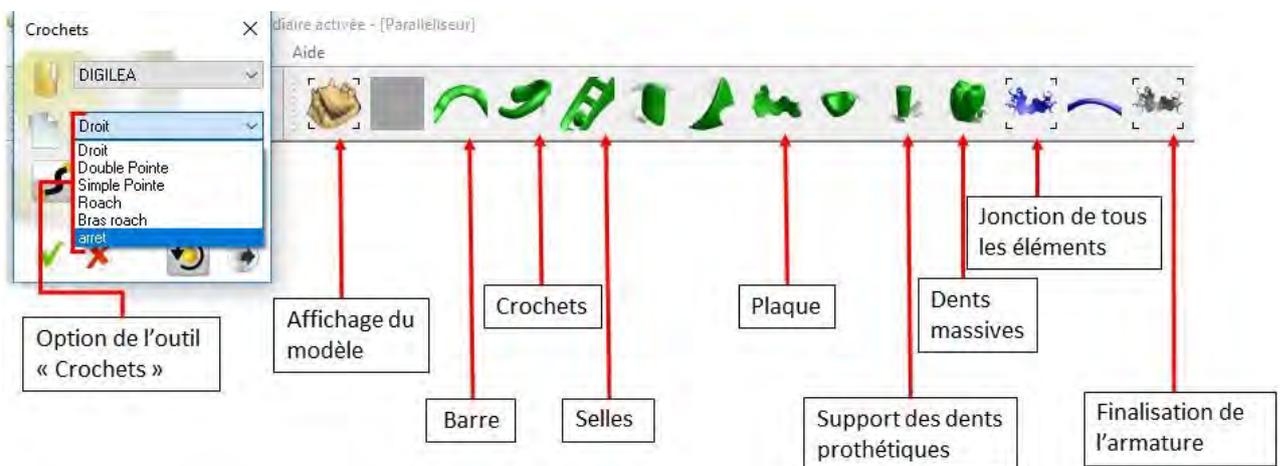


Figure 10 Boîte à outils du logiciel Digistell

Les logiciels arrivant sur le marché à l'heure actuelle tendent à simplifier le processus et à en automatiser la conception.

Le placement des crochets, et autres éléments de l'armature se fait de façon mathématique, tirant partie d'une mesure extrêmement précise des zones de contre-dépouilles et des caractéristiques mécaniques – notamment le module de Young – du matériau à utiliser.

L'implémentation dans ces logiciels de « barrières » théoriques permet également de limiter les conceptions allant à l'encontre des préceptes du domaine : impossible, par exemple, de réaliser une connectique de moins de « tant » de millimètres d'épaisseur lors de la conception d'une prothèse, ce qui peut être le cas lors d'une conception traditionnelle à l'aide de cires préformées pouvant s'écraser ou se tasser.

Néanmoins, l'ultra automatisation du processus ouvre la porte à des dérives : si un utilisateur sans expertise est capable de réaliser une armature via le logiciel, il n'est pas capable d'en détecter les éventuelles erreurs.

3. Fabrication

Plusieurs techniques ont vu le jour afin de réaliser les châssis métalliques des prothèses amovibles. Nous distinguerons deux grandes catégories : les procédés soustractifs et les procédés additifs.

a. Additifs

Le principe de base des procédés additifs reste le même quelle que soit la technique : une fois le modèle 3D numérique réalisé, il est découpé en tranches virtuelles (« slice ») horizontales, qui correspondront à autant de couches de matériau. L'empilement de ces nombreuses slices – 5 à 20 par millimètre de hauteur[27] – recrée la forme tridimensionnelle.

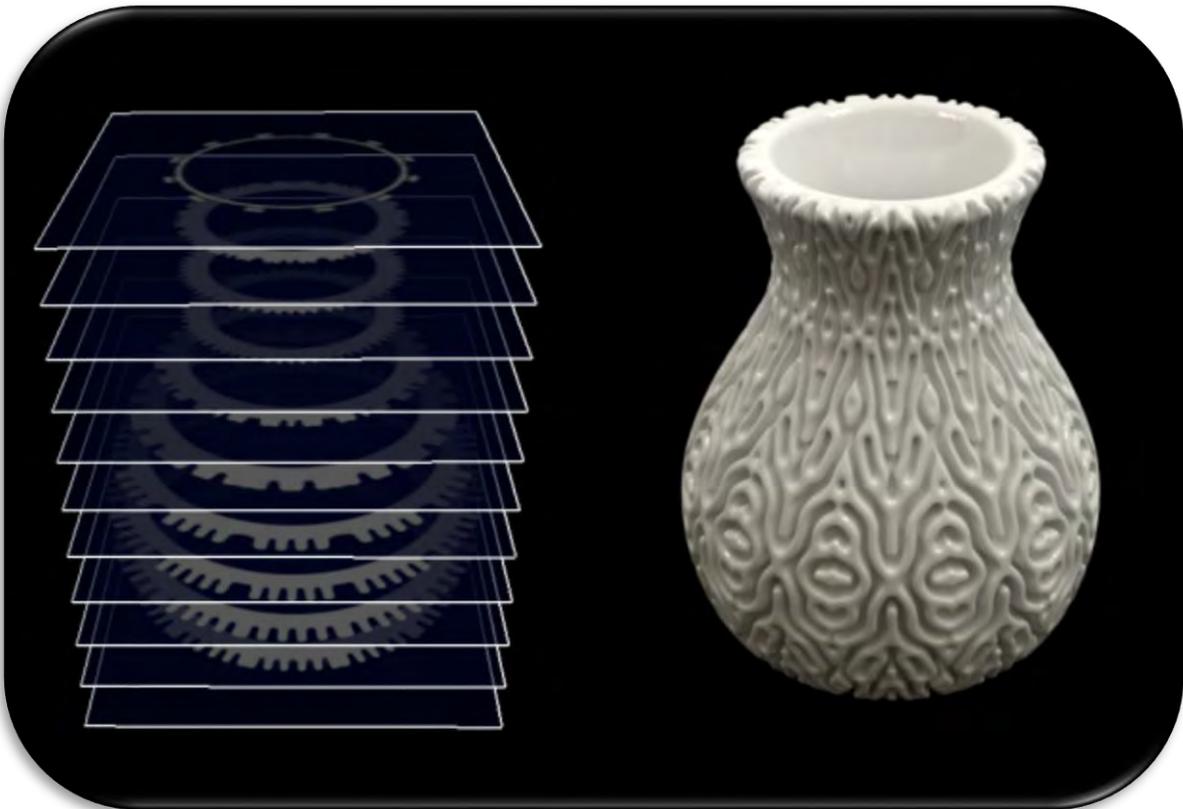


Figure 11 Illustration de l'empilement de slices planes afin de recréer un élément tridimensionnel

Les avantages de procéder par addition sont nombreux :

- Possibilité de construire des formes complexes (vides, intrusions de formes géométriques...)[27–30]
- Pas d'usage d'outils mécaniques : pas d'usure, pas de limitation des détails en fonction de la taille de la fraise[29]
- Pas ou peu de déchets de production[29]
- Une détection facile des erreurs[30]

Dans la catégorie des procédés additifs, il convient de distinguer quatre catégories :

- La fusion laser
- Le frittage
- Le dépôt de matière fondue
- La stéréolithographie par UV sélectifs

1. Fusion laser

Cette technologie est la seule, à l'heure actuelle, permettant d'obtenir directement une pièce en Cobalt-Chrome par addition. Son nom complet est « fabrication additive par fusion laser sélective directe sur lit de poudre ». Le principe se rapproche de la stéréolithographie, à ceci près que l'on remplace la résine liquide par une fine couche de poudre métallique ; et les UV par un puissant laser permettant une fusion des grains de la poudre métallique.

L'armature 3D numérique est découpée par ordinateur en fines couches d'épaisseur régulière, qui correspondront à autant de passages du laser.

Macroscopiquement, la machine permettant la fusion sélective fonctionne comme ceci :

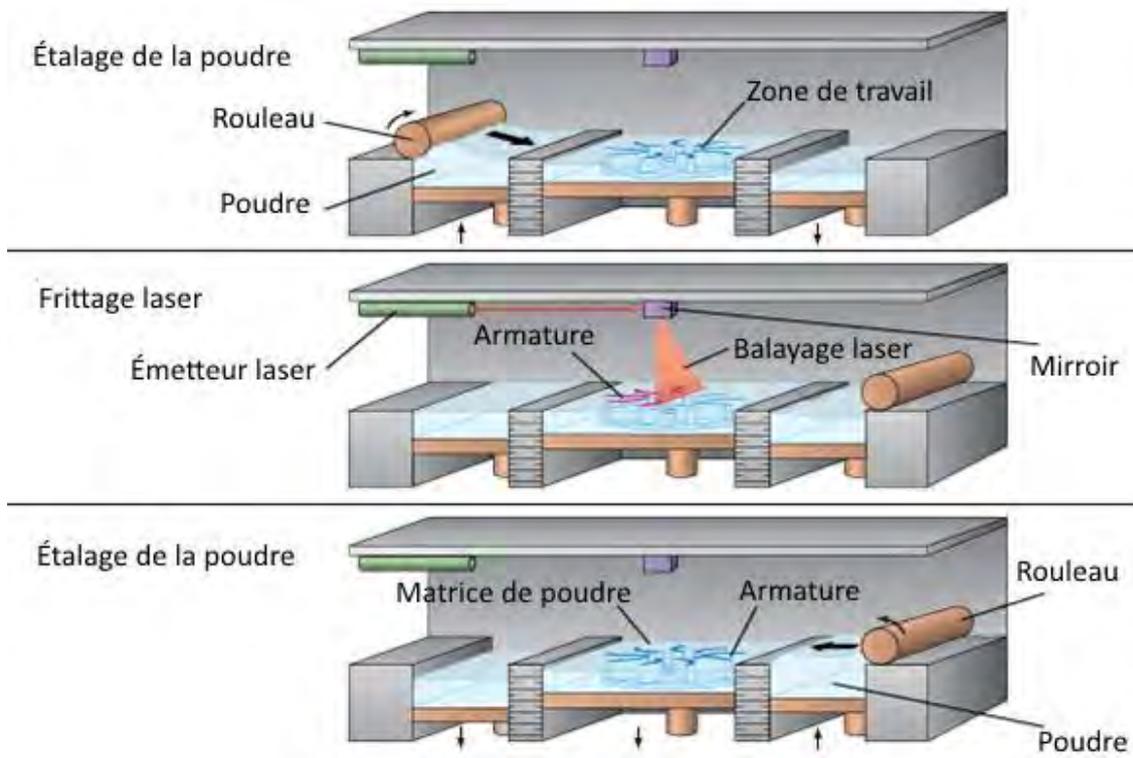


Figure 12 Schéma de fonctionnement d'une machine-outil de fusion laser sur lit de poudre

Une fine couche de métal est déposée et comprimée[29] sur un support plan – la surface de travail – par un rouleau. Elle sera sélectivement fusionnée par le laser afin de solidifier un motif précis de poudre. Le support descend alors d'un niveau, et une fine couche de poudre est à nouveau déposée par le rouleau s'assurant de l'uniformité d'épaisseur. Le processus se poursuit couche par couche jusqu'à obtention du châssis complet.

Les avantages de cette technique sont nombreux :

- Pas de rupture de la chaîne numérique, aucune étape de coulée traditionnelle
- Pas d'usure de la machine-outil
- Peu de génération de déchets, la poudre pouvant être réutilisée[27]
- Précision de 3 à 82 μ m[27], voire 11 à 36 μ m (0,25 à 0,97% de déformation relative) selon les publications, tout à fait acceptable cliniquement[31]
- Création de motifs complexes, nécessaires dans la réalisation de châssis[27]

Toutefois, l'effet de marche créé par l'accumulation des couches et la granulométrie de la poudre d'alliage amènent à une importante rugosité de la pièce produite par fusion. Il est donc indispensable de passer par des étapes de polissage, permettant de retrouver un état de surface équivalent aux armatures coulées [31] afin d'éviter l'accumulation de plaque.

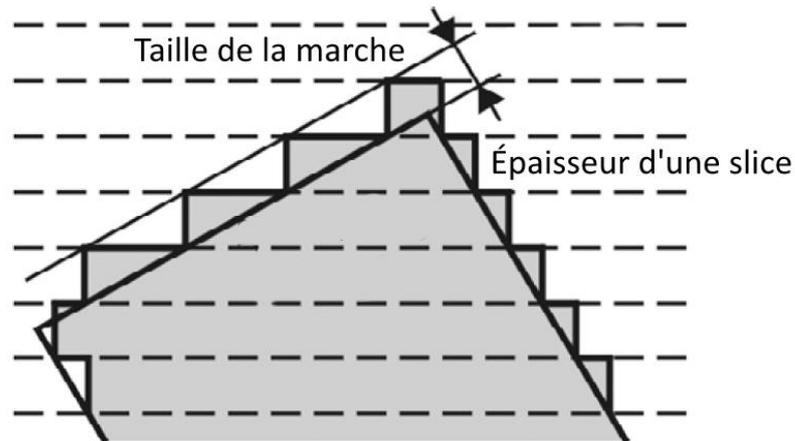


Figure 13 Effet marche

Malgré tout, les armatures obtenues par fusion laser montrent des résultats cliniquement acceptables en termes de forme, de précision, et de fonction[8,32,33]. Si dans la dernière décennie les taux de porosité des armatures produites était de 30 à 45% [27,34], leur structure est aujourd'hui homogène et ne contient quasiment pas de pores. En maîtrisant parfaitement les paramètres de fusion laser, il est possible d'obtenir des densités de 99,9% pour le Cobalt-Chrome, et des propriétés mécaniques similaires voire supérieures aux techniques coulées[31]. Du ressenti clinique des armatures réalisées par fusion, celles-ci sont plus rigides et résistantes que leurs homologues coulées : l'activation d'un crochet demande plus de force, mais peut être réalisée à de plus nombreuses reprises[35]. Enfin, leur relargage d'ions est inférieur à celui des armatures réalisées par coulée[31,36].

En terme de biocompatibilité, les poudres de Cobalt-Chrome employées dans cette technique n'ont pas de potentiel cytotoxique, et sont similaires aux alliages employés traditionnellement[37].

Néanmoins, l'équipement nécessaire est excessivement coûteux, inabordable pour les petits laboratoires de prothèse[8,32,38]. La solution à ce problème consiste en la création de coopératives, regroupant plusieurs laboratoires afin d'acheter des machines de fusion laser, ce qui est notamment le cas dans la région Toulousaine, grâce à la Coopérative de Production des Laboratoires Dentaires de Midi-Pyrénées (CPLD).

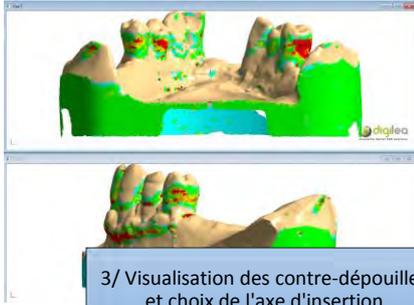
Dans le cadre de la réalisation de cette thèse, nous avons suivi la réalisation d'un châssis par une technique de fusion laser en CFAO. En voici les étapes illustrées sur quatre pages. La première concerne la conception du châssis à l'aide du logiciel Digistell, réalisé dans le laboratoire Toulousain Oral Concept Group (OCG), utilisateur de cette solution depuis 3 ans. La deuxième concerne la partie FAO, à la CPLD de Midi-Pyrénées. La troisième illustration de la fabrication de ce châssis concerne les étapes de finition du châssis de retour au laboratoire. Enfin, une dernière photographie permettra d'apprécier l'état de surface final de la pièce prothétique.



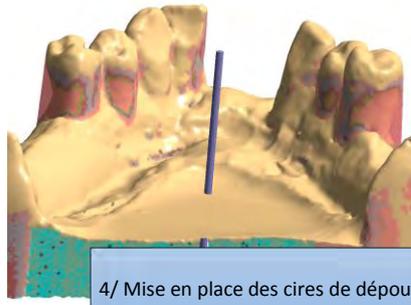
1/ Préparation du modèle (poudrage et comblement des espaces interdentaires)



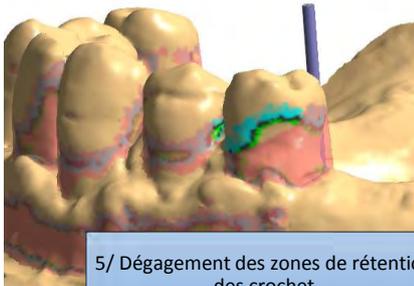
2/ Numérisation des modèles



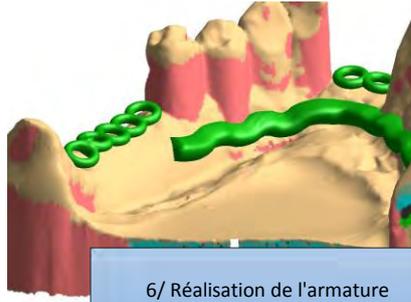
3/ Visualisation des contre-dépouilles et choix de l'axe d'insertion



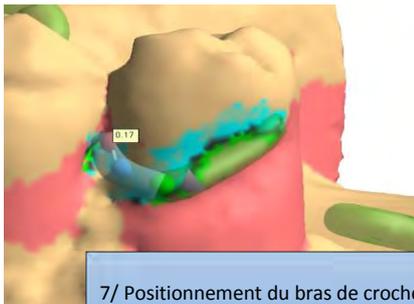
4/ Mise en place des cires de dépouille



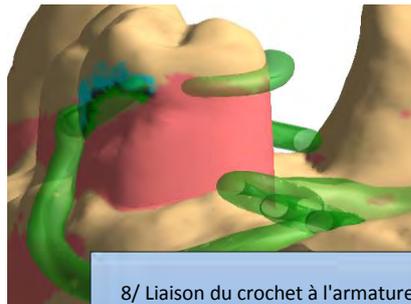
5/ Dégagement des zones de rétention des crochet



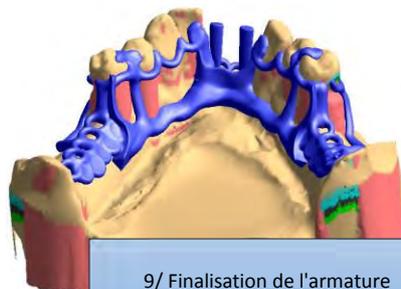
6/ Réalisation de l'armature



7/ Positionnement du bras de crochet

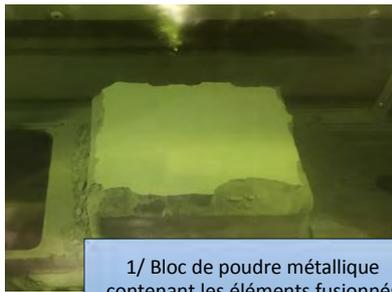


8/ Liaison du crochet à l'armature



9/ Finalisation de l'armature

Figure 14 Étapes de CAO d'un châssis métallique au laboratoire



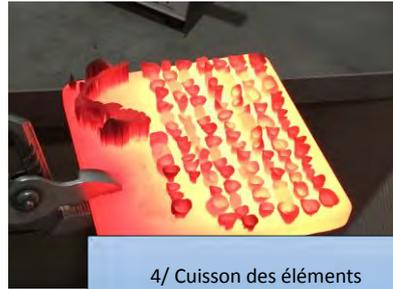
1/ Bloc de poudre métallique contenant les éléments fusionnés



2/ Aspiration de la poudre non fusionnée



3/ Éléments à la sortie de la machine-outil



4/ Cuisson des éléments



5/ Séparation des éléments fixes au marteau pneumatique



6/ Séparation du châssis au disque



7/ Châssis avec son support de fusion



8/ Séparation du support



9/ Châssis après un premier polissage



10/ Châssis après sablage, prêt à l'envoi au laboratoire

Figure 15 Étapes de FAO et préparation du châssis avant renvoi au laboratoire



1/ Polissage à la fraise carbure de Tungstène



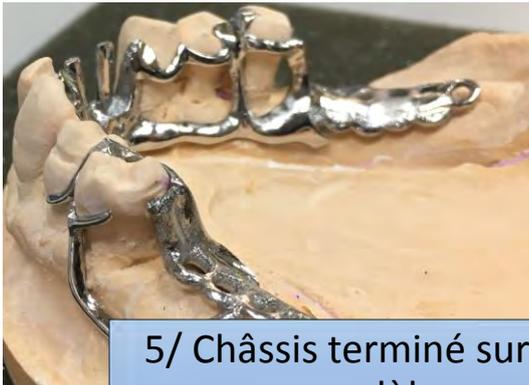
2/ Châssis après polissage



3/ Châssis après bain électrolytique



4/ Polissage



5/ Châssis terminé sur son modèle

Figure 16 Étapes de finition au laboratoire du châssis métallique



Figure 17 Châssis réalisé par CFAO

Nous constatons sur cette dernière illustration que le châssis est macroscopiquement parfaitement ajusté ; les zones non-destinées à recevoir les selles résines sont parfaitement polies, et d'un état de surface comparable à ce que l'obtient lors d'une technique coulée.

Le temps nécessaire à la fabrication des pièces prothétiques, donné par le fabricant de la machine illustrée dans cet exemple, est le suivant :

- 9 heures pour 100 prothèses fixées, 3 châssis mandibulaires, 3 châssis maxillaires
- 10 heures pour 6 châssis mandibulaires et 6 châssis maxillaires[39]

Le coût de fabrication d'un châssis, outre l'achat de la machine et les charges, est dépendant de la quantité de poudre utilisée. On estime ce coût à 10€ par armature[40].

2. Frittage laser

Là où la fusion laser atteint la température nécessaire pour passer la poudre sous le faisceau à l'état liquide, le laser utilisé dans cette technique est moins puissant et n'atteint jamais la température de fusion de l'alliage en question[41].

L'apport de chaleur, sous des conditions de pression et d'atmosphère (gaz parfait inerte) précises, permet aux grains de se réarranger et d'adhérer les uns aux autres par échange d'atomes de surface.

Nous constatons sur ce schéma que l'espace entre les grains se réduit à mesure que ces derniers se rapprochent, jusqu'à quasiment éliminer l'espace qui les séparait, sans jamais obtenir de liquéfaction de l'alliage[41].

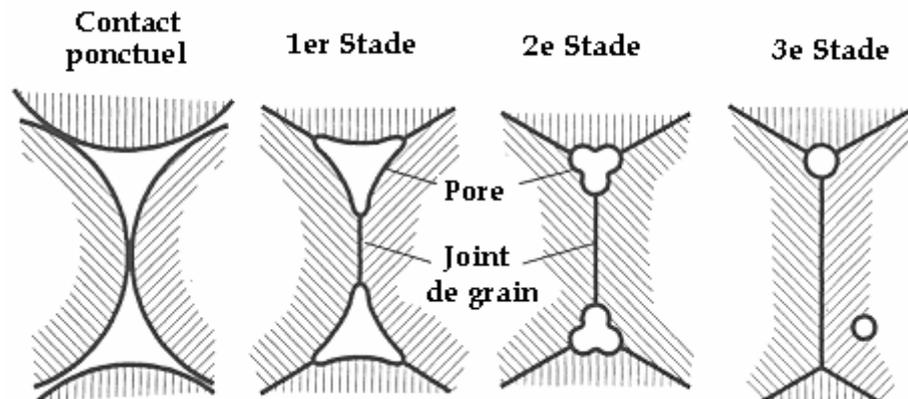


Figure 18 Etapes du frittage en poudre solide

Aujourd'hui, les machines réalisant des pièces métalliques en odontologie fonctionnent par fusion laser sélective, même si l'on retrouve par abus de langage le terme de « frittage ».

3. Impression 3D par dépôt de matière fondue

Les imprimantes 3D permettent d'utiliser deux matériaux différents : la cire et les résines.

Le matériau choisi sera chauffé par l'imprimante, puis amené à travers une buse à son emplacement précis sur un plateau en deux dimensions. Ce dernier descendra ensuite d'un cran, laissant la buse déposer le matériau à son emplacement dans ce nouveau plan, correspondant à une slice.

Les inconvénients de cette technique sont les suivants :

- Le temps d'impression est long
- L'entretien des buses est fastidieux
- L'élimination du matériau support est délicate, notamment lors du prototypage en cire
- La précision de la machine est variable
- L'obtention de l'armature nécessite une coulée traditionnelle, qui vient avec ses biais évoqués plus tôt

Néanmoins, c'est le seul procédé permettant l'impression en différents matériaux simultanément. Superflu pour la réalisation de prototypes d'armature, dans le cas de prothèses faciales, cette caractéristique permet d'obtenir différentes couleurs et matières pour l'épithèse[27].

4. Stéréolithographie par UV sélectifs

Dans cette technique, la matière première est une résine PMMA liquide qui sera sélectivement photopolymérisée par un laser.

Un support horizontal plongé dans le bac de résine liquide est soumis au laser polymérisant la résine. Le faisceau balaie la résine liquide selon une le motif d'une slice du modèle numérique du châssis. Une fois la première couche de matériau solidifié, la plateforme descend d'un niveau, correspondant à l'épaisseur d'une couche d'impression et une nouvelle section est alors solidifiée. Il y aura autant de couches que nécessaire pour obtenir le volume entier de la pièce prothétique.

La maquette est ensuite séparée de son support, et sa polymérisation terminée à l'aide d'un four.

La transformation du châssis en PMMA vers le Cobalt-Chrome est réalisée par des étapes de coulée traditionnelles (mise en moufle, etc.).

Cette technique ne permet, une fois encore, que l'obtention d'un prototype du châssis réalisé par ordinateur. Il y a donc rupture de la chaîne numérique afin d'obtenir une pièce « bonne matière ». De plus, il a été rapporté une certaine fragilité et flexibilité de ces prototypes, enclins à la déformation[26]. Les armatures obtenues par cette technique sont, une fois coulées, parfaitement utilisables cliniquement[8] et ce depuis 2006 [38].

b. Soustractifs

Consistant à sculpter directement dans un bloc la pièce à obtenir, ces procédés sont plus coûteux en matière première : certains auteurs estiment que jusqu'à 90% du bloc initial est détruit dans le processus[42]. De plus, les outils de découpe sont soumis à une fatigue et une abrasion importante, réduisant d'autant leur durée de vie[29]. Ils permettent néanmoins de travailler une matière première obtenue dans des processus de fabrication industriels, notamment en température et en pression.

La précision de la position de la fraise dans ces procédés est de 10 μm [17,27].

Elle est utilisée dans cinq cas de figure pour la réalisation de châssis :

1. Cire

La machine permet l'obtention d'un prototype en cire de l'armature, qui devra ensuite être coulé. La précision des machines d'usinage est grande – entre 30 et 60 μm [43] – et permet d'éviter les étapes de façonnage de l'armature et des préformes. Néanmoins, la chaîne numérique est brisée lors de la coulée, avec tous les biais que cela peut comporter. De plus, ces armatures sont sensibles à la déformation.

2. Cobalt-Chrome

Un bloc de Cobalt-Chrome sera usiné par soustraction. Si l'on a une continuité de la Conception et de la Fabrication assistée par Ordinateur jusqu'à obtention de l'armature, cette technique présente des inconvénients :

- Le prix de revient d'une armature est très élevé, environ trois fois plus que dans la fusion laser (28€ pour l'usinage, 10€ en fusion[42])
- Les fraises nécessaires à la soustraction s'usent très rapidement, par friction et échauffement [27]
- Les chutes de métal fraisé ne peuvent pas être récupérées
- Certaines formes complexes ne peuvent pas être réalisées [9]

Pour ces raisons, l'usinage du Cobalt-Chrome n'est pas la technique de choix dans la réalisation d'une armature par CFAO.

3. Titane

L'usinage du titane permet l'obtention d'une armature « bonne matière » à partir d'un bloc d'alliage confectionné en conditions industrielles. Néanmoins, pour les mêmes raisons que le cobalt-chrome, ce n'est pas la technique de choix de réalisation d'une armature par CFAO.

De plus, les propriétés mécaniques du Titane ne sont pas aussi bonnes que celles du Cobalt-Chrome. Son module de Young lui confère une élasticité moindre que le Co-Cr, nécessitant un surdimensionnement des bras rétentifs des crochets, ainsi que l'exploitation de contre-dépouilles plus importantes[7].

4. PEEK

Le Polyétheréthercétone, ou PEEK, est un polymère organique thermoplastique. Utilisé depuis plusieurs années dans la chirurgie orthopédique pour reconstituer des défauts osseux – notamment au niveau vertébral – il fait son arrivée dans la prothèse dentaire.

On peut le comparer à de la résine extrêmement rigide.

Si ce nouveau matériau promettait des crochets esthétiques et une certaine facilité d'utilisation, les retours cliniques ont rapidement mis en évidence d'importants problèmes. Sa teinte s'apparente à celle du beurre frais. Si elle est moins visible qu'un crochet en cobalt-chrome, elle n'apporte pas pour autant une esthétique satisfaisante. De plus, sur le long terme, le PEEK a tendance à se colorer par adsorption des pigments alimentaires. Enfin, il est impossible de réparer ce matériau en cas de fracture d'armature ou de crochets.[15]

Bien que des équipes allemandes et états-uniennes aient réussi en Janvier 2016 à imprimer par addition du PEEK, il est aujourd'hui encore, en odontologie, limité aux techniques d'usinage soustractif.

5. Résine

La CFAO permet également d'obtenir la partie en résine d'une PPAC. Après avoir été conçue par ordinateur, la selle sera usinée par soustraction dans un bloc de PMMA et assemblée au châssis. Le pied des dents prothétiques, dont le gabarit est enregistré dans le logiciel, sera aménagé dans le bloc de résine restant. Il suffira donc au laboratoire de coller les dents du commerce dans l'emplacement prévu à cet effet.

Cette technique reste néanmoins marginale, la partie résine de la PPAC étant aujourd'hui généralement réalisée par technique traditionnelle.

Comme dans tous les procédés soustractifs, le façonnage de la selle est générateur de déchets. Néanmoins, la précision d'usinage est grande[43] et n'utilise pas, ou peu, les fraises de la machine-outil conçue pour.

B. Prothèse Amovible Complète

La confection d'une prothèse amovible complète (PAC), à la différence d'une prothèse amovible partielle, ne nécessite pas – dans la majorité des cas – le travail du métal. Étant intégralement réalisée en résine, les procédés de fabrication assistés par ordinateur sont exclusivement soustractifs, à partir d'un bloc de PMMA pressé dans des conditions industrielles ou de galettes de cire spécifique. Il existe aujourd'hui différents procédés de réalisation de PAC par CFAO, chaque constructeur proposant son protocole.

1. Etapes préliminaires

Les technologies actuelles d'empreinte optique autorisent difficilement l'enregistrement d'une zone édentée étendue. L'enregistrement des bords et de l'enveloppe des mouvements fonctionnels, ainsi que de la dépressibilité muqueuse différentielle ne sont pas réalisables[15]. L'empreinte anatomo-fonctionnelle reste donc pour l'instant indispensable.

De plus, si dans certains protocoles le nombre de séance avec le patient est diminué, le temps cumulé passé au fauteuil avec le patient n'est pas systématiquement inférieur à celui nécessaire à la réalisation d'une prothèse par technique conventionnelle. En effet, des séances de plusieurs heures sont parfois indispensables à la réalisation de toutes les étapes requises par le constructeur.

Selon le protocole choisi, les séances avec le patient diffèrent sensiblement. Une empreinte anatomo-fonctionnelle formant le bord de la prothèse est néanmoins toujours retrouvée, de même qu'un enregistrement de la DVO et du rapport inter-arcades. Certains systèmes permettent également de définir le soutien de la lèvre et le choix des dents.

Les éléments enregistrés lors de ces séances seront ensuite numérisés à l'aide de scanners de table, permettant une reproduction numérique fidèle et précise du travail du praticien. Leur précision est aujourd'hui comprise entre 5 et 10 μ m[20] et leur utilisation clinique a été de nombreuses fois validée par la littérature [17–19].

Afin de mieux appréhender les étapes cliniques nécessaires à la réalisation d'une PAC par méthode CFAO, nous allons succinctement exposer trois principaux protocoles complets – de la conception à l'obtention d'une prothèse cliniquement utilisable – disponibles sur le marché.

Le premier protocole présenté sera celui de Wieland Ivoclar Vivadent. Ensuite, nous présenterons le système Avadent, puis enfin le protocole Dentca.

a. Système Ivoclar Vivadent

Ce système propose plusieurs protocoles cliniques et de laboratoire. Le protocole simplifié se déroule en 4 rendez-vous avec le patient, le dernier consistant en la mise en bouche des prothèses terminées.

La firme Ivoclar fournit au laboratoire de proximité une solution comprenant le logiciel de conception et l'usineuse de fabrication. C'est donc au laboratoire de prothèse habituel du praticien que se déroule la CFAO de la prothèse.

Lors du premier rendez-vous, le praticien réalise une empreinte primaire selon ses habitudes et enregistre un pré-rapport inter-arcades permettant une planification des maquettes d'occlusion usinées pré-réglées. Pour ce faire, il utilise le « centric tray », porte empreinte ouvert maxillo-mandibulaire.

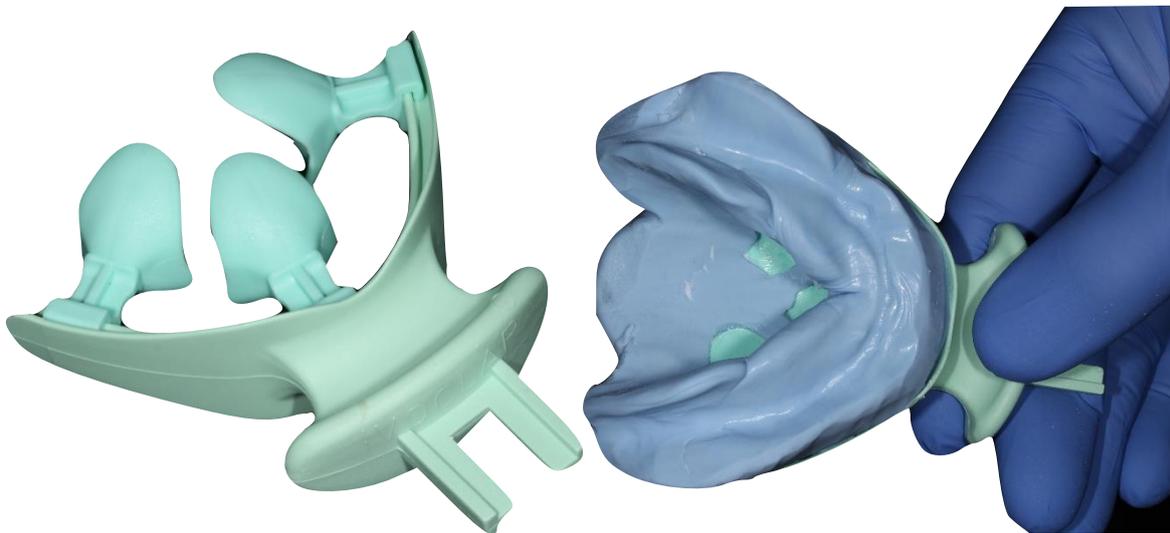


Figure 19 Centric Tray De Wieland Vivadent, avant et après empreinte

Il fixera ensuite sur celui-ci l'UTS CAD, permettant de déterminer et enregistrer le plan d'occlusion selon une approche de parallélisme au plan de Camper cutané et à la ligne bi-pupillaire.

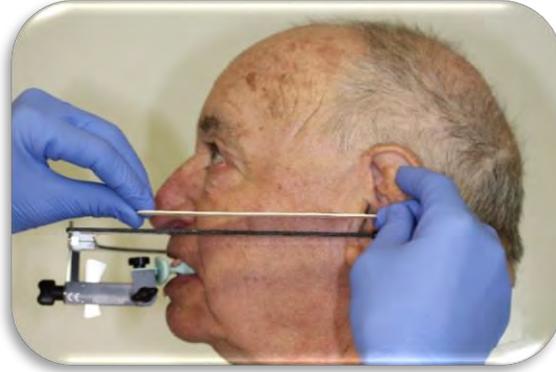


Figure 20 Réglage de l'UTS CAD en fonction du plan de Camper cutané

Le tout sera ensuite renvoyé au laboratoire pour être numérisé.

Le deuxième rendez-vous consiste en une empreinte anatomo-fonctionnelle et à la réalisation d'un rapport inter-arcade de construction prothétique, réalisés à l'aide de Porte-Empreinte Individuels (PEI) – maquettes d'occlusion usinés. Ils comportent les logements nécessaires à la fixation d'un pointeau central.



Figure 21 PEI - maquettes d'occlusion usinés

Une fois l’empreinte réalisée, le pointeau est fixé et le tracé de l’arc gothique de Gysi réalisé. Le praticien place une cale afin de repositionner le patient à l’intersection des tracés de propulsion et de latéralité (position de relation centrée). Puis le rapport inter-arcade est enregistré avec un silicone d’occlusion.



Figure 22 Enregistrement du rapport inter-arcade

La ligne du sourire, le point inter incisif et les pointes canines seront reportés en antérieur du PEI maxillaire.

La troisième séance consiste en un essai de gabarits monoblocs, afin de valider l’esthétique et la fonction avec le patient.



Figure 23 Gabarits monoblocs

La dernière séance comprend la mise en bouche des prothèses après vérification de l'absence de blessures et les conseils au patient pour le port des prothèses.

Le nombre de rendez-vous de ce protocole s'explique donc par une plus grande proximité avec les étapes classiques (deux empreintes, statique puis dynamique) et par l'essayage avant finalisation de la prothèse. De plus, la construction du plan d'occlusion se fait :

- Lors du premier rendez-vous, en fonction d'un plan cutané (Camper) et de la ligne bipupillaires, grâce à l'enregistrement d'un pré-rapport inter arcade jumelé à un arc facial (UTS CAD),
- Ainsi que d'une vérification de la position du plan d'occlusion et l'enregistrement d'un rapport inter-arcade (point d'appui central) lors du deuxième rendez-vous clinique.

Le praticien aurait donc moins de difficulté à s'adapter à un système qui non seulement reprend en partie les étapes traditionnelles, mais qui permet également des modifications et rectifications au cours de la conception de la prothèse (essayage monobloc).

Voici un récapitulatif des étapes de conception d'une PAC par le protocole Wieland Ivoclar Vivadent, à gauche les étapes réalisées par le praticien, à droite par le laboratoire :

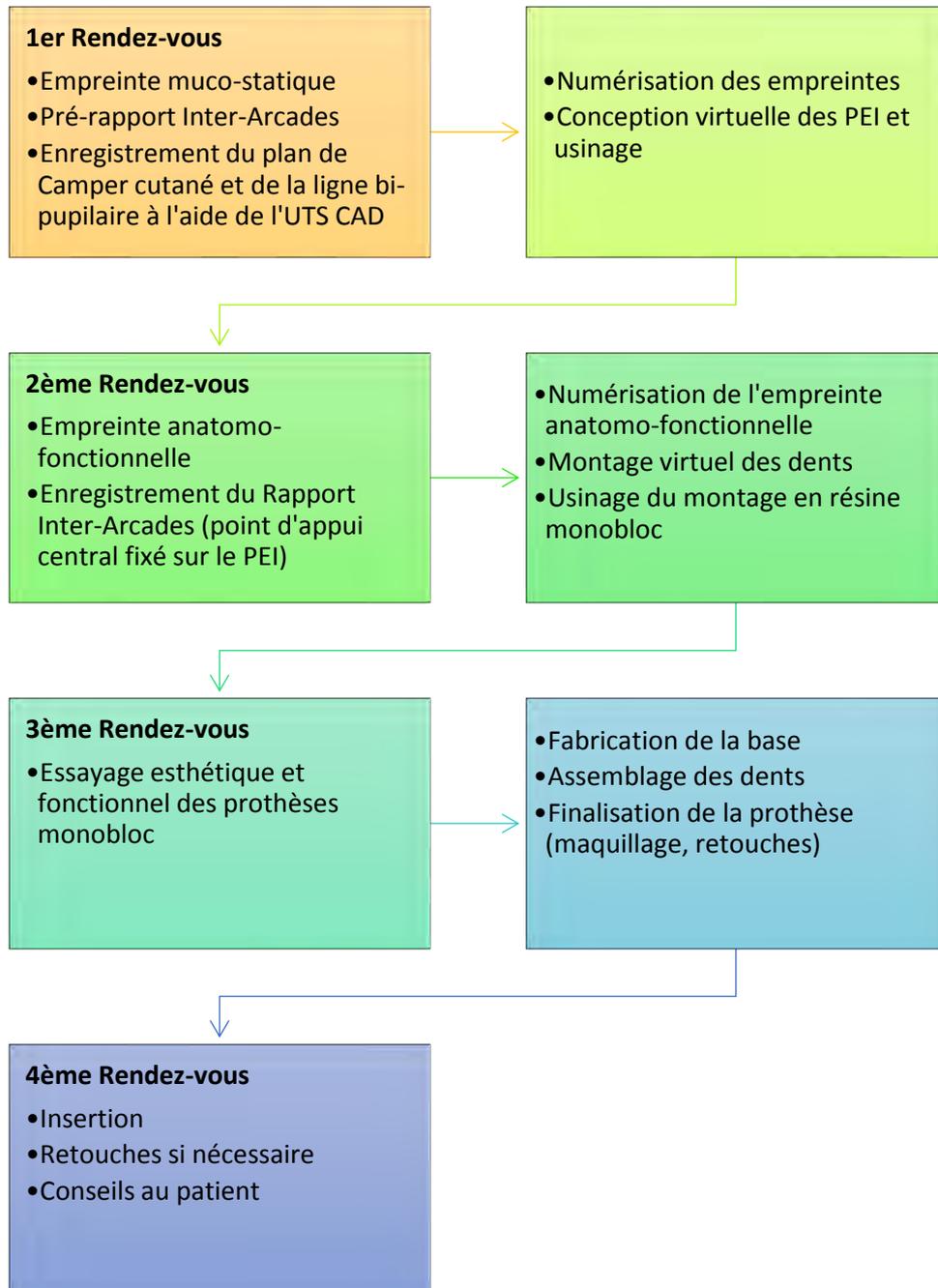


Figure 24 Diagramme résumé du protocole Wieland Ivoclar Vivadent

b. Système Avadent

La société Avadent propose plusieurs protocoles en fonction du cas clinique et de ce que désire le praticien. L'une de ces solutions est la réalisation quasi-traditionnelle d'une prothèse amovible complète, des empreintes aux maquettes d'occlusion. Seule différence, la partie laboratoire est réalisée par CFAO au laboratoire Avadent situé aux États-Unis d'Amérique.

Tout comme dans le protocole Wieland Ivoclar Vivadent, une prothèse monobloc peut être demandée pour essayage.

Plus éloigné du processus traditionnel de réalisation d'une PAC, Avadent propose un système basé sur l'AMD, ou l'Anatomical Measuring Device. C'est un dispositif fabriqué par la marque, permettant d'enregistrer :

- la dimension verticale
- la relation inter-arcades
- le support de la lèvre
- le plan d'occlusion
- le point inter-incisif
- la taille et la position des dents antérieures
- la ligne du sourire

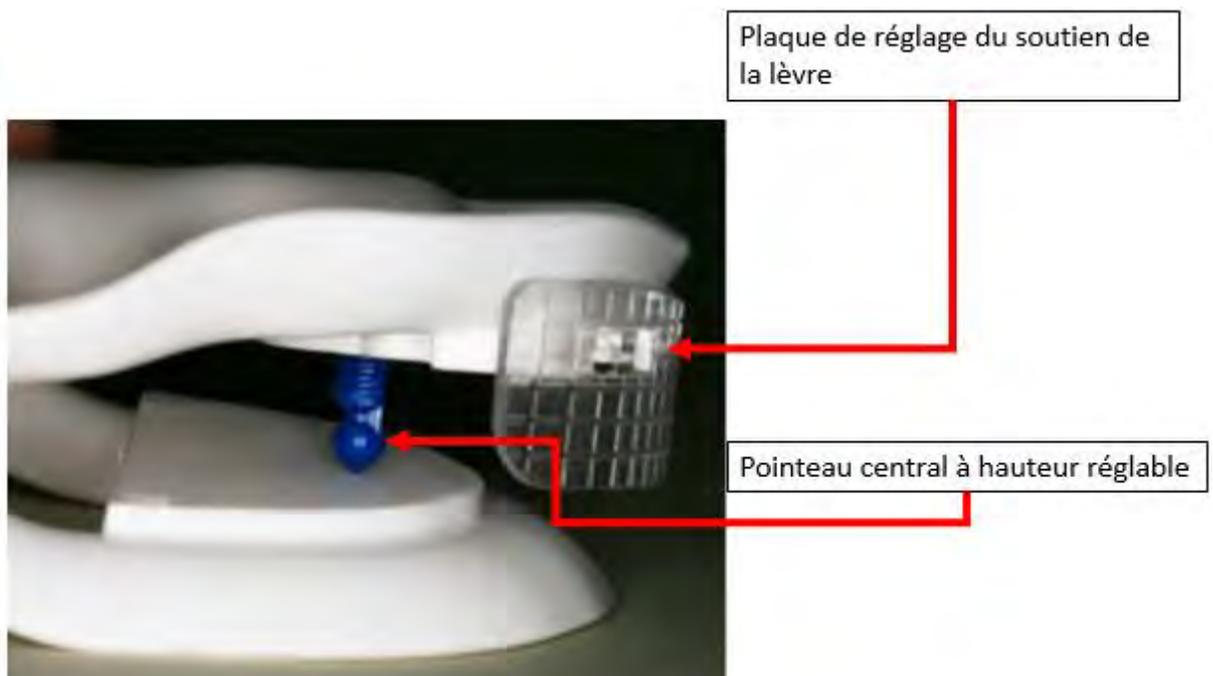


Figure 25 L'Anatomical Measuring Device

Dans un premier temps, les bases de l'AMD seront enduites de matériau à empreinte, permettant d'une part la stabilisation du dispositif, d'autre part le recouplement avec l'empreinte anatomo-fonctionnelle lors de la numérisation afin de les superposer.

Une règle, fixée sur l'AMD, permet également d'indiquer l'angulation entre la ligne bi-pupillaire et le dispositif.

La plaque symbolisant la face vestibulaire des dents antérieures peut être avancée et inclinée, afin d'obtenir un soutien de la lèvre correct en fonction du cas clinique. La plaque peut également servir à fixer des calques représentant la forme des dents, permettant le choix de leur anatomie et la matérialisation du point inter-incisif.



Figure 26 Rapport inter-arcade enregistré, calque des dents fixé

Le pointeau central étant une vis, il suffit de le monter ou de l'abaisser pour retrouver une DVO équivalente à celle mesurée au préalable lorsque le patient est au repos ou avec ses anciennes prothèses.

Le protocole se déroule ainsi, les étapes étant réalisées au fauteuil à gauche, celles concernant le laboratoire à droite :

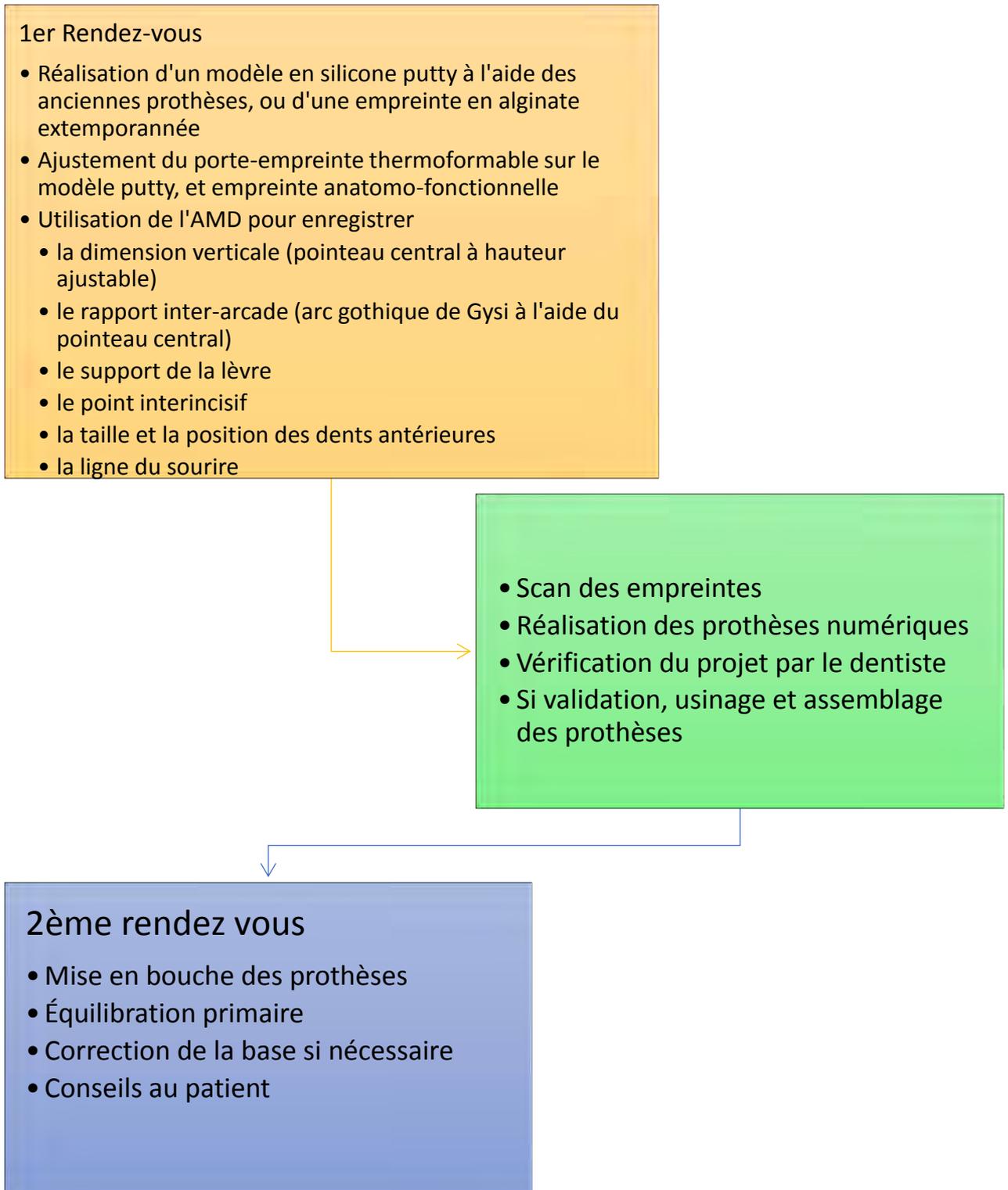


Figure 27 Diagramme résumé du protocole Avadent

On peut noter une réduction drastique du nombre de rendez-vous dans le cadre de ce protocole, mais une augmentation proportionnelle de la durée du premier rendez-vous pour enregistrer tous les éléments requis.

Ce protocole standard ne contient pas d'étape d'essayage, même si celle-ci peut être demandée par le praticien - et facturée par le laboratoire.

c. Système Dentca

La conception des PAC par le système Dentca repose, comme celui d'Avadent, sur un dispositif d'empreinte propriétaire – créé et utilisé uniquement par, et pour la firme qui propose le protocole. Le laboratoire ne propose pas de fabriquer de prothèse numériquement à partir des techniques conventionnelles.

Le protocole repose ici aussi sur une unique séance d'empreinte(s), dont la durée selon le fabricant est de l'ordre d'une heure.

Le coffret contenant les éléments nécessaires à la réalisation de la prothèse Dentca présente :

- 4 sets de porte-empreinte de taille différente aux caractéristiques particulières, que nous détaillerons plus avant
- Des « autocollants » permettant d'enregistrer l'arc gothique de Gysi, nommés « EZ Tracer »
- Une règle de mesure de la lèvre supérieure (papillomètre)
- Un dispositif de mesure de la DVO s'apparentant à un pied à coulisse entre le menton et le point sous-nasal
- Des pâtes à empreintes polyvinylsiloxanes de haute et basse viscosité

La particularité des porte-empreintes Dentca réside en deux éléments :

- L'enregistrement du rapport inter arcades : le porte-empreinte mandibulaire est conçu pour recevoir un pointeau central monté sur vis, permettant d'ajuster la hauteur en fonction de la DVO déterminée précédemment. Le maxillaire présente une surface plane au niveau palatin, qui recevra un autocollant marqueur enregistrant les mouvements du pointeau central.

- La partie postérieure des porte-empreintes est amovible. Une fois les empreintes faites, le protocole nécessite en effet de les découper dans un plan frontal au niveau de la zone amovible du porte-empreinte. Cela permet d'enregistrer le rapport inter arcades sans interférence au niveau postérieur.

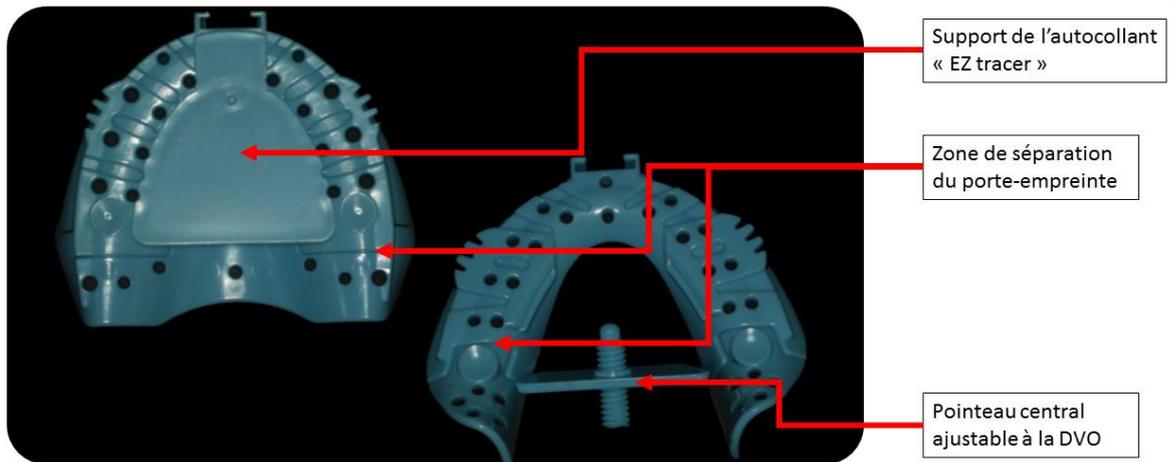


Figure 29 Porte-empreinte Dentca

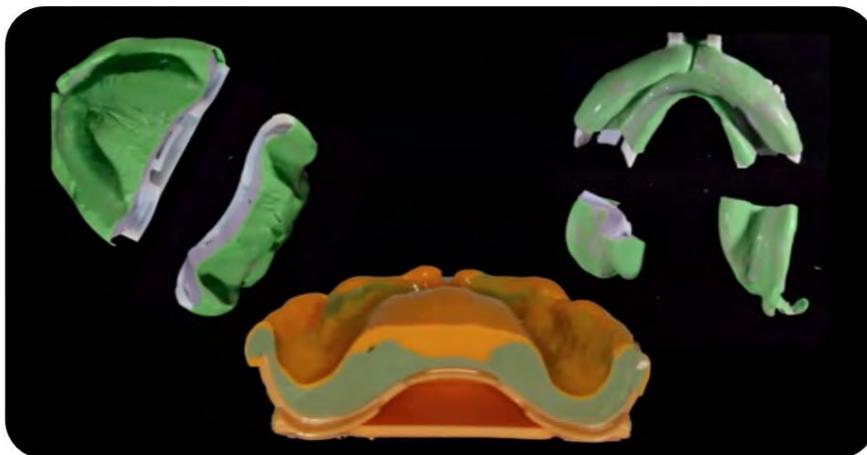


Figure 28 Porte-empreinte Dentca sectionné

L'enregistrement du rapport inter-arcade se fait à l'aide d'un polyvinylsiloxane lorsque le patient est replacé en relation centrée d'après le tracé de l'arc gothique de Gysi.

Le logiciel, à partir de l’empreinte et de 26 repères anatomiques, détermine automatiquement :

- La forme des dents
- Le point inter-incisif
- Le plan occlusal
- Les courbes de compensation frontale et sagittale
- Le schéma occlusal
- Le bord postérieur

Voici un récapitulatif des étapes du protocole, avec à gauche la partie clinique, à droite la partie laboratoire :



Figure 30 Diagramme résumé du protocole Dentca

2. Conception

De nombreux logiciels font leur émergence dans la conception des PAC. Néanmoins, ces techniques reposant généralement sur un dispositif d’empreinte créé spécialement par le constructeur, la conception en revient souvent à ce dernier qui utilise ses propres logiciels fermés.

Certaines firmes industrielles réalisent exclusivement la partie « conception » de la prothèse amovible complète. C’est le cas du laboratoire Amann Girrbach.

Dans cette solution, sans rien changer à son protocole habituel, le dentiste réalise toutes les étapes cliniques jusqu’au montage en articulateur des modèles secondaires à l’aide des maquettes d’occlusion. La société Amann Girrbach numérise les modèles transmis par le prothésiste, conçoit et usine la base des prothèses en cire par FAO. C’est ensuite le laboratoire de proximité qui polymérisera la base, conformément à son protocole habituel.

D’une façon générale, le choix des dents peut se faire de façon conventionnelle, à l’aide d’une carte de forme et des données pré-prothétiques (photographies, modèle anciens...) pour arrêter son choix sur une des options disponibles dans le commerce.

Le laboratoire Amann Girrbach permet de son côté d’user le pied des dents, afin de ne pas être confronté aux problèmes de protrusion de ces dernières dans l’intrados prothétique. Seules les faces occlusales sont préformées et incluses dans des blocs de cire destinés à l’usage.



Figure 31 Lingotins de dents prothétiques à usiner

Certains protocoles – Avadent – permettent également d’usiner individuellement les dents. La partie dentaire de la prothèse est alors créée sur mesure, pour le patient, en fonction de ses desideratas esthétiques ou de ses impératifs fonctionnels. Ces procédés permettent de passer de dents « prêtes à porter » à du « sur mesure », recréant n’importe quelle particularité qui participait jadis au sourire du patient.

Le placement des dents se fait numériquement : l’ordinateur calcule la position mathématiquement idéale des dents afin d’obtenir l’occlusion en position statique et en position dynamique désirée. Celle-ci peut être adaptée en fonction de la pente condylienne et de l’angle de Bennett choisis par le praticien ou mesurés sur le patient. Là encore, selon le procédé choisi, le logiciel peut placer des dents existant dans sa base de données ou usiner directement ce qui est nécessaire pour obtenir le schéma occlusal choisi.

Dans le cas de dents du commerce, leur positionnement se fait en fonction des directives indiquées par les fabricants sur les points de contact et du concept occlusal. Le respect de ces normes dans la mise en place des dents permet d’obtenir un positionnement optimal.

A l’aide d’un articulateur virtuel, l’opérateur est en mesure de vérifier le positionnement des dents en fonction de la crête, de l’esthétique et du schéma occlusal.

S’il est décidé de modifier l’emplacement d’une dent, les logiciels se chargent de répercuter cette modification sur les dents adjacentes afin de maintenir les points de contact et une occlusion cohérente. Dans les limites calculées lors de l’analyse du modèle, il est également possible de déplacer individuellement une dent.

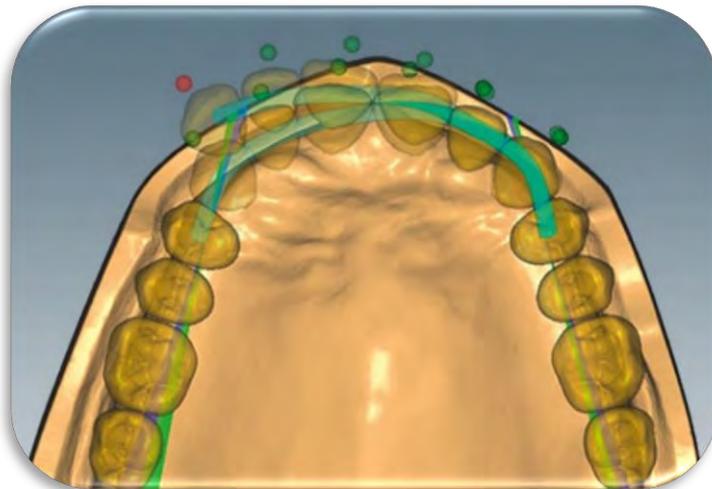


Figure 32 Positionnement numérique des dents prothétiques

La fausse gencive est elle aussi modelée numériquement et automatiquement. Les logiciels présentent différentes possibilités de modelage, d'ajustage, de type d'alvéole ou de forme de papille. Tous ces paramètres peuvent être réglés d'un clic de souris, ou constituer une base avant que l'info-prothésiste ne retouche le modèle à l'aide d'outils numériques, répliques de ce qu'il a l'habitude d'utiliser traditionnellement.

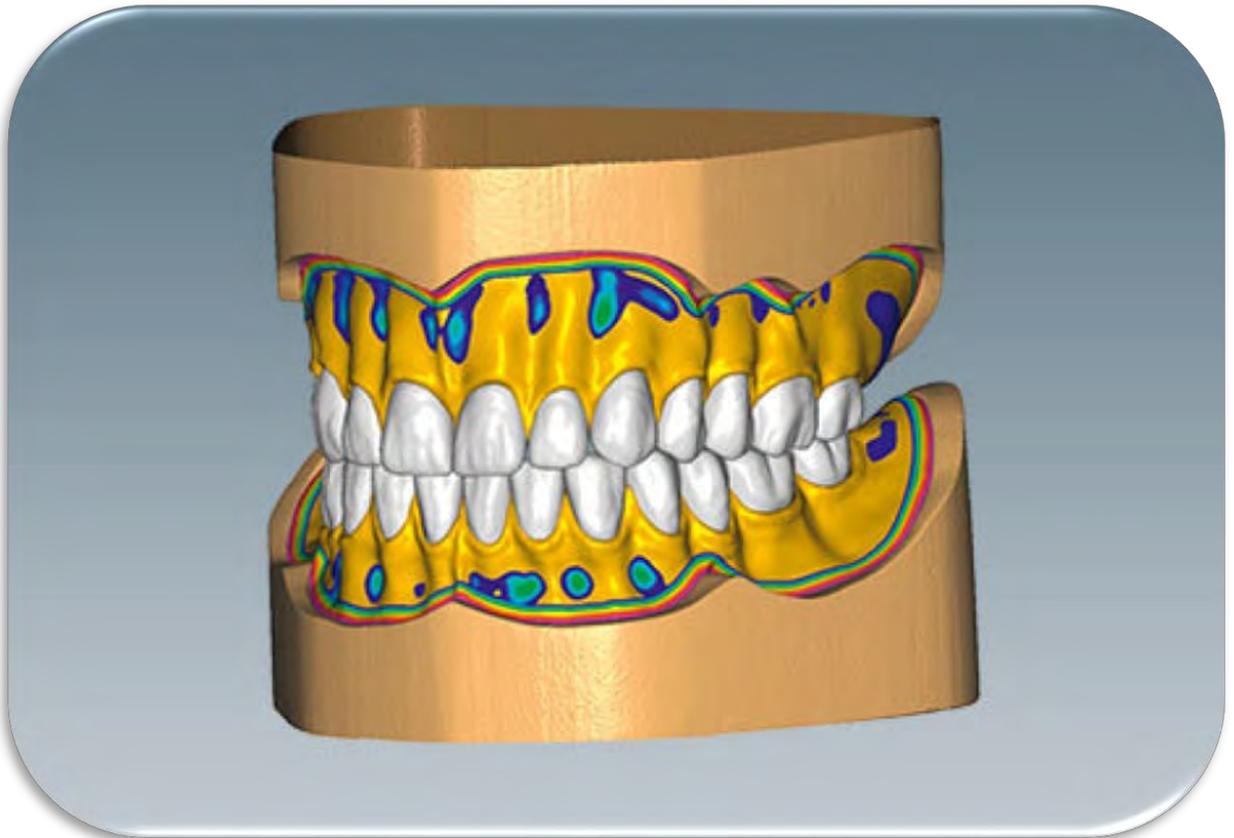


Figure 33 Modelage numérique des gencives prothétiques

Les zones de décharge et les éventuelles retouches de la forme de la base se font d'un simple mouvement de stylet sur une tablette. Néanmoins, les erreurs de manipulation à ce stade ne sont pas inévitables. Une mauvaise lecture de l'empreinte ou la surestimation d'un bord ne sont pas à exclure et seront répercutées sur la prothèse finale. De plus, aucun laboratoire ne communique explicitement sur la gravure du bord postérieur, bien dans le protocole d'Amann Girrbach, elle peut être réalisée par le prothésiste avant l'envoi à la firme industrielle.

3. Fabrication

En prothèse complète, l'usinage peut servir à produire quatre éléments distincts :

- **Une base en cire.** Celle-ci servira à monter les dents, afin de réaliser un essayage esthétique et fonctionnel, ainsi que les modifications nécessaires. C'est la seule option actuellement proposée par le laboratoire Amann Girrbach, qui ne permet pour l'instant pas la fabrication d'une prothèse en PMMA. La firme Wieland Ivoclar Vivadent propose également l'usinage de bases en cire. Il appartiendra ensuite au laboratoire de polymériser traditionnellement la prothèse. Néanmoins, le laboratoire Amann Girrbach contacté par nos soins indique qu'il proposera d'ici quelques mois l'usinage des bases résine. Sa solution technique ne se cantonnera donc plus à de la conception mais permettra également la fabrication de prothèses ; comme les trois systèmes précédemment décrits.
- **Un gabarit monobloc.** Destiné également à une étape d'essayage, il ne permet que peu de modification et sert à valider – ou non la future prothèse. Les modifications doivent être transmises à l'info-prothésiste qui les réalisera numériquement.
- **Les dents prothétiques.** Deux options sont disponibles sur le marché. La première consiste à n'usiner que le pied des dents, afin de respecter l'épaisseur de la base résine de la prothèse et d'éviter toute protrusion des dents dans l'intrados. C'est ce que propose le laboratoire Amann Girrbach. La seconde propose d'usiner intégralement la dent dans un bloc de résine. Cette solution est proposée par la firme Avadent, mais Amann Girrbach indique travailler également à de tels procédés.
- **Les bases PMMA** en résine rose, destinées à être mises en bouche.

Lors de l'usinage final, l'espace nécessaire au pied des dents du commerce sera aménagé dans la base. Lors de la conception de la prothèse, il appartient à l'info-prothésiste de prendre garde à ce que le pied des dents ne dépasse pas de la base. Comme nous l'avons vu, certains laboratoires permettent à cet effet d'adapter les dents, ou leur pied, en fonction du cas clinique.

Dans un premier temps, l'extrados de la base est usiné dans un bloc de PMMA.



Figure 34 Bloc de résine usiné (extrados, pied des dents)

Ensuite, les dents sont solidarisées à l'aide d'un composite de collage, et si le protocole du fabricant le propose, d'une clé de repositionnement. Les deux parties s'imbriquent mécaniquement, le seul risque étant une surépaisseur de colle amenant à une dent légèrement hors du plan d'occlusion. Cette malposition sera aisément corrigée lors de l'équilibration primaire.

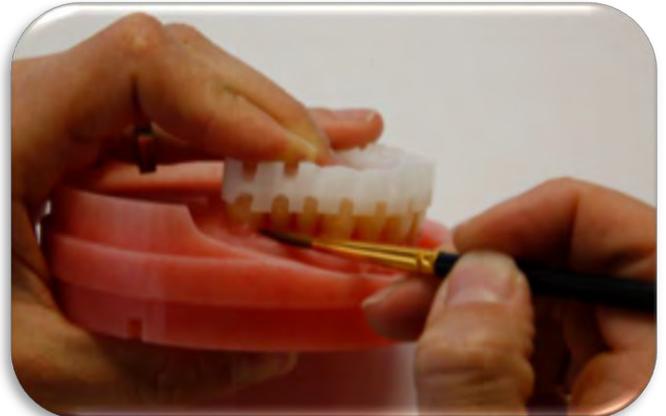


Figure 35 Collage des dents

Enfin, l'intrados est usiné.

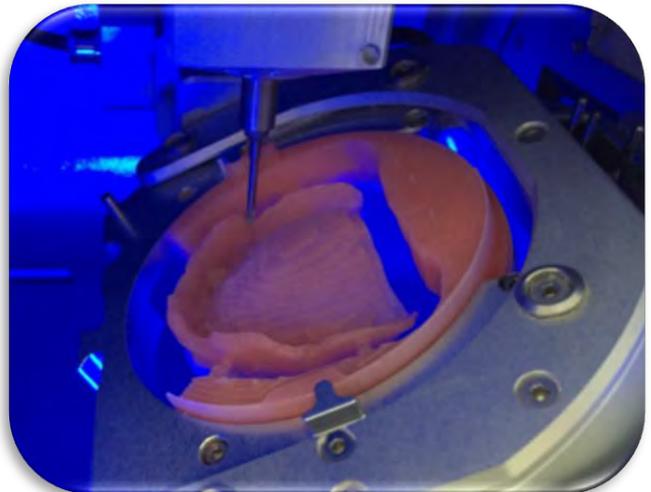


Figure 36 Usinage de l'intrados

Le maquillage des fausses gencives peut être ensuite réalisé manuellement afin de donner plus de réalisme à la prothèse, notamment en cas de sourire gingival.



*Figure 37 Fausse gencive maquillée, crédit photographies :
Jean-Yves CIERS, laboratoire Ivoclar, Saint Joriot*

Il est important de noter que ce protocole de Fabrication Assistée par Ordinateur ne s'adresse ni à Dentca, ni à Amann Girrbach. En effet, dans ces solutions, la partie fabrication de la prothèse est réalisée par une polymérisation traditionnelle ; directement chez le fabricant pour Dentca, chez le prothésiste habituel du praticien chez Amann Girrbach[17,44].

Après avoir présenté les différents protocoles existants sur le marché, voici un tableau récapitulant les différences entre les protocoles. Les points communs avec le protocole traditionnel sont matérialisés en rouge, les étapes qui en diffèrent sont en vert.

	Wieland Ivoclar Vivadent	Dentca	Avadent	Amann Girschbach
<u>Etapes d'empreinte</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Empreinte muco-statique traditionnelle • Empreinte anatomo-fonctionnelle avec <u>PEI usiné</u> 	<u>Porte- empreinte Dentca</u>	<ul style="list-style-type: none"> • Traditionnelles OU • <u>Anatomical Measuring Device (dispositif propriétaire)</u> 	<u>Traditionnelles</u>
Conception	Laboratoire habituel à l'aide du <u>logiciel fourni</u>	<u>Fabriqueur</u>	<u>Fabriqueur</u>	<u>Fabriqueur</u>
Fabrication	<u>Usinage</u> par le laboratoire habituel	Polymérisation par le <u>fabriqueur</u>	<u>Usinage</u> par le <u>fabriqueur</u>	<u>Usinage</u> d'une base en cire, polymérisation par le laboratoire habituel

III/ Comparaison entre les techniques traditionnelles et la CFAO

A la période charnière d'une révolution entre deux façons de concevoir et de fabriquer les prothèses amovibles, il convient de revenir sur les avantages et les inconvénients que proposent ces deux solutions. Est-ce réellement une avancée fondamentale, et si oui, en quoi ? La solution technologique est-elle aboutie ? N'apporte-t-elle pas son lot d'erreurs, d'imprécisions et de biais ?

Ces questions sont quelques-unes des interrogations auxquelles nous allons tenter de répondre dans cette partie.

A. Prothèse Amovible Partielle à Châssis Métallique

1. Étapes préliminaires

Si le numérique n'affranchit pas de l'empreinte statique, ni de l'éventuelle empreinte anatomo-fonctionnelle, il permet de ne plus passer par l'étape de coulée du plâtre.

Réalisée en début de chaîne, elle conditionne toute la suite de la réalisation prothétique. Une simple erreur de coulée, une bulle mal placée, peut entraîner une inadaptation de la prothèse.

De plus, tous les plâtres quels qu'ils soient présentent une expansion de prise – même limitée. Selon le fabricant et le type de plâtre, cette dernière se situe généralement entre 0,08 et 0,30% du volume du plâtre. Si ces valeurs ne sont pas dommageables à l'échelle d'une préparation, elles peuvent entraîner une imprécision sur une arcade entière, et une différence entre la situation clinique et le modèle de travail. Les scanners de table aujourd'hui sur le marché permettent la numérisation de l'empreinte d'une arcade entière en 25 secondes, avec une précision variable. Celle-ci se situe généralement entre 5 et 20 microns. Néanmoins, la plupart des fiches techniques sont rédigées sur la base de tests internes à l'entreprise. Les scanners dont la précision est mesurée selon un protocole ISO, normalisé au niveau international, obtiennent des valeurs entre 5 et 10 μ m. [20].

2. Conception

En terme de conception, là où l'axe d'insertion est souvent choisi par défaut comme perpendiculaire au plan d'occlusion et l'étude du modèle au parallélogramme négligée[9], la CAO apporte une solution simple et pratique.

La conception d'une prothèse par méthode traditionnelle implique une grande variabilité inter-opérateur, dans la production d'une pièce hautement complexe et précise. La CAO permettrait d'augmenter grandement la qualité moyenne des prothèses finales en réduisant ce biais[5,8,24,32,45,46].

Par la visualisation immédiate de toutes les contre-dépouilles, de leur étendue, et l'impact en direct qu'a le changement d'axe d'insertion, le logiciel permet une approche facilitée de ces étapes fastidieuses et parfois complexes à réaliser[5]. Il permet de superposer à la réalité du modèle des informations, notamment sur les contre-dépouilles. On parle alors de réalité « augmentée »[45].

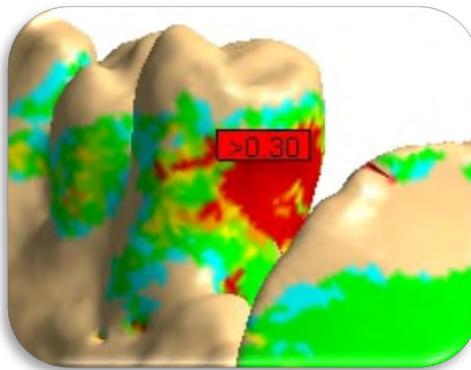


Figure 38 Visualisation des contre-dépouilles par réalité augmentée

Cela permet également, au fauteuil, la réalisation d'autant plus aisée des coronoplasties soustractives potentielles. En observant sur son écran la numérisation de l'empreinte primaire, le praticien visualise quelles zones doivent être retouchées et dans quel volume. L'impression par FAO d'un guide facilitant les retouches, sous formes de clés à repositionner sur les dents, pourra également être envisagée.

Si dans certains cas, le schéma de l'armature est – à tort – réalisé par le prothésiste à cause de difficultés de communications (le modèle devant être renvoyé au cabinet après coulée, puis retourné au prothésiste), l'arrivée de la CAO permet un échange plus rapide avec le laboratoire. Le praticien peut, sur le modèle numérisé, tracer le châssis de la prothèse ou modifier ce qu'a réalisé le prothésiste. La communication devient instantanée entre les deux partenaires de la réalisation de la prothèse et le dentiste reprend sa place de maître d'œuvre[15]. Si auparavant modifier une armature impliquait un retour à zéro en termes d'étapes de laboratoire, cela ne nécessite plus désormais que de retrouver le fichier généré par le prothésiste, et d'appliquer les changements.

Si l'appréciation du prothésiste implique une variabilité inter-opérateur, ce sont dès lors les propriétés mécaniques des éléments en place qui guident la conception. En fonction du module de Young, de la friction et du retrait de la contre-dépouille à quelques microns près, certains logiciels pourront calculer mathématiquement la longueur, la forme et la position de la partie rétentive du crochet.

L'épaisseur calibrée des cires de préformes correspond à un standard. Elle doit permettre une solidité suffisante de l'armature une fois coulée, mais n'est pas adaptée à la conception de l'armature et au cas clinique. De plus, ces cires ne sont pas à l'abri d'un écrasement lors de leur mise en place, qui mettrait en péril la résistance de la prothèse par une trop faible épaisseur du métal.

En CAO, l'épaisseur de ces éléments est déterminée numériquement, ici aussi en fonction des caractéristiques mécaniques de l'alliage employé.

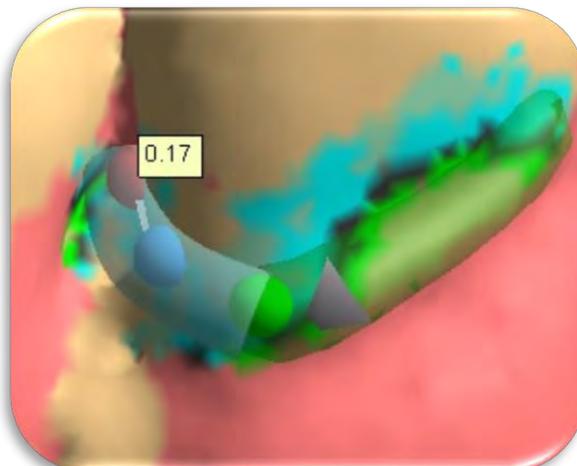


Figure 39 Visualisation de l'épaisseur d'un bras de crochet par réalité augmentée

Grâce aux propriétés mécaniques des armatures fusionnées par laser, l'épaisseur des plaques métalliques réalisées par certains laboratoires de prothèse sont passées de 0,5mm (traditionnellement) à 0,4mm[35], un gain de 20% d'épaisseur non négligeable pour le patient.

3. Fabrication

En terme de fabrication de châssis, la technique de choix est aujourd'hui est la fusion laser, comme exposé précédemment.

Si les armatures fabriquées par ordinateur nécessitent des retouches, celles-ci sont moins nombreuses et moins importantes qu'en technique traditionnelle [4].

Les alliages obtenus ont des propriétés mécaniques supérieures aux alliages coulés. Au cours des dernières années, le taux de porosité a été drastiquement réduit, jusqu'à obtenir des densités de 99,99% pour le Cobalt-Chrome [34].

La structure microscopique des châssis produits par ces deux techniques est très différente. La technique coulée amène à un métal constitué de « dendrites », juxtaposées les unes aux autres, ainsi qu'à de très nombreuses porosités et bulles dans le métal. Deux phases sont alors observées : l'une constituée de Cobalt-Chrome, l'autre de Molybdène, présent en faible proportion dans l'alliage utilisé pour la coulée. Les armatures produites par fusion laser ont un taux de porosité quasi inexistant et présentent un alliage plus homogène, en une seule phase [10].

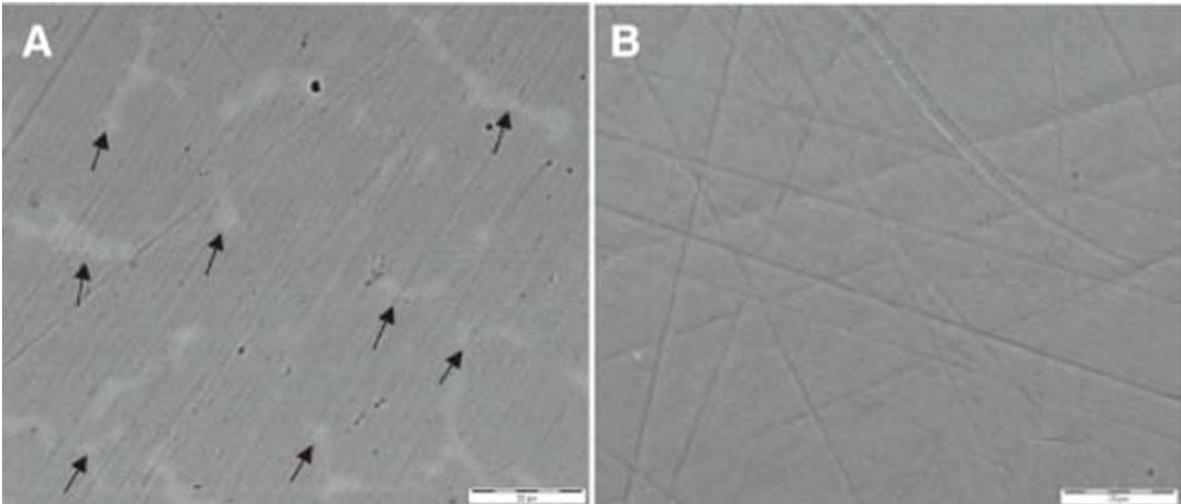


Figure 40 Comparaison de l'état de surface du Cobalt-Chrome issu d'une coulée (A) et d'une fusion laser (B)

Sur cette figure, issue de l'article « Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature », *Youssef S. Al Jabbari*, on constate la présence de porosités de molybdène (taches blanches), la seconde phase de l'alliage, dans le métal issu d'une coulée. Ces dernières sont responsables de la sensibilité à la fracture augmentée dans la salive, celle-ci corrodant le métal en profondeur à travers ces pores[10]. On observe également un état de surface plus homogène dans l'alliage issu d'une fusion laser.

De l'expérience des prothésistes, ces armatures sont plus rigides (activation des crochets nécessitant plus de force), plus légères, et occasionnent moins de retours au laboratoire pour des fractures du châssis [35]. Ce ressenti est corroboré par la recherche. Les alliages de Cobalt-Chrome issus de la fusion laser ont une plus grande limite d'élasticité et une résistance à la traction plus élevée :

Échantillon	Limite d'élasticité (Yield Strength), MPa	Résistance à la traction (Ultimate Tensile Strength), MPa	Mesure de l'allongement lors du test de traction (Elongation), %
<i>200W, 0,1mm (a)</i>	503 (17)	949 (10)	16,4 (1,2)
<i>150W, 0,1mm (b)</i>	503 (42)	951 (8)	15,5 (1,6)
<i>100W, 0,1mm (c)</i>	516 (28)	918 (18)	12,2 (1,2)
<i>200W, 0,2mm (d)</i>	516 (28)	912 (39)	10,7 (2,9)
<i>150W, 0,2mm (e)</i>	496 (42)	911 (8)	11,0 (1,0)
<i>Coulé (f)</i>	296 (25)	591 (37)	9,6 (2,5)

Dans ce tableau, les échantillons réalisés en fusion laser sont classés en fonction de la puissance du laser en Watts, et de l'épaisseur de la couche de poudre déposée entre chaque passage du laser ; entre parenthèse, la déviation standard des valeurs des échantillons.

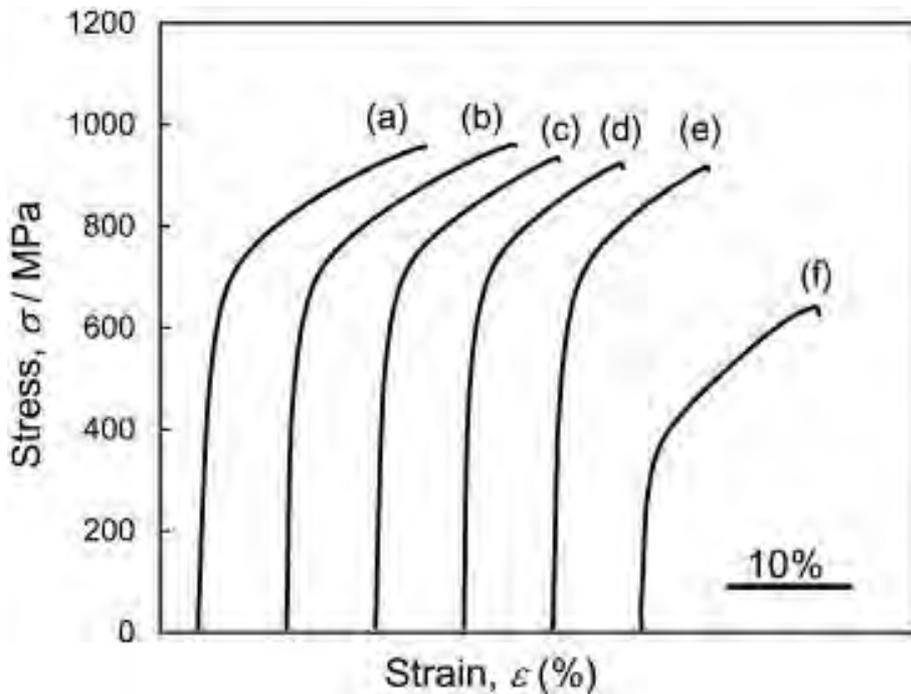


Figure 41 Courbe de traction conventionnelle du cobalt-chrome issu de la fusion laser et de la coulée traditionnelle

Sur ces courbes, il est possible de constater une résistance à la traction bien plus importante pour le Cobalt-Chrome fusionné par laser, ainsi qu'une déformation et un module de Young comparable aux alliages coulés (f).

Ces valeurs sont issues de l'article « Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications », *Atsushi T et al* [47].

Il a également été prouvé que les châssis issus de la fusion laser relarguent moins d'ions métalliques que ceux fabriqués par coulée et sont parfaitement biocompatibles [31,47].

Le coût d'équipement d'un laboratoire en CFAO, et notamment en fusion laser, reste un frein à l'avancée de ces technologies[45]. De plus, la formation nécessaire à l'utilisation des logiciels transforme le prothésiste en info-prothésiste, avec le lot de nouvelles connaissances et habitudes que cela implique. Toutefois, lorsque les outils informatiques sont maîtrisés par l'opérateur, la conception d'un châssis métallique peut se réaliser en 10 à 15 minutes[48].

En terme de temps, une fois la courbe d'apprentissage maîtrisée, l'organisation du travail par le prothésiste est profondément modifiée.

Voici une organisation typique d'un laboratoire de prothèse (Laboratoire OCG, Toulouse), à gauche en organisation traditionnelle, à droite en CFAO[35] :

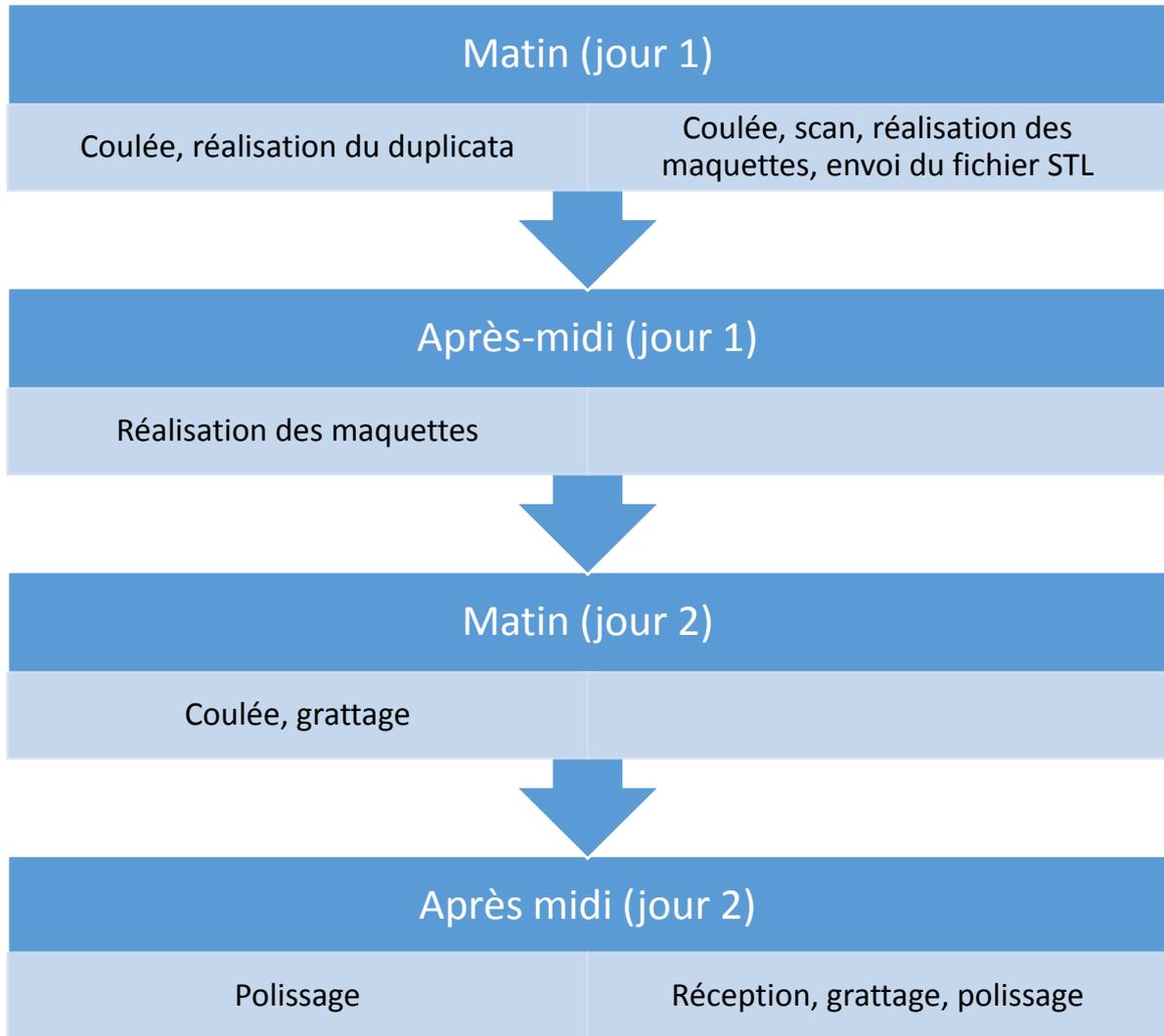


Figure 42 Organisation type de la réalisation de châssis au laboratoire OCG de Toulouse

On observe que si la CFAO ne permet pas encore une réalisation plus rapide de la pièce prothétique en ce qui concerne le délai de livraison au praticien, le temps passé par le prothésiste sur chaque armature est considérablement réduit.

Voici une comparaison temporelle de chaque étape de réalisation d'un châssis :

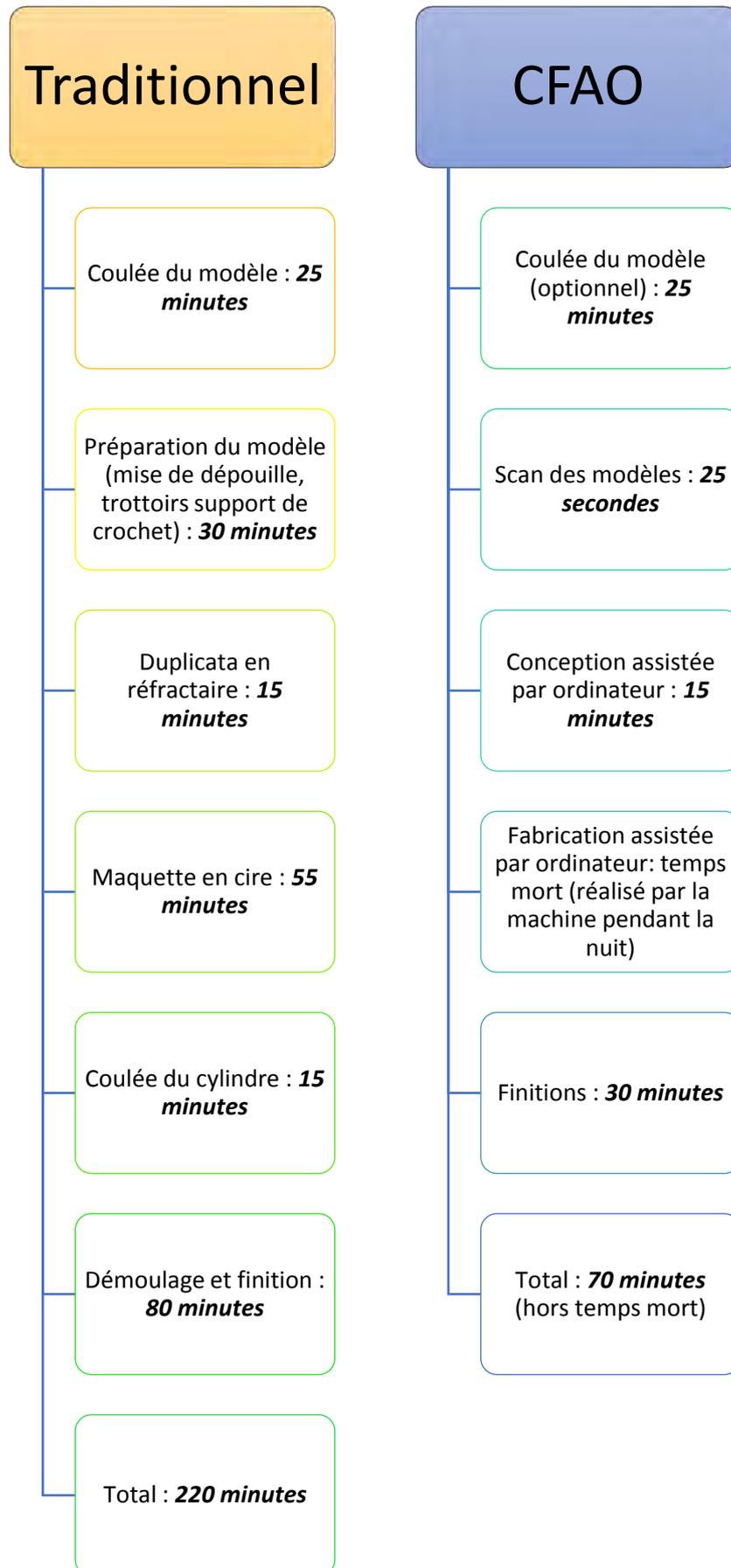


Figure 43 Comparaison temporelle entre CFAO et procédés traditionnels

En ce qui concerne la réduction des biais inter-opérateurs et inhérents aux techniques traditionnelles, voici les écueils évités par la CFAO :

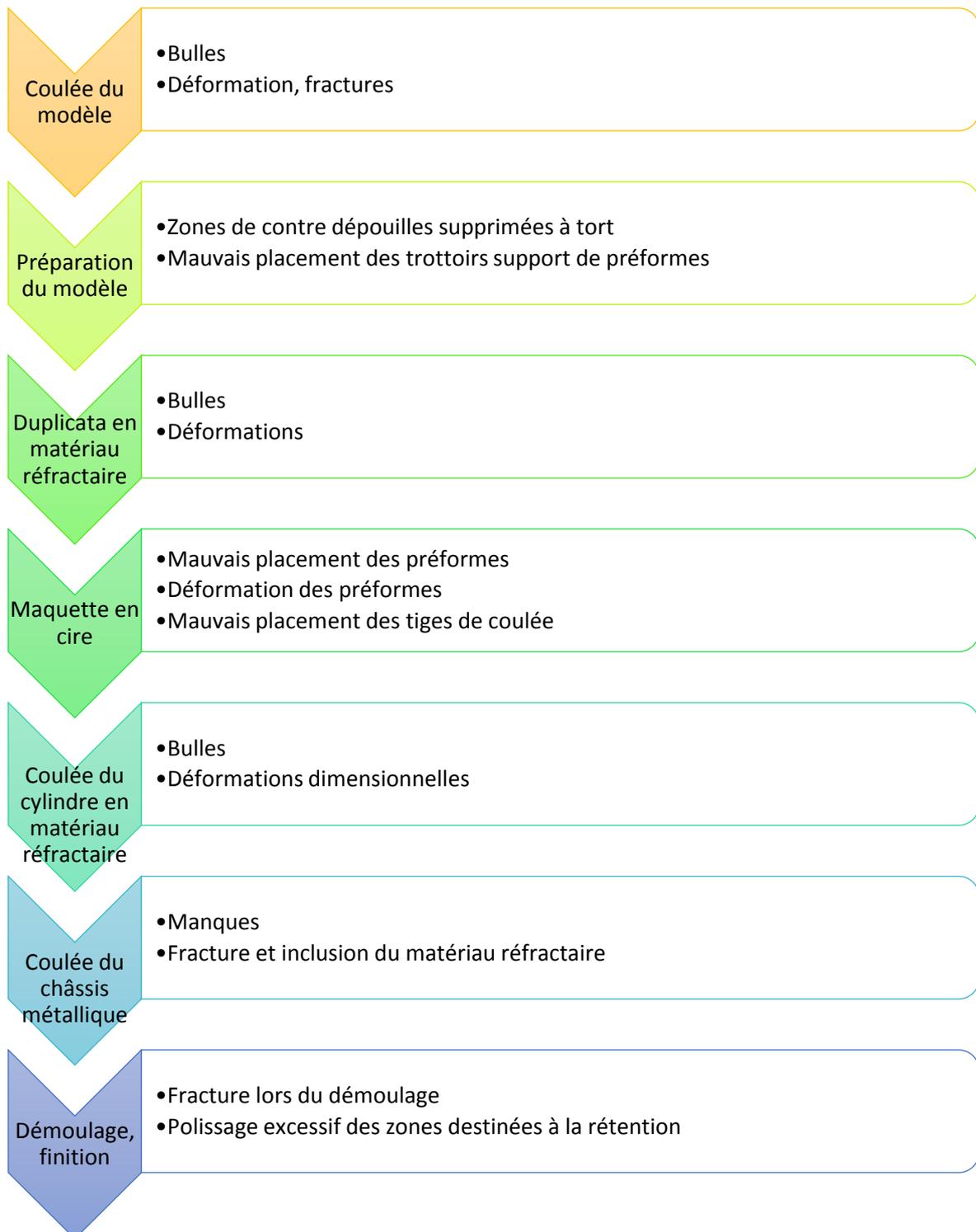


Figure 44 Biais potentiels des procédés traditionnels de réalisation d'un châssis métallique

Enfin, pour les prothésistes, l'absence d'utilisation de revêtement que ce soit pour les duplicatas, la coulée en cylindre ou le grattage des armatures, permet d'éviter l'exposition à ce matériau riche en silice dont l'inhalation est classée comme cancérigène par le CIRC[49]. De même, l'absence de fumées d'alliage en fusion ne peut qu'être bénéfique pour la santé des personnels ce corps de métier.

B. Prothèse Amovible Complète

1. Étapes préliminaires

Dans le cas des protocoles se référant aux techniques classiques d'empreinte (Wieland, Amann Girrbach), la seule différence notable entre les procédés traditionnels et CFAO réside dans l'obtention des modèles de travail : par coulée du plâtre, ou à travers la numérisation de l'empreinte.

Si la coulée du plâtre peut ne pas entraîner de déformation, elle reste une étape critique dans sa réalisation pouvant introduire des biais dans la chaîne prothétique.

Les scanners de table possédant une précision de 5 à 10µm certifiée ISO pour leurs dernières générations[20], la numérisation permet une reproduction fidèle et cliniquement utilisable[17–19]. Le fait de supprimer l'étape de coulée du plâtre évite également tout risque d'erreur à ce stade. Il reste néanmoins commun de couler les empreintes, puis de numériser le modèle. Ces techniques ont également montré des résultats cliniquement satisfaisants[19].

En ce qui concerne les protocoles qui s'éloignent des pratiques usuelles d'empreintes et de recueil des informations cliniques, Avadent et Dentca, il convient de se poser la question de leur fiabilité.

Les firmes commerciales responsables du développement de ces solutions techniques promettent un système en une seule consultation et un rendez-vous d'essayage optionnel de gabarits monoblocs.

L'absence d'utilisation d'un PEI, remplacé par des porte-empreintes thermoformables, produit-elle des bordages aussi justes ? L'absence de réglage, ou du moins d'essayage de maquettes d'occlusion, introduit un risque de mauvais choix de l'orientation du plan d'occlusion voire de DVO. De plus, la fatigue occasionnée par des séances aussi denses, couplée à un protocole nouveau et inconnu du praticien, augmente drastiquement le risque d'erreurs.

Enfin, la découpe de l'empreinte du système Dentca amène elle aussi son lot de questionnements quant à sa précision et la fiabilité de son repositionnement.

2. Conception

L'étape de montage des dents sur cire par le laboratoire reste une étape délicate, longue et exigeante. On en tient pour preuve la multitude de techniques permettant d'assister l'artisan dans son travail : table de montage personnalisée, sphères de montage, différentes étapes d'essayage sur cire... Les nombreux principes de positionnement des dents et des courbes de compensation sont souvent complexes à respecter.

La conception est donc particulièrement susceptible aux variations inter-opérateur. L'utilisation d'un logiciel plaçant les dents automatiquement en fonction de l'occlusion choisie et des repères anatomiques simplifie immensément la tâche de l'info-prothésiste. La présence dans ces logiciels d'articulateurs virtuels permet la vérification de ce qu'a réalisé le logiciel en modélisant les différents mouvements de la mandibule. L'apport d'aides visuelles à cet effet, la réalité augmentée, permet une évaluation fine, plus rapide et plus simple de tous les rapports occlusaux avec une fiabilité d'ores et déjà au moins équivalente à ce que proposent les articulateurs mécaniques[50,51]. Il est possible de « zoomer » sur un point précis de l'arcade et d'observer l'occlusion en plein écran. Le prothésiste peut également, en jouant sur la transparence des dents, apprécier les contacts autrement cachés par l'arcade antagoniste. Les points de contact peuvent être affichés selon un code couleur en fonction de leur intensité ou du trajet mandibulaire qu'ils représentent – statique, latéralité, propulsion[51].

La communication entre le prothésiste et le praticien en est également facilitée. Par l'intermédiaire d'un simple mail, il est possible de faire contrôler le montage par le chirurgien-dentiste de façon immédiate et de répercuter les modifications requises tout aussi rapidement.

Là où l'articulateur traditionnel est limité par la mécanique qui le constitue, aussi perfectionnée soit-elle, la modélisation numérique de ces mouvements permettrait de s'affranchir de ces contraintes. Des pistes de recherche se portent aujourd'hui sur des modélisations mathématiques des trajets mandibulaires, mais aussi sur le couplage à l'imagerie médicale et scanner surfacique[52].

En réalisant un cliché tridimensionnel de l'anatomie de l'articulation temporo-mandibulaire du patient, couplé à un scan facial en mouvement, certaines technologies promettent la modélisation personnalisée, réelle, des mouvements fonctionnels. Nous ne serions alors plus soumis ni à la mécanique des articulateurs, ni à des valeurs « standards » utilisées par défaut ; et ce grâce à une méthode extrêmement simplifiée : un simple cliché et une vidéo[51,52].

En s'affranchissant des erreurs mécaniques des articulateurs (usure, mauvais calibrage, biais inter-dispositif), la CAO promet une visualisation bien plus fine et reproductible que ce que peut apporter un articulateur mécanique [51].

3. Fabrication

La FAO de prothèses complètes permet, dans les protocoles par soustraction, l'utilisation de blocs de résine polymérisés dans des conditions industrielles[53]. Cela permet une augmentation de la densité, de l'homogénéité, de la solidité, et une diminution des porosités internes de la résine[27]. Néanmoins, certaines études tendent à ne pas montrer de différence dans le relargage de monomères avec une polymérisation traditionnelle[54].

La précision des bases usinées permet une meilleure adaptation des prothèses, tant au niveau de la surface d'appui que de l'occlusion [53]. L'absence d'étape de polymérisation rend la fabrication de la prothèse plus fiable et reproductible. Les étapes d'équilibration en sont facilitées puisque, théoriquement, le seul biais de mise en œuvre par rapport à la conception concerne une possible erreur de positionnement lors du collage des dents. Ce déplacement vertical de la dent mal positionnée est dû à un excès de colle. Une simple réduction occlusale, légère, est suffisante pour retrouver les rapports occlusaux choisis.

Le stockage numérique des fichiers STL nécessaires à la fabrication de la prothèse amène d'autres avantages. Les valeurs de DVO et le choix des dents est enregistré numériquement dans le dossier patient. De plus, il est dorénavant possible de proposer au patient d'usiner deux prothèses immédiatement, afin de ne pas se retrouver démuni s'il en casse une. Dans le cas de la perte de la PAC, et sous réserve que la situation clinique soit restée suffisamment similaire, il suffit de demander au prothésiste la ré-impression de la prothèse au laboratoire. C'est une perspective particulièrement utile notamment chez les patients institutionnalisés, souffrants de maladies neurodégénératives où la perte ou l'échange des prothèses est fréquent.

Au-delà des avantages intrinsèques de la réalisation par CFAO, cette avancée trouve aussi son intérêt dans les écueils des méthodes traditionnelles qu'elle permet de supprimer.

En résumé, ces biais sont les suivants :

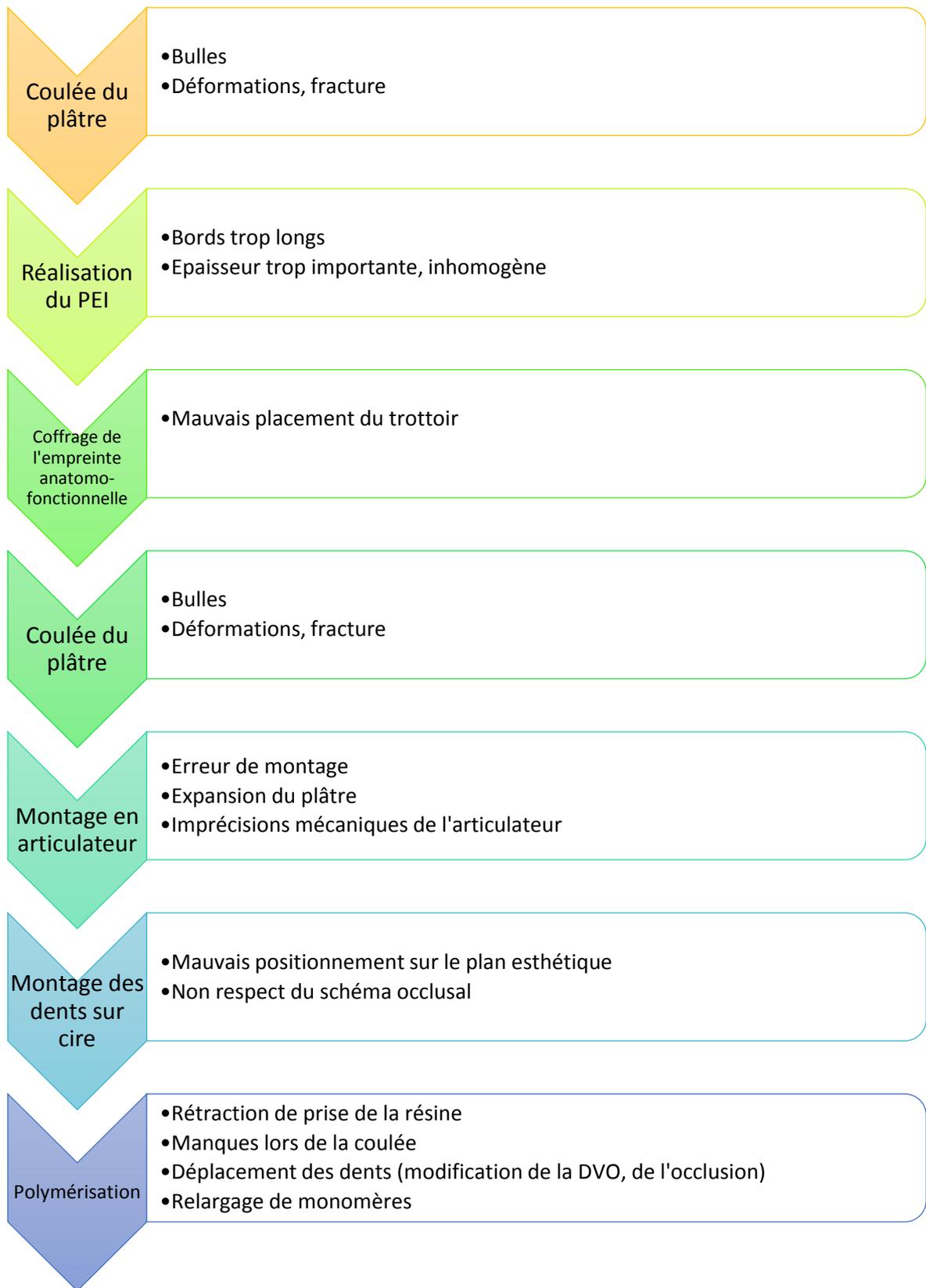


Figure 45 Biais potentiels des procédés traditionnels de réalisation d'une Prothèse Amovible Complète

Tous ces biais peuvent virtuellement être supprimés par l'apport de la CFAO. La question qui se pose alors est la suivante : au-delà de ces écueils qu'elle évite, la PAC réalisée numériquement est-elle intrinsèquement satisfaisante en clinique ? La réponse, tirée de ce qui a été développé jusqu'ici, est un grand oui. Si elle ouvre la porte à des dérives comme tout outil mal utilisé, les PAC réalisées par ces techniques permettent non seulement de supprimer certains problèmes des méthodes traditionnelles, mais également d'améliorer de nombreux aspects tels que la qualité des matériaux ou le stockage numérique de la prothèse et des informations cliniques.

Conclusion

Nous assistons à l'heure actuelle à l'une des plus grandes révolutions de l'Odontologie.

Bien qu'encore neuves, ces technologies de CFAO produisent déjà des résultats cliniques au moins équivalents, sinon meilleurs, que les techniques traditionnelles. Elles représentent un gain de temps considérable pour le prothésiste, tout en assurant une limitation du biais inter-opérateur.

Sur le plan médico-légal, ainsi que pratique, la conservation numérique des empreintes et des prothèses des patients représente également un bond en avant. La perte ou la casse d'une prothèse amovible ne représente plus la fatalité d'un retour à zéro des étapes cliniques et de laboratoire. La précision des outils numériques étant en constante évolution et les procédés toujours améliorés, on ne peut que se montrer optimiste quant à l'avenir de ces technologies, au-delà même des seules prothèses amovibles. Bien évidemment, la prothèse fixée vient immédiatement à l'esprit. Mais l'on pourra également apprécier les apports de la CFAO dans la prothèse maxillo-faciale, de l'empreinte numérique à l'impression d'épithèses en silicone qui promettent de faciliter la prise en charge, complexe, de ces patients.

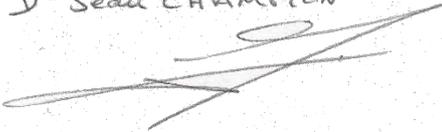
Si aujourd'hui les articulateurs virtuels n'en sont qu'à leurs balbutiements, la modélisation de plus en plus précise de l'articulation temporo-mandibulaire conjugée à l'imagerie 3D et au scan facial permettra un jour de passer de l'articulateur « prêt à porter » au « sur mesure », le logiciel utilisant l'anatomie réelle du patient pour régler son occlusion.

Il convient néanmoins de rester objectif face à cette transition qui apporte avec elle son lot d'inquiétudes. D'une part, et sans même évoquer les coûts de ces technologies, l'arrivée de la CFAO met en péril un corps entier de métier ainsi que son savoir-faire artisanal. D'autre part, la facilitation des processus ouvre la porte à l'ultra simplification : réalisation à la hâte des séances cliniques, délégation excessive à cette machine mystérieuse qu'est l'ordinateur sans regard critique sur le travail qu'il produit, ou encore

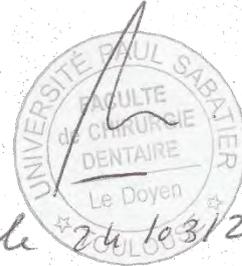
une confiance aveugle dans un système dont nous ignorons le fonctionnement et qui, réalisé par la main de l'Homme, ne peut intrinsèquement pas être exempt d'erreurs.

La transition de l'analogique au numérique n'en est encore qu'à ses débuts ; et si nous pouvons dès à présent profiter de ses apports, c'est en se tournant vers les possibilités futures que l'on en perçoit le vrai potentiel. Dans un monde où les technologies évoluent de plus en plus rapidement, on ne peut qu'être impatient de découvrir ce que la révolution numérique apportera à notre métier dans les décennies à venir.

Vu le Directeur de Thèse
le 24 Mars 2017
Dr Jean CHAMPION



Vu, le Président du Jury



le 24/03/2017

Table des illustrations

Figure 1	Manque de coulée d'une armature métallique	17
Figure 2	Récapitulatif des étapes de laboratoire d'un châssis coulé	18
Figure 3	Porosités internes de l'alliage de Cobalt-Chrome coulé	19
Figure 4	Dendrites de métal créées par le refroidissement de l'alliage lors de la coulée .	20
Figure 5	Etapes traditionnelles de réalisation d'un châssis métallique	21
Figure 6	Contrepartie (à gauche) contenant les dents ; partie (à droite), négatif de la maquette et de la partie	24
Figure 7	Système de polymérisation par résine coulée	25
Figure 8	Système de polymérisation hybride Ivobase	26
Figure 9	Visualisation des contre-dépouilles d'un modèle numérique	29
Figure 10	Boîte à outils du logiciel Digistell	30
Figure 11	Illustration de l'empilement de slices planes afin de recréer un élément tridimensionnel	31
Figure 12	Schéma de fonctionnement d'une machine-outil de fusion laser sur lit de poudre	33
Figure 13	Effet marche	34
Figure 14	Étapes de CAO d'un châssis métallique au laboratoire	36
Figure 15	Étapes de FAO et préparation du châssis avant renvoi au laboratoire	37
Figure 16	Étapes de finition au laboratoire du châssis métallique	38
Figure 17	Châssis réalisé par CFAO	39
Figure 18	Etapes du frittage en poudre solide	40
Figure 19	Centric Tray De Wieland Vivadent, avant et après empreinte	47
Figure 20	Réglage de l'UTS CAD en fonction du plan de Camper cutané	48
Figure 21	PEI - maquettes d'occlusion usinés	48
Figure 22	Enregistrement du rapport inter-arcade	49
Figure 23	Gabarits monoblocs	49
Figure 24	Diagramme résumé du protocole Wieland Ivoclar Vivadent	51
Figure 25	L'Anatomical Measuring Device	52
Figure 26	Rapport inter-arcade enregistré, calque des dents fixé	53
Figure 27	Diagramme résumé du protocole Avadent	54

Figure 28 Porte-empainte Dentca sectionné.....	56
Figure 29 Porte-empainte Dentca.....	56
Figure 30 Diagramme résumé du protocole Dentca.....	57
Figure 31 Lingotins de dents prothétiques à usiner	58
Figure 32 Positionnement numérique des dents prothétiques	59
Figure 33 Modelage numérique des gencives prothétiques	60
Figure 34 Bloc de résine usiné (extrados, pied des dents)	62
Figure 35 Collage des dents	62
Figure 36 Usinage de l'intrados	62
Figure 37 Fausse gencive maquillée, crédit photographies : Jean-Yves CIERS, laboratoire Ivoclar, Saint Joriot	63
Figure 38 Visualisation des contre-dépouilles par réalité augmentée	66
Figure 39 Visualisation de l'épaisseur d'un bras de crochet par réalité augmentée	67
Figure 40 Comparaison de l'état de surface du Cobalt-Chrome issu d'une coulée (A) et d'une fusion laser (B)	69
Figure 41 Courbe de traction conventionnelle du cobalt-chrome issu de la fusion laser et de la coulée traditionnelle.....	71
Figure 42 Organisation type de la réalisation de châssis au laboratoire OCG de Toulouse	72
Figure 43 Comparaison temporelle entre CFAO et procédés traditionnels	73
Figure 44 Biais potentiels des procédés traditionnels de réalisation d'un châssis métallique	74
Figure 45 Biais potentiels des procédés traditionnels de réalisation d'une Prothèse Amovible Complète	80

Glossaire

- **CFAO** : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur.
- **CIRC** : Centre international de recherche sur le Cancer, agence intergouvernementale dépendant de l'OMS.
- **Dendrite** : Structure caractéristique ramifiée, en forme d'arbre, formée de cristaux de métal lors de sa solidification.
- **DVO** : Dimension Verticale d'Occlusion. Hauteur de l'étage inférieur de la face lorsque le patient est en occlusion.
- **Épithèse** : Prothèse faciale ou prothèse maxillo-faciale, ayant pour fonction de couvrir et remplacer une partie manquante du visage et du cou. Les épithèses (prothèses faciales), permettent aux patients de retrouver l'harmonie du visage altéré.
- **PAC** : Prothèse Amovible Complète.
- **PPAC** : Prothèse Partielle Amovible Coulée.
- **PMMA** : Polyméthacrylate de méthyle. Résines employées pour constituer les bases et selles des prothèses amovibles.
- **Revêtement** : Matériau à base de Silice, manipulé comme du plâtre, permettant de résister aux températures et aux forces mécaniques en jeu lors de la coulée du métal en fusion.
- **Slice** : Littéralement « tranche » en anglais. Correspond à une coupe, une tranche plate d'un objet tridimensionnel. Accumulées les unes sur les autres, ces « slices » recréent l'objet en trois dimensions.
- **STL** : Type de fichier informatique contenant une forme tridimensionnelle. C'est un format standard dans l'industrie, permettant un échange facile et rapide entre intervenants et logiciels.

Bibliographie

1. History of Dentistry Timeline. [Internet]. [cité 15 juill 2016]. Disponible sur: <http://www.ada.org/en/about-the-ada/ada-history-and-presidents-of-the-ada/ada-history-of-dentistry-timeline#>
2. Rekow ED. CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. *J Can Dent Assoc* avr 1992 ; **58** : (4):283, 287-8.
3. Williams AG. Dentistry and CAD/CAM: another French revolution. *J Dent Pract Adm JDPA Off Publ Am Acad Dent Pract Adm Organ Teach Dent Pract Adm Am Acad Dent Group Pract* mars 1987 ; **4** : (1):2-5.
4. Lima JMC, Anami LC, Araujo RM, Pavanelli CA. Removable Partial Dentures: Use of Rapid Prototyping: Rapid Prototyping and RPDs. *J Prosthodont* oct 2014 ; **23** : (7):588-91.
5. Budak I, Kosec B, Sokovic M. Application of contemporary engineering techniques and technologies in the field of dental prosthetics. *J Achiev Mater Manuf Eng* 2012 ; **54** : :233-41.
6. Enquête de branche : Prothésistes Dentaire. UNPPD; 2013.
7. Santoni P. Maîtriser la prothèse amovible partielle. Rueil-Malmaison: Éd. CdP; 2004.
8. Wu J, Wang X, Zhao X, Zhang C, Gao B. A study on the fabrication method of removable partial denture framework by computer-aided design and rapid prototyping. *Rapid Prototyp J* 8 juin 2012 ; **18** : (4):318-23.
9. Schittly J, Schittly E. Prothèse amovible partielle - 2e édition. [Internet]. 2016 [cité 11 mars 2017]. Disponible sur: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&scope=site&db=nlebk&db=nlabk&AN=1423246>
10. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont* 2014 ; **6** : (2):138.
11. Yoda K, Suyalatu, Takaichi A, Nomura N, Tsutsumi Y, Doi H, et al. Effects of chromium and nitrogen content on the microstructures and mechanical properties of as-cast Co-Cr-Mo alloys for dental applications. *Acta Biomater* juill 2012 ; **8** : (7):2856-62.
12. Hüe O, Berteretche M-V. Prothèse complète: réalité clinique, solutions thérapeutiques. Paris: Quintessence international; 2004.
13. Salahuddin N, Shehata M. Polymethylmethacrylate-montmorillonite composites: preparation, characterization and properties. *Polymer* sept 2001 ; **42** : (20):8379-85.

14. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater* sept 1995 ; **11** : (5-6):338-42.
15. Soenen A, Schittly E. Retour vers le futur : la PAP en 2030. Conférence présenté à: ADF; 2016 nov 25; Paris.
16. Averydona M: Quality control of dental bridges and removable prostheses manufactured using Phenix Systems equipments. Proceeding of AEPR'12, 17th European Forum on Rapid Prototyping and Manufacturing. Paris, June 2012, pp. 12-14.
17. Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent* 2016 ; **10** : (2):286-91.
18. Gümüş HÖ, Dinçel M, Büyük SK, Kılınç Hİ, Bilgin MS, Zortuk M. The effect of pouring time on the dimensional stability of casts made from conventional and extended-pour irreversible hydrocolloids by 3D modelling. *J Dent Sci* sept 2015 ; **10** : (3):275-81.
19. Topcuoglu T, Ozturk F, Nalcaci R. Comparison of Bolton analysis and tooth size measurements obtained using conventional and three-dimensional orthodontic models. *Eur J Dent* 2013 ; **7** : (5):66.
20. Dental System 2015 (3Shape). 2015.
21. Cour de cassation, civile, Chambre civile 1, 20 mars 2013, 12-12.300.
22. Cour de cassation, civile, Chambre civile 1, 31 octobre 2012, 11-21.633.
23. Arrêt de la cour de Justice de l'Union Européenne du 21 Décembre 2011. ECLI:EU:C:2011:869.
24. Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc Inst Mech Eng [H]* mai 2005 ; **219** : (3):195-202.
25. Han J, Wang Y, Lü P. A preliminary report of designing removable partial denture frameworks using a specifically developed software package. *Int J Prosthodont* août 2010 ; **23** : (4):370-5.
26. Melcher R, Martins S, Travitzky N, Greil P. Fabrication of Al₂O₃-based composites by indirect 3D-printing. *Mater Lett* févr 2006 ; **60** : (4):572-5.
27. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *Int J Dent* 2014 ; **2014** : :1-15.
28. Sun J, Zhang F-Q. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont* déc 2012 ; **21** : (8):641-4.

29. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent Shiraz Iran* mars 2015 ; **16** : (1):1-9.
30. Kumar A, Ghafoor H. Rapid prototyping: A future in orthodontics. *J Orthod Res* 2016 ; **4** : (1):1.
31. Vandenbroucke B, Kruth J. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyp J* 7 août 2007 ; **13** : (4):196-203.
32. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* août 2006 ; **96** : (2):96-9.
33. Bibb R, Eggbeer D, Williams R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyp J* mars 2006 ; **12** : (2):95-9.
34. Khaing M., Fuh JY., Lu L. Direct metal laser sintering for rapid tooling: processing and characterisation of EOS parts. *J Mater Process Technol* juin 2001 ; **113** : (1-3):269-72.
35. Laboratoire OCG, Toulouse. Les armatures métalliques par CFAO vues par un prothésiste.
36. Jevremovic D, Puskar T, Kosec B, Vukelic D, Budak I, Aleksandrovic S, et al. An RE/RM approach to the design and manufacture of removable partial dentures with a biocompatibility analysis of the F75 Co-Cr SLM alloy. *Mater Technol* 2012 ; (46):123-9.
37. Jevremovic D, Kojic V, Bogdanovic G, Puskar T, Eggbeer D, Thomas D, et al. A selective laser melted Co-Cr alloy used for the rapid manufacture of removable partial denture frameworks: Initial screening of biocompatibility. *J Serbian Chem Soc* 2011 ; **76** : (1):43-52.
38. Bibb RJ, Eggbeer D, Williams RJ, Woodward A. Trial fitting of a removable partial denture framework made using computer-aided design and rapid prototyping techniques. *Proc Inst Mech Eng [H]* oct 2006 ; **220** : (7):793-7.
39. Auger F, Leroux Y, Chattel L, Schittly J. Protocole d'élaboration des prothèses amovibles partielles par CFAO avec frittage laser. *Cah Prothèse* Décembre 2014 ; **1** : (168):55-63.
40. Sireix C. Nouveaux Procédés & Matériaux en Prothèses Amovibles Partie Laboratoire. ADF; 2015 Décembre; Paris.
41. Olmos L. Etude du frittage de poudres par microtomographie in situ et modélisation discrète. Institut National Polytechnique de Grenoble; 2010.
42. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 1939 sept 2006 ; **137** : (9):1289-96.

43. Kirsch C, Ender A, Attin T, Mehl A. Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clin Oral Investig* mars 2017 ; **21** : (2):551-8.
44. Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc* juin 2013 ; **41** : (6):407-16.
45. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent* janv 2004 ; **91** : (1):85-8.
46. Chen GX, Zeng XY, Wang ZM, Guan K, Peng CW. Fabrication of Removable Partial Denture Framework by Selective Laser Melting. *Adv Mater Res* août 2011 ; **317-319** : :174-8.
47. Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, et al. Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater* mai 2013 ; **21** : :67-76.
48. CAD Software. [Internet]. [cité 8 mars 2017]. Disponible sur: <http://www.3shape.com/en/new-products/dental-labs/cad-software>
49. CIRC. SILICA DUST, CRYSTALLINE, IN THE FORM OF QUARTZ OR CRISTOBALITE.
50. Nemli SK, Wolfart S, Reich S. InLab and Cerec Connect: virtual contacts in maximum intercuspation compared with original contacts--an in vitro study. *Int J Comput Dent* 2012 ; **15** : (1):23-31.
51. Girault G. L'articulateur virtuel : possibilités actuelles. Université de Bordeaux; 2015.
52. Schweiger J, Güth J-F, Edelhoff D, Stumbaum J. Virtual evaluation for CAD-CAM-fabricated complete dentures. *J Prosthet Dent* janv 2017 ; **117** : (1):28-33.
53. Millet C, Rubière R. CFAO en prothèse amovible complète. *Inf Dent* 30 mars 2016 ; (13):18-25.
54. Steinmassl P-A, Wiedemair V, Huck C, Klauzner F, Steinmassl O, Grunert I, et al. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clin Oral Investig* 5 oct 2016 ; .

CFAO et Prothèse Amovible

RÉSUMÉ : La CFAO a fait son entrée dans le domaine odontologique depuis plusieurs années. Son champ d'action est en constant développement, et il convient d'en faire un état des lieux. Ce travail s'intéresse aux châssis métalliques de prothèses amovibles partielles (PPAC), et aux prothèses amovibles complètes (PAC). Après avoir présenté les techniques traditionnelles, nous entrons en détail dans les techniques et procédés de réalisation de ces prothèses. Les différents procédés additifs (dépôt de matière chaude, stéréolithographie, fusion laser) et soustractifs sont détaillés pour les armatures métalliques. Sont également décrits les quatre protocoles de réalisation de PAC par CFAO aujourd'hui disponibles sur le marché. Enfin, nous avons comparé les méthodes traditionnelles aux numériques, ce qui nous a permis de montrer une supériorité des techniques numériques, tant dans la conception (réduction du biais inter-opérateur) que dans la fabrication (meilleure reproductibilité, meilleures propriétés physiques).

TITLE: CAD/CAM Removable Denture

SUMMARY: CAD/CAM has been in the dental field for several years now. Due to constant improvements, a comprehensive update was needed. This work concerns removable, both partial denture frameworks, and complete dentures. After review of traditional techniques, we examine details about the different CAD/CAM systems available. Additive techniques such as – Fused Deposition Modeling, Selecting Laser Melting, and Stereolithography – and subtractive processes are reviewed. Also examined are the four systems currently used to manufacture complete removable dentures. Finally, we compare traditional versus CAD/CAM methods, which allows us to show the superiority of computerized process as demonstrated in both decreased inter-operator bias, as well as improving manufacture with better reproducibility, and improved physical properties.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie Dentaire

MOTS-CLÉ : Prothèse amovible à châssis métallique, Prothèse amovible complète, CFAO, Protocoles CFAO, Fusion Laser, Usinage, Propriétés mécaniques, Comparaison, CAD/CAM

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de chirurgie dentaire 3 chemin des Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

DIRECTEUR DE THÈSE : Docteur Jean CHAMPION

CO-DIRECTEUR DE THÈSE : Docteur Luc RAYNALDY