

**Conception et Fabrication Assistées par
Ordinateur pour une prothèse amovible
partielle.**

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

Présentée et soutenue publiquement par

Kévin DRUGEAU

Né le 19/04/1986

Le 14/05/2012 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : Monsieur le Docteur Laurent LE GUEHENNEC

Assesseur : Monsieur le Docteur Aurélien FRUCHET

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Pierre LE BARS

Par délibération en date du 6 décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propre à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Monsieur LECOINTE Yves
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Monsieur LABOUX Olivier
Assesseurs	Monsieur JEAN Alain Monsieur HOORNAERT Alain Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur JEAN Alain	Monsieur LABOUX Olivier Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur BOULER Jean-Michel
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants hospitaliers universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BODIC François Madame CASTELOT-ENKEL Bénédicte Monsieur CLERGEAU Léon-Philippe Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LAGARDE André Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Monsieur ROUVRE Michel Madame ROY Elisabeth Monsieur UNGER François Monsieur VERNER Christian	Monsieur BADRAN Zahi Madame BERTHOU-STRUBE Sophie Madame BLERY Pauline Madame BOUVET Gaëlle Monsieur CAMPARD Guillaume Monsieur COIRIER François Monsieur DEMOERSMAN Julien Monsieur FREUCHET Erwan Monsieur FRUCHET Aurélien Madame GIGOU Valériane Madame GOEMAERE-GALIERE Hélène Monsieur GOURÉ Tony Madame HYON-ROY Isabelle Monsieur MARGOTTIN Christophe Madame ODIER Amélie Monsieur PAISANT Guillaume Monsieur PERROT Erick Madame POUCH-TORTIGER Daphné Madame RENARD Emmanuelle

20 mai 2011

Sommaire :

1	Introduction.....	6
2	Généralités : les impératifs pour la réalisation d'une prothèse amovible.....	7
2.1.1	Conditions d'équilibre d'une prothèse amovible partielle.....	7
2.1.1.1	Triade de Housset.....	7
2.1.1.2	Mouvements de Tabet.....	7
2.2	Composants d'un châssis.....	8
2.2.1	Selles.....	8
2.2.2	Crochets.....	8
2.2.3	Armatures.....	9
2.2.3.1	Connexions Principales.....	9
2.2.3.1.1	Au maxillaire.....	9
2.2.3.1.2	A la mandibule.....	9
2.2.3.2	Connexions secondaires.....	10
2.2.4	Prothèse composite et attachements de précision.....	10
2.3	Etapas cliniques.....	11
2.3.1	Empreinte primaire et/ou Empreinte d'étude.....	11
2.3.2	Parallélisme.....	12
2.3.3	Empreinte secondaire.....	13
2.3.4	Conception et fabrication du châssis.....	13
2.4	Montage des dents et esthétique.....	15
3	Rappels sur la Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur.....	16
3.1	La Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur: Principes.....	16
3.2	Historique de la CFAO en odontologie.....	19
3.3	Applications Médicales.....	20
3.3.1	En prothèse maxillo-faciale.....	20
3.3.2	Exemples d'autres applications médicales.....	21
3.3.2.1.1	Podo-orthèse.....	21
3.3.2.1.2	Pectus excavatum.....	22
3.3.2.1.3	Syndrome de Poland.....	22
3.3.2.1.4	Tissus mous.....	22
3.3.2.1.5	Tissus durs.....	22
3.3.2.1.6	Orthèse du tronc.....	22

3.4	Applications en odontologie.	23
3.4.1	En prothèse fixée : Couronnes, bridges, facettes, inlays et onlays	23
3.4.2	En prothèse fixée et amovible implanto-porté	25
3.4.3	En prothèse complète	26
3.4.4	En orthodontie	26
4	la CFAO en prothèse amovible.	28
4.1	Méthode.....	28
4.1.1	Le système de numérisation 3D ou unité d’acquisition.	28
4.1.2	La Conception assistée par ordinateur.....	31
4.1.3	La Fabrication assistée par ordinateur.	35
4.1.3.1	Principes.	35
4.1.3.2	Impression 3D.....	38
4.1.3.3	Stéréolithographie.....	40
4.1.3.4	Micro-fusion de poudre.....	42
4.2	Moyens.....	44
4.2.1	Digilea®	44
4.2.2	Le Removable Partial Design® de 3shape®	49
4.2.3	Le Dental Lab System® de SenSable®	52
4.3	Comparaison et analyse critique entre les méthodes conventionnelles et les méthodes par CFAO.....	57
4.4	Cas cliniques	58
4.4.1	Premier cas : Réalisation d’un châssis par la méthode traditionnelle	58
4.4.2	Deuxième cas : SensAble System®	60
4.4.3	Troisième cas : Système Digilea®	68
4.4.4	Quatrième cas : Conception d’un châssis grâce au logiciel Digistell V2® de Digilea® ...	75
5	Perspectives et Conclusion.....	81
	Références Bibliographiques.....	85
	Annexes	92
	Table des illustrations.....	93

1 Introduction

Lorsqu'un patient présente un édentement, il est impératif de combler cette perte *via* différents artifices tels que les implants, les prothèses fixées plurales ou les prothèses amovibles partielles ou totales. Les objectifs de la restauration sont le rétablissement de l'esthétique, le rétablissement des fonctions telles que la mastication, la phonation et la préservation des composants de l'appareil manducateur (l'articulation temporo-mandibulaire, les muscles, les structures parodontales, les tissus ostéo-muqueux, les dents restantes). Le nombre de patients édentés partiels croît avec le vieillissement de la population. Actuellement, les implants restent une solution de choix mais pour des raisons anatomiques, médicales ou économiques, la prothèse amovible partielle reste toujours d'actualité et doit répondre aux exigences esthétiques et fonctionnelles.

A l'heure actuelle, nous ne pouvons plus ignorer l'ère du numérique dont les possibilités et les capacités ne cessent d'évoluer. Il a donc fallu nous tourner vers l'informatique afin de répondre aux exigences de notre discipline en nous appuyant sur la conception et la fabrication de prothèses amovible partielle assistées par ordinateur. [3] [6] [10] [20] [23] [24] [25] [31] [37] [61]

Il existe des logiciels de conception de prothèses plus simples comme le Stelligraphe Software®. Ces logiciels servent de guide clinique afin d'organiser chacune des étapes du plan traitement et les données peuvent être communiquées au prothésiste pour le guider dans la réalisation des prothèses. Ces logiciels sont aussi utilisés comme moyens pédagogiques pour visualiser et comprendre la conception de prothèses. [33] [39] [42] [45]

2 Généralités : les impératifs pour la réalisation d'une prothèse amovible. [6] [31] [55] [56] [57]

2.1.1 Conditions d'équilibre d'une prothèse amovible partielle

2.1.1.1 Triade de Housset [31] [55] [56] [57]

Elle se caractérise par trois notions qu'il faut prendre en compte pour assurer un maintien optimal de la prothèse.

-La Sustentation : il s'agit de l'ensemble des forces axiales qui s'oppose à l'enfoncement vertical de la prothèse dans les tissus de soutien, c'est-à-dire les dents et les muqueuses. Les moyens de sustentation doivent être nombreux et suffisants, avec une bonne répartition et une orientation horizontale (plaque base, appuis occlusaux et cingulaires)

-La Stabilisation : il s'agit de l'ensemble des forces qui s'oppose aux déplacements horizontaux ou de rotation de la prothèse dans le sens transversal et antéropostérieur. Elle est assurée grâce aux dents et aux muqueuses. Les moyens de stabilisation doivent être répartis sur le plus grand nombre de dents possible. Elle est assurée grâce au recouvrement maximal des crêtes, trigones et tubérosités, mais aussi par les parties rigides des bras des crochets, les connexions secondaires (potences), les bras cingulaires et coronaires.

-La Rétention : il s'agit de l'ensemble des forces qui s'oppose à la désinsertion de la prothèse par son poids, la phonation, par la mobilisation des muscles et des ligaments et *via* les interférences occlusales. Les bras rétenteurs des crochets s'opposent à la désinsertion par translation en exploitant les contre-dépouilles des couronnes. Pour l'esthétique, les crochets seront remplacés par des attachements de précision qui permettent la rétention par friction ou clipage.

2.1.1.2 Mouvements de Tabet [55]

Ce concept définit les mouvements potentiels de la prothèse dans l'espace.

Dans le plan sagittal : on peut observer une rotation distale terminale (enfoncement distal de prothèse) ainsi qu'une translation axiale verticale (enfoncement de la selle).

Dans le plan frontal : sont objectivables une rotation transversale (basculer de prothèse) ainsi qu'une translation transversale (déplacement latéral de la prothèse).

Enfin, dans le plan horizontal : sont décrites une rotation horizontale terminale (rotation latérale de la prothèse) et une translation antéropostérieure (déplacement sagittal).

2.2 Composants d'un châssis

2.2.1 Selles [6] [55] [56] [57]

Les selles sont les parties métalliques sur lesquelles viennent s'accrocher les fausses gencives et les dents artificielles. C'est aussi la partie de la prothèse en regard avec les crêtes, assurant la sustentation et la stabilisation.

Les selles sont soit en résine, soit métalliques englobées dans la résine reconstituant la fausse gencive et les extrados. Les selles métalliques sont la jonction entre l'armature métallique et les dents artificielles. Elles sont grillagées, en arêtes de poisson (ou festonnées) ou pleines. Les selles en résine sont en contact avec les crêtes et maintiennent les dents prothétiques.

2.2.2 Crochets [55] [56] [57]

Ce sont les éléments de la prothèse qui assurent la liaison entre la prothèse et la dent. Ils sont constitués d'un bras de calage, d'un bras de rétention, d'un taquet d'occlusion et d'une potence. Les crochets permettent la rétention, la sustentation et la stabilisation.

Le bras de calage assure une bonne stabilisation et dans une moindre mesure la sustentation, il est situé au dessus de la ligne guide. Il est présent surtout en lingual ou en palatin.

Le bras de rétention, situé en vestibulaire, est sustentateur, stabilisateur et rétenteur dans ses derniers millimètres quand il passe sous la ligne guide.

Le taquet occlusal est situé dans une logette préparée en regard des fossettes marginales mésiale ou distale et relié au châssis et aux crochets par une potence. Il assure la sustentation de la prothèse.

La potence est un élément de jonction entre le crochet, le taquet occlusal et l'armature principale du châssis.

Il existe différents types de crochets : le crochet d'Ackers n°1 pour les édentements encastrés, le taquet bordera l'édentement, le crochet de Nally-Martinet pour les édentements terminaux, le taquet sera à distance de l'édentement, le crochet de Bonwill ou crochet cavalier, situé sur deux dents adjacentes, il permettra une

équilibrage contro-latérale de la prothèse amovible partielle, le crochet « back action », le RPI, les crochets de Roach , ...

2.2.3 Armatures

2.2.3.1 Connexions Principales [55] [56] [57]

Elles unissent les différentes parties du châssis métallique. Au maxillaire, elles ont un rôle sustentateur important et sont au contact de la muqueuse. Alors qu'à la mandibule, elles jouent un rôle structurel et n'entrent pas en contact avec la muqueuse. Afin de protéger le parodonte, il faudra procéder à un décolletage au niveau des dents impliquées par le tracé de châssis. Les règles de décolletage ne seront appliquées qu'au niveau de l'arcade maxillaire.

2.2.3.1.1 Au maxillaire

La plaque palatine pleine : elle recouvre une partie du palais allant de la jonction vélo-palatine à la potence la plus antérieure, utilisée lors d'édentements terminaux de moyenne et grande étendue.

La plaque palatine ajourée : elle présente un évidement au niveau de la voûte palatine. Elle présente moins de sustentation que la plaque palatine pleine et est utilisée lors d'édentements terminaux de faible et moyenne étendue ainsi que pour les édentements encastrés.

L'entretoise palatine : ce sont des travées de force qui réunissent les différents éléments d'un châssis, quasiment pas de sustentation, utilisées pour les édentements encastrés.

2.2.3.1.2 A la mandibule

La barre linguale : elle constitue l'armature principale de la prothèse amovible partielle et assure la jonction avec les selles. Elle est espacée de la muqueuse et ne doit pas interférer avec le frein médian de la langue. Elle ne participe ni à la sustentation ni à la stabilisation

Le bandeau lingual: il est ajusté aux *cinguli* des dents antérieures et respecte les limites inférieures de la barre linguale, il est déchargé au niveau du parodonte. Son

indication découle des contre-indications de la barre linguale comme, par exemple, une insertion haute du frein lingual.

2.2.3.2 Connexions secondaires

Elles n'ont pas de rôle structurel et servent à augmenter la stabilisation, la sustentation et indirectement la rétention. Elles sont représentées par un fil d'appui cingulaire, coronaire ou un bras de calage.

Le fil d'appui cingulaire ou barre cingulaire : s'appuie sur les *cinguli* et est relié aux potences.

Le fil d'appui coronaire : il est positionné au dessus des lignes guides des prémolaires et/ou molaires et relié par des potences. Il a un effet stabilisateur, sustentateur et rétenteur.

Le fil d'appui corono-cingulaire : il correspond aux indications des deux fils précédents.

Les bras de calage : ils sont isolés, unitaires, positionnés au dessus de la ligne guide ou sur les *cinguli*.

2.2.4 Prothèse composite et attachements de précision

Les attachements de précision permettent la jonction entre la prothèse amovible et les prothèses fixées. Ils sont solidaires des prothèses fixées d'une part et des prothèses amovibles d'autre part. La rétention se fait par friction, par passage d'une ligne de contre-dépouille ou par un champ magnétique (aimants).

Les attachements de précision sont classés en fonction de leur situation sur la dent support :

- les attachements corono-périphériques : situés soit à l'intérieur d'une couronne (attachement intra-coronaire) soit sur une de ses faces proximales (attachements extra-coronaires).
- les attachements axiaux : disposés sur une racine naturelle. Ceux-ci sont plus indiqués en prothèse amovible complète pour améliorer la rétention. On distingue les attachements supra-radiculaires, les attachements intra-radiculaires
- les barres de jonction ou barres de connexion : ils solidarisent deux ou plusieurs éléments dentaires tout en assurant la rétention de la prothèse amovible.

2.3 Etapes cliniques [55]

2.3.1 Empreinte primaire et/ou Empreinte d'étude.

Cette empreinte a pour but de reproduire les détails anatomiques présents sur l'arcade : dents et reliefs ostéo-muqueux. C'est une empreinte statique ou dite anatomique, enregistrée dans une position de repos.

Elle doit reproduire la totalité des surfaces dentaires ainsi que les surfaces fibro-muqueuses en rapport avec la prothèse amovible partielle. Il sera nécessaire d'enregistrer le fond du vestibule et l'ensemble des insertions ligamentaires et musculaires. Elle nécessite l'utilisation de porte-empreintes du commerce.

L'objectif premier de l'empreinte primaire est la confection des moulages d'étude permettant l'élaboration d'un porte-empreinte individuel pour la réalisation d'une prothèse amovible partielle en résine, de châssis de classe I, II, III ou IV de petite ou moyenne étendue.

Elle devra enregistrer à la mandibule:

- les insertions des génio-glosses
- l'insertion la plus antérieure du frein médian de la langue
- la ligne mylo-hyoïdienne
- les éminences piriformes

Elle devra enregistrer au maxillaire:

- la jonction vélo-palatine
- les tubérosités et insertions des ligaments ptérygo-maxillaires

Les matériaux à empreinte utilisés devront être non-compressifs pour éviter les déformations des tissus muqueux.

Les matériaux utilisés sont principalement ceux appartenant à la famille des hydrocolloïdes irréversibles. On distinguera deux grandes classes :

- Classe A : leur précision est inférieure à 20 μ m. L'empreinte devra être coulée sous 36 heures.
- Classe B : ils sont moins précis. La coulée devra aussi être rapide.

Les hydrocolloïdes irréversibles présentent la particularité de pouvoir se déformer soit après l'empreinte, au passage des contres-dépouilles, soit plus tard, par échanges

hydriques (absorption ou perte d'eau), raison pour laquelle il sera indispensable de confiner l'empreinte dans une zone étanche et saturée à 100% en vapeur d'eau.

Une autre catégorie de matériaux peut parfois être utilisée. Il s'agit des hydrocolloïdes réversibles. La gélification du matériau est déclenchée par abaissement de la température. Elle nécessite donc l'utilisation d'un porte-empreinte à circulation d'eau froide. Afin d'éviter les déformations il faut procéder à une coulée rapide.

-Les Thiocols ou polysulfures sont, quant à eux, plus usités en termes d'empreinte secondaire.

Ces élastomères se présentent sous deux viscosités : une fluide (light) et une plus consistante (regular). Ils possèdent de très bonnes qualités mécaniques ainsi qu'une grande précision dans la reproductibilité des détails. L'emploi de ces matériaux permet de conserver l'empreinte plusieurs jours sans déformation notable. Cependant, ce matériau reste peu adhérent et nécessite donc l'application d'un adhésif dans l'intrados du porte-empreinte individuel.

Les polyéthers sont des matériaux très fluides et présentent une excellente qualité mécanique.

Suite à la coulée des modèles primaires, leur analyse est réalisée à l'aide d'un paralléliseur.

2.3.2 Parallélisme.

Le paralléliseur a pour objectif premier de rechercher l'axe d'insertion le plus judicieux et permet ainsi de visualiser pour chacune des futures dents supports de crochets la ligne de plus grand contour. Cette ligne variera à chaque modification de l'axe d'insertion et portera le nom de ligne guide. La ligne guide divise les surfaces dentaires en deux zones distinctes, une zone de dépouille permettant d'assurer principalement l'appui des composantes de stabilisation et la zone de contre-dépouille où s'appliqueront les composantes rétentrices. Le paralléliseur permet aussi d'objectiver les corrections à faire sur les dents présentant des malpositions en relation avec la non-compensation des édentements (mésio et disto-versions) ainsi que les éventuelles linguo-versions. Une planification des aménagements tissulaires par coronoplasties est alors réalisée pour la création de surfaces de guidage.

2.3.3 Empreinte secondaire.

C'est une empreinte dynamique ou anatomo-fonctionnelle. Elle a pour but d'enregistrer les dents et la fibro-muqueuse lors de l'application de contraintes et des mouvements fonctionnels *via* les tests de Herbst. Cette empreinte se fait avec un porte-empreinte individuel, issu de l'empreinte primaire, ou/et avec un châssis métallique (selle porte- empreinte), ou suite à une empreinte ambulatoire après une mise en condition tissulaire préalable.

La prise en compte de la dualité tissulaire est primordiale à cette étape. Les dents présentent une mobilité physiologique dans le sens axial de l'ordre de quelques dixièmes de millimètre de par l'existence du ligament alvéolo-dentaire jouant véritablement le rôle d'amortisseur. La fibro-muqueuse peut, quant à elle, s'enfoncer jusqu'à 2 mm. De plus, le retour à la position initiale ne se fera pas immédiatement car elle présente un caractère visco-élastique. Ainsi, dans le cas d'édentements terminaux (classe I et II de Kennedy) et afin d'éviter un futur déséquilibre de la prothèse, d'autant plus grand que l'édentement est étendu, il sera utile de réaliser une empreinte compressive qui enregistrera la position qu'occupe la muqueuse sous contraintes. Les contraintes seront appliquées soit par pression digitale ou occlusale. On parle alors d'empreinte dissociée (Technique de Mac Cracken)

Cette empreinte sera par la suite traitée par un procédé de coffrage ou boxing permettant la conservation de l'intégralité des couloirs vestibulaires et linguaux avant la coulée.

2.3.4 Conception et fabrication du châssis. [55] [56] [57] [37]

1-Préparation du moulage de travail :

- Le technicien de laboratoire va combler à l'aide de cire l'ensemble des zones de contre-dépouilles qui ne seront pas en rapport avec la prothèse amovible partielle.
- La détermination de l'axe d'insertion ainsi que le tracé des lignes guide sont ensuite effectués à l'aide du paralléliseur afin de mettre en évidence les zones rétentrices.
- Une cire d'espacement est mise en place au niveau des crêtes édentées.

2-Réalisation du duplicata :

C'est le modèle de travail sur lequel le châssis va être réalisé. Il s'agit de prendre une empreinte du moulage de travail à la gélatine. Puis le duplicata est coulé, il sera ensuite plongé dans un bain de paraffine qui comblera les microporosités.

3- Réalisation de la maquette du châssis :

A l'aide de préformes calcinables en cire ou en résine, des selles, des connections principales, des crochets, des potences et des connections secondaires sont appliquées sur le duplicata. Enfin, les lignes de finition sont ajoutées afin d'assurer la continuité des éléments de la future prothèse et pour permettre la coulée de l'alliage.

4- Mise en place des tiges de coulée

Elles sont massives (10mm²) pour permettre un écoulement laminaire du métal en fusion évitant ainsi les turbulences génératrices de porosité de l'alliage et la fracture de parcelles de revêtement compensateur qui formerait des zones de faiblesse. Elles seront au minimum de deux. Un réservoir est prévu pour recueillir les débris.

5-Mise en revêtement

La maquette est alors disposée dans un cylindre et communique avec l'extérieur par les tiges et le cône de coulée. Le cylindre est alors rempli du revêtement compensateur.

6-Coulée de l'alliage :

Le cylindre est ébouillanté afin d'éliminer la cire, déshydrater le revêtement et atteindre une température suffisante pour permettre la coulée (900°C).

La coulée se fait à l'aide d'une fronde ou par une technique de pression-dépression. Le refroidissement du cylindre se fait à l'air libre, il sera ensuite fractionné afin d'en dégager la pièce prothétique

7-Grattage et finition :

Le revêtement est éliminé afin de récupérer le châssis. Celui-ci est alors gratté, sablé afin de supprimer les aspérités ainsi que les tiges de coulée.

L'ensemble est poli par électrolyse et lustré.

Enfin le châssis est essayé sur le moulage de travail puis envoyé au chirurgien dentiste pour un essayage clinique avec le patient (figure 1 et 2).



Figure 1 : Edentement partiel de classe I de Kennedy. [37]

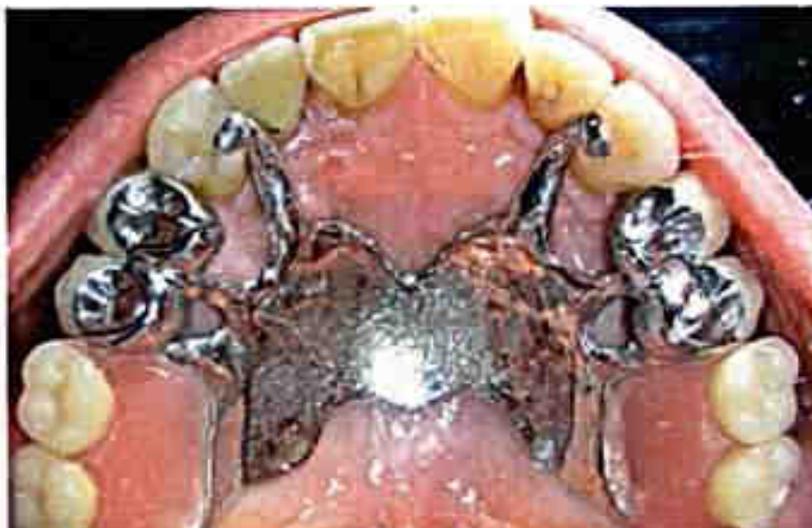


Figure 2 : Essayage clinique après réalisation de la prothèse amovible partielle au laboratoire de prothèse par méthode traditionnelle. [37]

2.4 Montage des dents et esthétique. [55] [56] [57]

Cette notion fait appel à des critères subjectifs (patient et praticien) et objectifs. Il faut prendre en compte non seulement les souhaits du patient mais aussi parfois de son entourage.

Il faut tenir compte des différents éléments de la prothèse tels que les moyens de rétention et de stabilisation, les fausses gencives et les dents prothétiques.

Les moyens de rétention et de stabilisation peuvent poser des problèmes esthétiques, notamment pour les crochets vestibulaires qui peuvent être visibles en secteur antérieur. Il est possible d'opter pour des crochets plus discrets en exploitant

les zones de retrait disto-vestibulaires ou par le biais d'attachements de précision. Le crochet en Acétal présente la caractéristique d'imiter la couleur des dents, mais il n'est pas activable ce qui limite son utilisation. La présence des taquets d'occlusion mandibulaire est incontournable et doit être présentée comme l'équivalent des obturations métalliques. La barre linguale peut être visible si le patient présente des diastèmes. Dans ce cas, des artifices de contournement de ces zones seront envisagés.

Les fausses gencives peuvent compenser les pertes de substance et se rendre très utiles quand les chirurgies reconstructrices sont contre-indiquées.

Les dents prothétiques ont un rôle prédominant dans l'esthétique de la prothèse amovible partielle. La dimension des dents, leurs formes, leurs teintes sont validées par la prise en compte de paramètres dans les cadres facial, labial et dento-dentaire. La position des dents sera évaluée en fonction de la ligne sagittale médiane faciale, ce qui permet de positionner le point inter-incisif maxillaire et l'orientation de la jonction inter-incisive et des dents. La forme et la position des bords libres ainsi que la position et le dessin des collets seront choisis en fonction de la position des lèvres au repos et lors du sourire.

3 Rappels sur la Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur.

3.1 La Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur: Principes.

La CFAO est aussi appelée Conception Assistée par Ordinateur et Fabrication Assistée par Ordinateur, la CAO-FAO. Dans les pays anglo-saxons, cette technologie est appelée CAD-CAM pour Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing. [3]

C'est une technologie qui consiste à fabriquer automatiquement une pièce obtenue à partir d'un fichier numérique de type STL (Standard Triangulation Language ou langage de triangulation standard) qui aura été préalablement modélisée *via* un logiciel informatique. [3]

Toute ou partie des étapes de la CFAO peuvent avoir lieu au cabinet dentaire ou au laboratoire de prothèse.

Le système de CFAO est composé de différents éléments : [7] [2]

- un système de numérisation ou unité d'acquisition.
- un logiciel de CAO.
- un logiciel de FAO.
- une machine-outil.

Le système de numérisation ou unité d'acquisition agit comme un scanner. Il numérise, soit à partir d'un moulage issu d'une empreinte dentaire (empreinte secondaire) ou directement en bouche (empreinte optique), les éléments de la cavité buccale d'un patient nécessaires à la réalisation de la pièce prothétique. Les données obtenues sont converties en un fichier informatique en trois dimensions principalement de type STL. Il est transmis à un logiciel de CAO qui permet non seulement de visualiser sur un écran d'ordinateur les éléments scannés mais aussi de concevoir la pièce prothétique désirée (couronne, châssis,...). Puis, le logiciel de CAO génère un nouveau fichier informatique de type STL à partir de l'élément à fabriquer. Ce fichier est transmis à un logiciel de FAO, véritable interface entre le logiciel de CAO et la machine-outil réalisant directement la prothèse ou un modèle sacrificiel de celle-ci.

La numérisation:

L'étape d'enregistrement des éléments anatomiques est un processus de mesure par voie électronique. Ce système de numérisation (scanner optique ou numérique) transforme un élément en données numériques intégrées par un ordinateur. Il existe différents systèmes de numérisation : scannage optique point par point, par ligne, par balayage laser, par lumière structurée, ou scannage mécanique par palpation point par point.

En CFAO indirecte, l'empreinte est réalisée par le praticien et les étapes de CFAO par le laboratoire de prothèse à partir d'un modèle en plâtre conventionnel.

En CFAO directe, l'empreinte et les étapes de CFAO sont réalisées au sein du cabinet dentaire.

La conception assistée par ordinateur :

Le logiciel de CAO reçoit le fichier STL de l'unité de numérisation, traite les données et permet la visualisation sur écran du modèle en trois dimensions, l'analyse et la préparation du modèle scanné dans l'environnement numérique en fonction des principes dentaires établis. Il met en évidence les contre-dépouilles, les limites de

préparation, permet de choisir l'axe d'insertion optimal de la prothèse, le positionnement des selles du châssis, crochets, taquets et potences. Une fois la prothèse conçue virtuellement, elle sera transformée en fichier STL et transmise au logiciel de FAO.

La fabrication assistée par ordinateur :

La FAO est une composante essentielle dans une chaîne numérique. Le fichier STL envoyé par le logiciel de CAO est reçu par le logiciel de FAO qui transmettra les ordres à un centre d'usinage ou de fabrication.

Dans le domaine de la prothèse dentaire, on fabrique rarement à l'unité ; on produit de petites séries de pièces personnalisées. Le nombre d'éléments par cycle dépend de la taille du brut à usiner (brut : tige d'alliage, de métal ou de résine qui sera usinée) ou de la taille du plateau pour la fabrication additive. La préparation d'une production consiste à placer les maquettes 3D à fabriquer dans le brut à usiner ou sur le plateau de fabrication.

La fabrication se fait de manière soustractive ou additive.

La méthode de fabrication soustractive consiste à fraiser un bloc de céramique ou de métal, elle n'est possible que pour des éléments de prothèses fixées unitaires ou plurales. Le fraisage d'un châssis dans un bloc de métal étant actuellement impossible du fait de sa taille et de la perte de matériau occasionnée.

La méthode de fabrication additive est utilisée pour ces mêmes éléments ainsi que pour la fabrication de châssis. Il existe plusieurs procédés de fabrication additive.

Soit l'élément est conçu directement dans le matériau désiré, dans ce cas les techniques d'agglomération de poudres (SLM, Selective laser melting ou fusion sélective par laser) ou de dépôt de matière en fusion seront utilisés. Le prototypage rapide par stéréolithographie permet la réalisation de l'élément dans un matériau calcinable, le modèle sacrificiel, qui sera coulé *via* les techniques traditionnelles par le prothésiste. Enfin, des modèles sacrificiels sont réalisés par une technique d'impression tridimensionnelle de résine couche par couche.

Outre la précision dimensionnelle, l'important sera d'utiliser des machines dont les procédés fournissent un bon état de surface et dont la capacité de production est adaptée aux besoins (nombre de modèles à produire), sans oublier la vitesse de construction.

La fabrication peut se faire au cabinet dentaire (CEREC®), au laboratoire de prothèse ou dans un centre de production industriel extérieur au laboratoire de prothèse (systèmes de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur dit ouvert). Dans ce cas, le prothésiste réalise les étapes de numérisation de l'empreinte et de conception de la prothèse, le fichier STL sera transmis au centre de fabrication qui réalise et réadresse la pièce.

3.2 Historique de la CFAO en odontologie.

Suite à la publication en 1971 d'une thèse d'un groupe de chercheurs français, DURET F., DURET B. et PELISSIER B. avec l'aide du Pr Jacques Dumas, la CFAO voit le jour avec l'empreinte optique. La France est à l'origine de la CFAO médicale et dentaire. [3] [23] [61] [22]

De 1975 à 1981 : l'holographie est abandonnée pour l'interférométrie puis pour la profilométrie. Les tubes cathodiques sont eux aussi mis de côté et remplacés par les capteurs CCD (Charge-Coupled Device). Les premiers usinages débutent alors. [23] [21]

En 1983, la présentation de ces travaux est faite aux Entretiens de Garancière. L'année qui suit voit apparaître la technique de scan par projection de frange et le premier CEREC fit son apparition permettant une empreinte optique en bouche et l'usinage d'inlays. C'est en 1985 que la première couronne CFAO est élaborée lors de l'ADF.

Le développement des différentes techniques s'accélère alors tant en matière d'empreinte, d'informatique que d'usinage (CCD, laser, miniaturisation des ordinateurs et machines outils, simplification des logiciels). [20] [23] [61]

Dans les années 1990 le système Procera® voit le jour avec l'utilisation des techniques de micropalpage et l'usinage par électro-érosion sur titane (ce métal étant difficile à usiner). [24]

De 1992 à 2000, les systèmes se multiplient tant au Japon qu'aux Etats Unis. L'Europe est alors en retrait car plus réticentes face à cette évolution technologique. [24]

Entre 2002 et 2007, la CFAO prend de l'ampleur pour atteindre 15% de production mondiale. La stéréolithographie fait son arrivée et permet la réalisation de pièces prothétiques par fusion-laser de différents matériaux comme le titane ou le cobalt-chrome et certaines céramiques. De nombreux systèmes de CFAO sont alors sur le marché et sont classés en fonction du pays utilisateur et du fabricant, des matériaux utilisés, de l'indication (inlays, onlays, couronnes), de l'ambition de l'utilisateur (gros

ou petit système), du client potentiel (prothésiste, dentiste, les deux), du type d'empreinte (palpage, optique sur modèle, endobuccal). [3] [25]

La situation en 2007 : [25]

- 3 appareils à prise de vue endobuccale existent: CEREC® (95%), D4D de Schein, LAVA system de 3M®

- il y a de nombreux appareils de prise de vue sur empreinte classés en 2 catégories : les copieurs et les créateurs.

- Les copieurs : exploitant une maquette en cire classique, scannée et reproduite par machine outil.
- Les créateurs : nécessitant une empreinte des dents proximales et antagonistes, scannées et permettant la création de la prothèse *via* un logiciel spécifique.

- les différents appareils partiels (ou indépendants) : certains appareils sont spécialisés dans un domaine de la CFAO (scanner, logiciel, machine-outil).

Jusqu'alors, l'utilisation de la CFAO dentaire était restreinte aux prothèses fixes. Cependant la prothèse amovible s'y est faite une place ces dix dernières années et ce, grâce à l'évolution des performances informatiques.

Les volumes et les formes complexes à reproduire ont limité l'évolution de la CFAO en prothèse amovible partielle, ainsi que des matériaux trop durs à usiner. A cela s'ajoute le manque de performances informatiques, et le coût des machines d'usinage.

En 2005, le premier appareil de prototypage rapide pour châssis est inventé.

En 2006, le premier logiciel de CAO avec possibilité d'exportation de données, *via* un scanner 3D, est mis au point. [10]

3.3 Applications Médicales.

La CFAO se développant de manière exponentielle ces dernières années et de par son caractère novateur, il semble intéressant de commencer par présenter brièvement ses diverses applications médicales et odontologiques avant de traiter le sujet de la CFAO pour une prothèse amovible partielle.

3.3.1 En prothèse maxillo-faciale. [44] [46]

La CFAO trouve son application en prothèse maxillo-faciale lorsque les destructions tissulaires sont trop importantes pour être rétablies autrement. Les étiologies sont

distinguées en trois catégories : la carcinologie, la traumatologie et les troubles et défauts congénitaux.

Aujourd'hui, une technique de reconstruction en prothèse maxillo-faciale par CFAO est applicable cliniquement:

Deux phases sont à distinguer :

1 : La conception : il s'agit de la reconstruction informatique des structures anatomiques existantes en 3D et conception de la prothèse maxillo-faciale.

2 : La fabrication : soit par une technique de stéréolithographie (un faisceau laser va polymériser la résine couche par couche) ou jet de gouttes. La maquette est construite par superposition successive de couches, à partir de celle du bas selon les sections horizontales (transformation en 3D *via* des couches 2D en coupes transversales). La prothèse en résine sera essayée sur le patient et sera ensuite transformée en silicone par la technique de cire perdue classique.

Dans le cas de traumatismes ou d'exérèse chirurgicale d'une tumeur, un déficit osseux peut empêcher la réalisation de prothèses maxillo-faciales. Ainsi, un groupe de recherche du département de Chirurgie maxillo-faciale de l'University Medical Center de Maastricht (Pays-Bas) a réalisé une greffe de fibula associée à une prothèse en titane fixée sur le greffon exploité comme support à une chirurgie reconstructrice. [44]

3.3.2 Exemples d'autres applications médicales. [8] [30] [32] [36]

La CFAO permet, *via* l'imagerie médicale, la modélisation de structures anatomiques d'un patient en pré-opératoire pour assister le chirurgien dans la planification et l'optimisation des interventions. Elle permet aussi la réalisation d'imagerie en temps réel en per-opératoire. [30]

3.3.2.1.1 Podo-orthèse. [8]

Lors de la réalisation de podo-orthèses, la CFAO devient là aussi un outil intéressant pour réaliser par exemple des chaussures orthopédiques.

Ce type de système apporte à la fois un gain de temps ainsi qu'une très grande précision et offre au praticien comme au patient un incomparable confort en évitant les matériaux à empreinte.

3.3.2.1.2 Pectus excavatum. [36]

Le pectus excavatum, ou thorax en entonnoir, est une déformation du thorax caractérisée par une dépression médiane et parfois latéralisée du sternum. Elle se caractérise par un enfoncement du sternum. Cette pathologie touche 1% de la population. En complément de la technique chirurgicale, peut être associée un comblement avec pose d'une prothèse sur mesure élaborée *via* la conception et la fabrication assistées par ordinateur.

3.3.2.1.3 Syndrome de Poland [36]

Ce syndrome est caractérisé par l'absence d'une partie ou de la totalité du muscle pectoral associée ou non à une malformation de la main homolatérale. Elle se traduit par une dépression sous-claviculaire avec une asymétrie mammaire. Une personne sur 30000 est atteinte de ce syndrome.

Le traitement consiste en l'implantation d'une prothèse sur mesure réalisée par CFAO.

3.3.2.1.4 Tissus mous [36]

Pour les tissus mous, les problèmes esthétiques sont pris en charge par des prothèses implantables sur mesure.

3.3.2.1.5 Tissus durs [36]

La réalisation de prothèses implantables sur mesure dans le cas de pertes osseuses de la face et du crâne peut à présent être envisagée grâce à la CFAO. Elles sont réalisées en résine polymère organique ayant des propriétés mécaniques proches du tissu osseux.

3.3.2.1.6 Orthèse du tronc [32]

Une étude a été conduite afin d'identifier la méthode de fabrication la plus efficace d'un point de vue thérapeutique entre la fabrication d'orthèse traditionnelle et d'orthèse réalisée à partir d'une empreinte optique.

Pour les orthèses réalisées de manière traditionnelle, une empreinte est prise et coulée. Des corrections sont faites pour obtenir la forme désirée et la réalisation de l'orthèse par thermoformage sera effectuée.

Les conclusions de l'étude montrent que le résultat est équivalent voire meilleur. De même, le confort semble supérieur avec la technique par CFAO qu'avec la technique classique aux dires des patients.

3.4 Applications en odontologie.

3.4.1 En prothèse fixée : Couronnes, bridges, facettes, inlays et onlays. [9] [10] [11] [53] [54] [59]

Le principe est de réaliser dans une même séance et au sein du cabinet dentaire la préparation périphérique et l'empreinte optique (enregistrement de la dent ou portion de dent à restaurer, de l'occlusion et de l'antagoniste). Sur l'écran, les différentes empreintes optiques sont corrélées entre elles permettant de visualiser l'empreinte en trois dimensions. Puis sont réalisés la mise en die, la détermination des limites de préparation, la conception virtuelle de la pièce prothétique (l'anatomie occlusale est automatiquement gérée mathématiquement mais peut être modifiée). La pièce à usiner est prévisualisée et la fabrication commence. Le collage et les finitions de l'élément prothétique sont accomplis après 45min à 1h30 (CEREC®).

Lorsque l'outil de CFAO est maîtrisé et pour des cas simples, le temps moyen nécessaire à l'obtention d'un élément de prothèse fixée est estimé à environ 1h. Cela permet de diminuer le nombre de séances et d'augmenter ainsi la productivité en manipulant des outils de plus en plus précis. Tout en manipulant des outils de plus en plus précis, le praticien accroît et améliore son efficacité et la précision de ses restaurations prothétiques et sa rentabilité. [59] [53] [9] [54]

L'étape de la prothèse provisoire n'ayant plus lieu d'exister, les risques d'infiltration bactérienne et de sensibilités (dues au stress pulpaire après des interventions répétées sur la dent) sont diminués. De plus, le risque d'erreur matériau-dépendant de la chaîne prothétique est supprimé *via* les absences de variations dimensionnelles des produits d'empreinte, de coulée du plâtre, d'application hétérogène du vernis espaceur, d'hétérogénéité dans la cire des maquettes. A cela s'ajoute le gain de temps, la réduction des frais de stérilisation et de produit consommable. L'emploi du temps de l'assistante dentaire se voit ainsi allégé, la rendant ainsi plus disponible

pour d'autres tâches. Enfin, le praticien devient seul maître de la conception de la prothèse dans le cas de CFAO directe.

Il faut tout de même tenir compte d'un certain nombre d'inconvénients lié à ce type d'outils, à savoir son coût élevé ainsi que le temps d'apprentissage nécessaire pour la réalisation d'une prothèse fixée valide. L'investissement doit donc être calculé et mesuré. Actuellement les systèmes CEREC® et PROCERA® sont considérés comme étant les plus efficaces. [59] [53]

Hormis l'élimination du désagrément des empreintes conventionnelles pour le patient, le principal gain reste la précision de la prothèse en supprimant les éventuelles déformations issues de l'empreinte et de la coulée en plâtre, et donc à nouveau un gain de temps. Le fichier numérique de la maquette en cire peut aussi être transmis *via* internet pour qu'il soit fabriqué dans un centre de production externe. [10]

Ainsi, certains fournisseurs proposent à des laboratoires de prothèse des systèmes de CAO dit « fermés » (scanner et logiciel de conception) en complément de prestations de fabrication dans des centres de production externes mis en place par ces mêmes fournisseurs. En parallèle, sont apparues des solutions complètes de conception et d'usinage de prothèses fixes en céramo-céramique. Puis des logiciels dit « ouvert » ont fait leur apparition permettant aux prothésistes dentaire d'exporter des fichiers 3D au format STL vers d'autre centres de fabrication.

Aujourd'hui, il est possible de réaliser des prothèses fixées temporaires et ce, grâce à l'utilisation de biomatériaux compatibles avec les procédés de modelage en utilisant un élastomère photosensible (machine Perfactory®). [10]

Le CEREC® est le plus répandu des systèmes de CFAO directe. Ainsi la prise d'empreinte, la conception et la fabrication se font directement au cabinet dentaire. Plusieurs générations se sont succédées : CEREC 1, CEREC 2, CEREC 3 et actuellement le CEREC3 3D. Ce dernier permet la fabrication d'inlays, d'onlays, de facettes, de couronnes partielles ou totales dento ou implanto-portées en céramique feldspathique. Cette céramique présente des caractéristiques esthétiques et mécaniques proches de la dent naturelle. Ces éléments peuvent être réalisés de manière unitaire ou plurale. La caméra possède une résolution de 25 microns et une précision d'usinage de 5 à 7 microns. [53] [11]

3.4.2 En prothèse fixée et amovible implanto-portée. [1] [10] [14] [38] [48] [52]

Dans le champ d'application de la CFAO en odontologie, aucune discipline n'a été oubliée et le numérique s'est intéressé à l'implantologie, donnant ainsi naissance à la chirurgie implantaire assistée par ordinateur (CIAO) ou la planification assistée par ordinateur.

La CFAO s'est associée à l'implantologie sous deux formes : la réalisation de prothèses supra-implantaires et la conception de guides chirurgicaux.

Les guides chirurgicaux classiques sont susceptibles de créer des défauts de positionnement des implants. Grâce aux guides chirurgicaux réalisés par la planification assistée par ordinateur il est possible d'intégrer toutes les données de la simulation. Par la technique de stéréolithographie (prototypage rapide : création d'une pièce couche par couche), il est possible de pallier aux défauts du guide chirurgical réalisé de manière conventionnelle. Cette avancée permet de sécuriser l'acte chirurgical et accroît le confort du praticien et du patient. [14] [48]

Actuellement, l'implantologie donne des perspectives d'avenir prometteuses quant à la réhabilitation prothétique des patients. Cependant, son coût et l'anatomie des maxillaires peuvent être des obstacles à la mise en place des implants. Ces limites peuvent être repoussées par l'établissement de compromis. En effet, afin d'améliorer le confort des patients, il est envisageable de coupler la pose d'implants avec celle de prothèses amovibles partielles ou complètes à condition de respecter les impératifs mécaniques de ce type de prothèses. [38].

Il est encore difficile de réaliser certains composants de supra-structures sur implants car leur modélisation en 3D n'est pas encore possible avec les logiciels de CAO. Le prothésiste doit réaliser des maquettes physiques qu'il numérisera pour les fabriquer par usinage ou par fabrication additive.

Cependant il existe plusieurs logiciels ouverts, associés à des systèmes de fabrication ou reliés à des centres de production, qui proposent un module pour la conception de barres, de chapes, de bridges et de piliers sur implants.

Dans la pratique, le prothésiste numérise sa préparation en plâtre avec les piliers pour l'importer dans son logiciel de CAO. L'idéal serait que le prothésiste dispose d'une bibliothèque de composants 3D de l'ensemble des marques d'implants pour répondre aux différentes demandes des dentistes, demande freinée aujourd'hui par les fabricants d'implants.

L'autre difficulté, en CFAO et implantologie, est de réussir à modéliser et fabriquer les composants avec la précision exigée.

Le système DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) convertit des imageries des maxillaires (par tomographie ou par conversion d'une Imagerie par Résonance Magnétique) en image 3D permettant la visualisation des structures anatomiques. Additionnée à la stéréolithographie, la création d'un guide chirurgical (en résine acrylique photosensible et polymérisée par laser) est possible. Il simule ainsi la position, l'angle, l'insertion de l'implant et la visualisation des rapports anatomiques. Sa précision est de l'ordre de 0,1mm. [52] [10]

Il existe des systèmes actifs, semi-actifs et passifs de robotique qui permettent de guider le praticien dans la mise en place des implants.

-La robotique active : le robot remplace le praticien et réalise l'intervention à partir d'un programme pré-opératoire ou par pilotage extemporané du chirurgien.

-La robotique semi-active : le geste chirurgical est réalisé par le praticien qui utilise des guides chirurgicaux élaborés à partir de la planification pré-chirurgicale issue de l'imagerie.

-La robotique passive : le chirurgien garde la maîtrise de l'acte chirurgical, la robotique guide le chirurgien lors du forage par visualisation de cibles sur un écran d'ordinateur. Il permet d'obtenir le positionnement tridimensionnel de l'implant déterminé par la planification pré-chirurgicale à partir de l'imagerie médicale. [1]

3.4.3 En prothèse complète. [10][40]

A ce jour, il n'existe pas de logiciel de modélisation numérique de prothèses dentaires adjointes en résine. [10]

Cependant, de récentes études décrivent la réalisation d'une base résine sur laquelle les dents seront montées de manière traditionnelle. A priori, la fabrication de la base prothétique semble donner de bons résultats. Mais, le montage des dents artificielles *via* la CFAO reste encore problématique. [40]

3.4.4 En orthodontie. [10] [49] [48]

La simulation numérique des mouvements mandibulaires ainsi que des déplacements des arcades pour obtenir des contacts occlusaux optimaux est décrite. Cette planification par CAO permet de simplifier le traitement orthodontique. S'il existe des

logiciels de conception, il en est autrement des systèmes permettant conception et de fabrication des appareils.

Quelques sociétés tentent de proposer des solutions numériques allant de l'étude chez l'orthodontiste jusqu'à la fabrication automatisée des appareils et ce, *via* le procédé suivant :

- image 3D de la dentition du patient est obtenue par numérisation intra-buccale ou par tomographie,
- exploitation de l'image 3D par un logiciel pour la simulation orthodontique et la planification du traitement par positionnement et création de brackets et d'arcs sur mesure,
- transmission des données 3D au centre de production et fabrication des arcs et brackets personnalisés.

Ces attaches linguales individualisées sur-mesure permettent une adaptation anatomique idéale, une réduction volumique et un recollage simplifié.

[10][49] [48]

4 la CFAO en prothèse amovible.

4.1 Méthode.

4.1.1 Le système de numérisation 3D ou unité d'acquisition.

La numérisation 3D est la première étape de la CFAO, elle permet de mesurer et d'enregistrer les formes de la surface d'un objet pour en créer un fichier informatique qui sera exporté et exploité par un ordinateur ayant un logiciel de CAO. [10] [26]

La numérisation se fera sur des modèles en plâtre issus d'une empreinte secondaire. [10] [34] [5] [63] [3]

Il existe différents procédés de numérisation utilisant la triangulation laser, des senseurs mécaniques (palpeurs), la lumière structurée ou le procédé d'holographie conoscopique, ce dernier étant moins utilisé. [10] [5] [63] [64]

Le modèle en plâtre issu de l'empreinte secondaire est positionné dans la chambre du scanner sur une rotule mobile. Le fonctionnement du scanner est basé sur une méthode de triangulation. A partir d'une position donnée par rapport au modèle à numériser, le scanner projette un rayonnement par balayage sur une section du modèle, individualisant des points sur sa surface. Chaque point est capté par une caméra enregistrant ses coordonnées tridimensionnelles (X, Y, Z) ainsi que son intensité. Cette opération est répétée de nombreuses fois créant ainsi un nuage de points représentant une forme tridimensionnelle (jusqu'à plusieurs centaines de milliers de points). Pour obtenir cette forme, le scan est réalisé à partir de points d'observations différents ensuite fusionnés par un logiciel pour obtenir une représentation unique du modèle scanné appelé modèle numérique 3D. La qualité de la reconstruction 3D dépend de la résolution définie comme étant la distance existante entre chaque point scanné. Le nuage de points ainsi obtenu est converti en un fichier informatique de type STL ou NURBS. [10] [5] [63] [64] [3] [62]

Pour les fichiers STL, le modèle est représenté en un nuage de points reliés entre eux et formant un maillage de points qui formera un ensemble polygonal.

Pour la modélisation basée sur les NURBS (Non Uniform Rational B-Spline), la représentation informatisée de la forme d'un objet est définie par des courbes vectorielles formant un maillage déformable et permettant un rendu plus lisse que les polygones, ce qui lui confère une plus grande précision. Cependant, les fichiers STL ayant une résolution suffisante sont préférés par l'obtention d'un compromis satisfaisant entre la qualité de la numérisation et la taille du fichier. [10] [5] [63] [64] [27] [62]

La triangulation laser (figure 3) consiste en un balayage tridimensionnel de la surface du modèle par le rayon laser. Une caméra numérique décalée analyse les distorsions du laser au fur et à mesure du balayage. La source laser, le point cible et la caméra forment un triangle d'où le terme de triangulation laser. La réunion de ces triangles forme une image tridimensionnelle. [10]

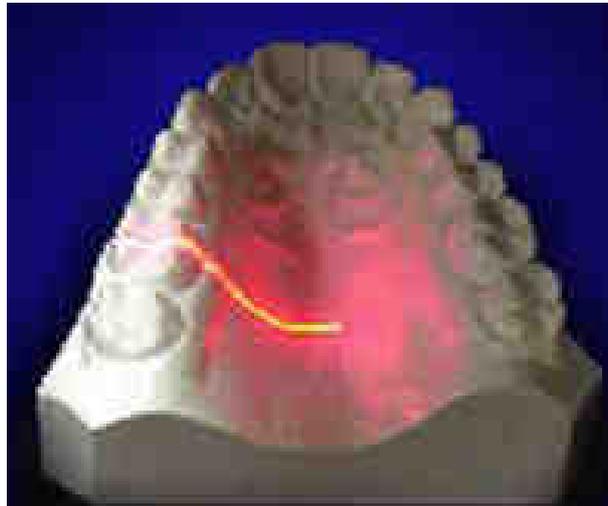


Figure 3 : Triangulation laser. [10]

Pour la technique de numérisation par lumière structurée (figure 4), le scanner projette des franges de lumières sur le modèle qui seront déformées par sa surface, ces motifs lumineux seront ensuite enregistrés par une caméra décalée qui assimilera le nuage de points. L'avantage de la lumière structurée est sa rapidité puisque la caméra analyse le modèle dans sa globalité au lieu d'enregistrer les bandes les unes après les autres. [10] [5] [63] [64] [50] [27] [4]



Figure 4 : Lumière structurée. [10]

Enfin, l'holographie conoscopique (figure 5) est une nouvelle technique qui enregistre des hologrammes en lumière incohérente au moyen d'un cristal monodirectionnel. La numérisation est réalisée en utilisant un faisceau laser et un filtre qui bloquent les fréquences indésirables. La différence avec les techniques de capture 3D par triangulation est que les faisceaux projetés et réfléchis empruntent respectivement la même trajectoire linéaire en direction et à partir de l'objet scanné. Cela permet la mesure des angles inférieurs ou égale à 85° et des cavités profondes. Cette technique correspond donc à l'enregistrement direct des empreintes dentaires. [10]

Actuellement, ces techniques permettent une précision de l'ordre de 20 à 50 μm . [10] [34]

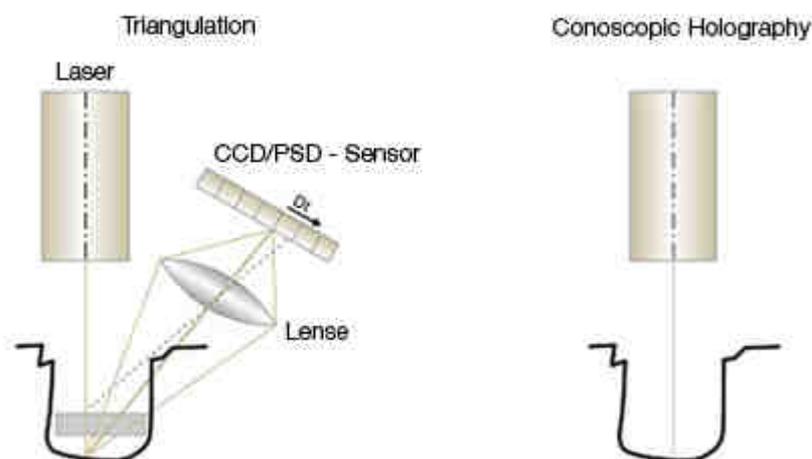


Figure 5 : Différence entre la triangulation laser et l'holographie conoscopique (Conoscopic Holography). [10]

Les principales différences entre les scanners sont :

- La capacité de productivité, avec notamment la possibilité de numériser simultanément plusieurs éléments unitaires pour des prothèses distinctes (fonction multi-dies).

- Le champ d'applications : numérisation d'arcades complètes, d'antagonistes, de mordus, de préparations en plâtre avec implants, enregistrement des occlusions. [10]

L'objectif des concepteurs est de créer des scanners permettant une numérisation intra-buccale utilisable au cabinet dentaire. Le chirurgien dentiste pourra ainsi transmettre, *via* internet, le fichier numérique à son prothésiste. Celui-ci peut ainsi démarrer au plus tôt la conception de la prothèse. Cependant, cette technique n'est pas exploitable à ce jour et ce à cause de l'enregistrement des mouvements dynamiques nécessaires à la réalisation de prothèses amovibles partielles et complètes. [10] [26]

4.1.2 La Conception assistée par ordinateur.

Après que l'unité de numérisation ait envoyé le fichier issu du scan à partir du modèle en plâtre vers l'ordinateur, le logiciel de CAO l'intègre et modélise en 3 dimensions l'empreinte de la bouche du patient. La conception de la prothèse de manière virtuelle peut alors commencer. Les sociétés de conception de ces logiciels les ont créés de manière à ce que la modélisation de la prothèse se fasse le plus simplement possible. En effet, ces logiciels opèrent de manière intuitive sur le modèle, tout en laissant la possibilité au prothésiste d'intervenir sur le dessin du châssis ou de modifier les décisions prises par le logiciel. De plus, afin de recréer avec le plus de fidélité possible la méthode de conception du châssis, certaines sociétés ont conçu une interface haptique qui remplace la souris (appelée spatule virtuelle, interface ou bras à retour de force ou « feedback sensation mimics ») permettant une sensation tactile comme si l'opérateur palpit le moulage ainsi que la mise en mouvement du modèle (rotation et translation) dans tous les axes de l'environnement virtuel (figure 6). [5][63] [3] [27] [4] [50] [10]



Figure 6 : Bras à retour de force (Phantom®). [27]

Les seules différences entre la réalisation traditionnelle d'un châssis et sa conception virtuelle sont: l'interface virtuelle, le gain de temps et la suppression des tâches fastidieuses. Mis à part cela, le logiciel réalise les mêmes étapes.

L'étude au paralléliseur est réalisée. Une droite tangentielle est dessinée sur les faces axiales des dents perpendiculairement à la face occlusale, les contre-dépouilles des dents et des tissus sont identifiées pour déterminer le meilleur axe d'insertion qui sera ainsi prédéfini. L'utilisateur peut modifier cet axe s'il n'est pas idéal. Les contre-dépouilles sont ensuite comblées pour l'obtention de surfaces verticales, de cette façon les crochets seront désactivés après fabrication (figures 7, 8 et 9). [50] [34] [5] [63] [64] [3] [27] [62]



Figure 7 : Visualisation virtuelle de l'empreinte scannée. [27]



Figure 8 : Mise en évidence des contre-dépouilles. [27]

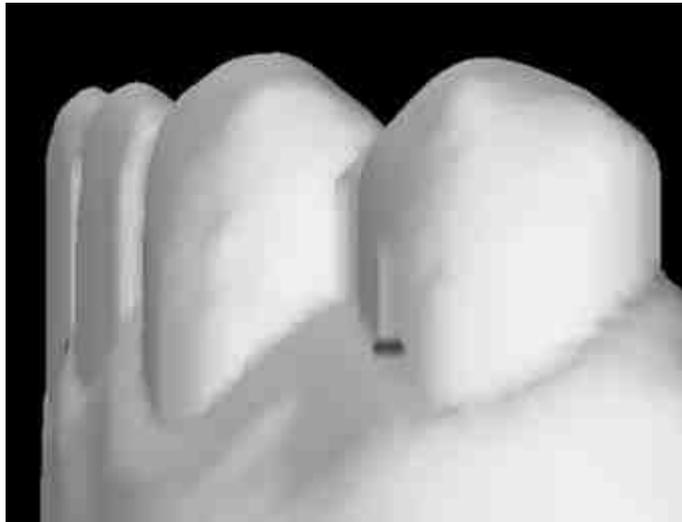


Figure 9 : Comblement des contre-dépouilles. [27]

Puis le dessin du châssis peut commencer avec la mise en place des espaceurs en regard des selles et des zones de décharges, le dessin des taquets occlusaux, des crochets, des potences, des grilles de rétention, des selles du châssis et des armatures. L'application du granité et les finitions seront réalisées en fin de conception. Le diamètre et l'épaisseur de ces éléments seront déterminés par l'opérateur (figures 10 et 11). [34][5][63][64][50][3] [27][4] [62]



Figure 10 : Mise en place des espaceurs au niveau des crêtes édentées. [27]

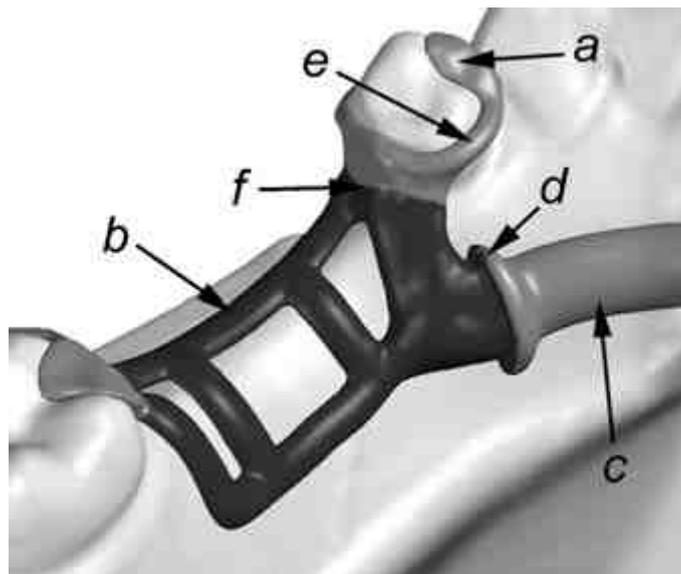


Figure 11 : Conception du châssis : taquets occlusaux (a), grille de rétention (b), barre linguale (c), limite de la résine (d), bras de stabilisation (e), potence (f). [27]

La conception du châssis prend de 15 à 45 minutes suivant la complexité et la taille de la prothèse amovible à réaliser. [34] [50]

Une fois le châssis réalisé, le logiciel de CAO convertit le châssis virtuellement modélisé en fichier STL qui sera transmis au centre d'usinage afin d'y être fabriqué (figure 12). [3]



Figure 12 : Modélisation du châssis avec la fabrication. [27]

4.1.3 La Fabrication assistée par ordinateur.

4.1.3.1 Principes.

La fabrication de la pièce à produire est la dernière étape de la CFAO. Le fichier STL de la maquette est transmis à l'unité de fabrication. Il existe deux manières de produire une pièce prothétique, soit par soustraction de matière, l'usinage, soit par addition de matière couche par couche. Le choix du mode de fabrication est fonction des pièces à fabriquer (ses formes et exigences de précisions) et des matériaux utilisés (Annexe 1). [10] [65] [62]

Dans le cas de l'usinage, l'opérateur sélectionne un lot de modélisation (ensemble de pièces à fabriquer) qu'il positionnera virtuellement sur un brut à usiner (le plus souvent une tige). Dans un souci d'économie de matière, il conviendra d'optimiser au maximum le nombre de pièces par tige. Si une tige de matériau brut n'est pas utilisée complètement, elle pourra être réutilisée pour d'autres réalisations. La machine-outil ayant de 3 à 6 axes de coupes va programmer un parcours et une vitesse de coupe puis exécutera la production. L'usinage demeure le seul moyen efficace à ce jour pour fabriquer des pièces en alumine, zircone et céramique. Toutes les machines-outils peuvent usiner de la zircone pré-frittée, des matériaux calcinables et des plastiques pour les prothèses temporaires. Quelques machines, plus robustes, permettent d'usiner du titane, du cobalt-chrome et de la zircone frittée. L'usinage reste la

méthode de fabrication la plus précise et est donc la plus appropriée pour les structures supra-implantaires avec une précision de 5 à 20 μm . L'usinage n'est pas une technique de choix pour la fabrication de châssis étant donné qu'ils présentent des formes complexes et que leur volume est important. La fabrication par méthode additive sera, par contre, une technique de choix pour la prothèse amovible partielle. [10] [62]

Cette technique consiste en la mise en forme d'un objet par ajout de matière. Il s'agit d'un empilement de couches successives de matériau permettant la fabrication simultanée de pièces de morphologies différentes et de formes complexes. Il existe trois procédés de fabrication additive: l'impression 3D, la stéréolithographie et la micro fusion de poudre.

Le procédé d'impression 3D consiste en dépôt de couches successives de matériau calcinable. Celui-ci durcit par polymérisation sur un support qui sera dissout après fabrication.

La stéréolithographie permettra la fabrication d'une maquette calcinable par photopolymérisation de résine couche par couche.

La micro-fusion de poudre, (appelé SLM pour Selective Laser melting, SLS pour Selective Laser Sintering ou fusion sélective par laser) permet la réalisation en direct de la prothèse dans l'alliage indiqué (cobalt-chrome de préférence) par fusion de micro-particules d'alliage. Cette fusion se fera grâce à un laser.

Les deux premières techniques permettent la réalisation de maquettes sacrificielles en matériau calcinable utilisées pour une coulée de la pièce prothétique dans l'alliage choisi de manière traditionnelle. Comme pour la fabrication par usinage, le logiciel de fabrication assistée par ordinateur positionnera les pièces prothétiques à réaliser afin d'occuper un maximum de place sur la plaque de fabrication. La production de pièce par addition de matériau est appelée « méthode de prototypage rapide ». [10] [65]

La fabrication de maquettes calcinables par fabrication additive est la méthode la plus simple d'emploi et permet de reproduire toute forme avec une précision de 20 à 50 μm . Il s'agit de la technique la plus fiable pour reproduire des châssis pour prothèse amovible partielle par CFAO. *Via* ce processus, nous obtenons les avantages de la CAO mais le gain de productivité en fabrication est réduit. Cependant, les machines et matériaux utilisés ont un coût assez élevé. [10] [65]

Dans la cadre de la micro-fusion laser, la précision obtenue est de l'ordre de 20 à 50 μm , le matériau de choix sera le cobalt-chrome mais il est possible d'utiliser le titane. Cette technique ne permet de fabriquer la pièce qu'en un seul matériau. [10] [62]

En fonction de la machine-outil utilisée il est possible de fabriquer des pièces prothétiques dans différents matériaux comme les céramiques, les résines ou les alliages et métaux.

Les céramiques feldspathiques sont utilisées pour les prothèses fixées (CEREC) et sont utilisées pour leurs propriétés esthétiques, certains blocs pouvant être stratifiés. Les vitrocéramiques ont des propriétés optiques identiques aux céramiques feldspathiques mais ont des propriétés mécaniques supérieures. Les céramiques infiltrées, plus translucides, donnent de bons résultats pour les facettes antérieures sur dents vivantes. Les céramiques polycristallines (alumine et zircone) ont des propriétés mécaniques proches des dents et des propriétés de réflexion très importantes.

Parmi les métaux et alliages utilisés, le cobalt-chrome et le titane sont principalement retrouvés et seront usinés ou frittés par laser.

La fabrication de prothèses en résine calcinable permet une coulée traditionnelle. Certaines machines peuvent fabriquer des prothèses provisoires en résine et d'autre des prothèses en résine chargée de fibres de verre pour armature de bridge composite ou de résine. [13] [10]

TECHNIQUES de fabrication	Usinage			Fabrication additive		
APPLICATIONS	3 axes	4 axes	5 axes	imp. 3D	stéréo.	micro-fusion
Waxup						
Couronnes, chapes, bridges	XX	XX	XX	XXX	XXX	
Inlays/Onlays	XX	XX	XX	XX	XX	
Implantologie (moignons, piliers...)		XX	XX	X	X	
Barres sur implants		X	X	X	X	
Châssis métalliques (amovibles)				XXX	XXX	
Composants orthopédiques				XXX	XX	
Zircone						
Couronnes, chapes, bridges	XXX	XXX	XXX			
Inlays/Onlays	XXX	XXX	XXX			
Implantologie (moignons, piliers...)		X	X			
Barres sur implants		X	XXX			
Cobalt-Chrome						
Couronnes, chapes, bridges	XX	XX	XX			XXX
Implantologie (moignons, piliers...)		XX	XXX			X
Barres sur implants		X	XXX			X
Châssis métalliques (amovibles)						XX
Titane						
Couronnes, chapes, bridges	XXX	XXX	XXX			X
Implantologie (moignons, piliers...)		XX	XXX			X
Barres sur implants		X	XXX			X
Châssis métalliques (amovibles)						X

X = Peu adapté XX = Adapté XXX = Bien adapté

Annexe 1 : Adaptation des techniques de fabrication additive et soustractive en fonction du champ d'application. [10]

4.1.3.2 Impression 3D.

La technique d'impression tridimensionnelle fonctionne comme une imprimante classique. Une tête d'impression comprenant plusieurs buses se déplace horizontalement et projette de manière sélective le matériau sur un plateau qui pourra contenir plusieurs éléments prothétiques (jusqu'à 160 éléments de prothèses

fixées ou 20 châssis par plateau). L'épaisseur de chacune des couches sera comprise entre 13 et 76 μm . Une fois le matériau déposé sur la plaque, il sera durci et d'autres couches seront apposées successivement sur les couches préexistantes afin de former complètement l'élément prothétique dans son intégralité. La réplique de la prothèse à fabriquer aura pour support un matériau soluble qui sera supprimé une fois l'élément terminé. Il existe deux techniques de modelage de la pièce prothétique, l'injection de cires et l'injection de résines photopolymérisables par ultra-violets (figure 113). [10] [50] [3]

La première technique consiste à injecter simultanément deux cires, une pour le modèle et l'autre pour le support de construction. Après chaque couche, un surfacage est réalisé pour obtenir une bonne planéité et ainsi augmenter la précision des pièces. Une fois achevée, la cire-support sera supprimée par dilution dans un bain de solvant élevé en température pour ne laisser que la cire modélisant la prothèse. Cette technique est très précise mais présente un temps de fabrication long. [10]

L'injection de résine photopolymérisable par ultra-violet est la plus utilisée pour fabriquer les prothèses amovibles. Comme pour la méthode précédente, deux résines sont injectées simultanément, la première résine servant de support à la seconde résine, photosensible, qui sera polymérisée par des rayonnements ultra-violet. La résine servant de support sera ensuite éliminée par dilution dans un bain de solvant élevé en température ou par jet d'un solvant. La résine restante modélisant la prothèse sera nettoyée et mise au four pour achever la polymérisation. Cette méthode permet une productivité importante et une bonne précision. [10] [50] [3]

Cette méthode de fabrication assistée par ordinateur montre de bons résultats pour la réalisation de châssis de prothèses amovibles partielles puisqu'elle permet de réaliser des formes complexes avec une bonne précision. Pour vérifier l'ajustement de la maquette, elle pourra être repositionnée sur le modèle en plâtre. Afin d'achever la fabrication de la prothèse amovible, le prothésiste opérera de manière traditionnelle par fonderie à cire perdue. Dans le cas où la coulée de la prothèse n'est pas réussie, la réimpression peut avoir lieu. [10] [50] [3]

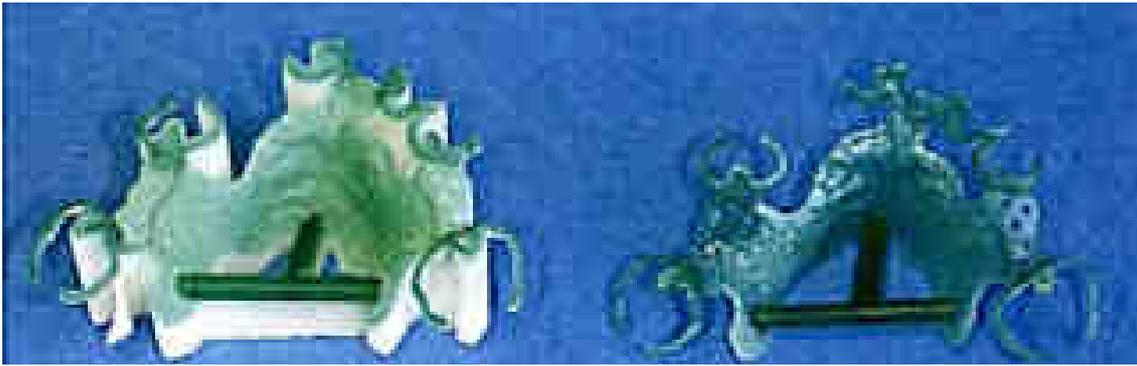


Figure 13 : Impression de la maquette résine du châssis par impression 3D. [37]

4.1.3.3 Stéréolithographie.

La stéréolithographie par ultra-violetts sélectifs est une technique de modelage de résine (polymère à base d'acrylate ou d'époxy) afin d'obtenir une réplique calcifiable de la prothèse désirée. Le logiciel de la machine-outil récupère le fichier STL issu de la conception assistée par ordinateur et divise l'élément en strates qui seront fabriquées les unes après les autres par couches successives. Une plate-forme de fabrication sera plongée dans une cuve de résine liquide photopolymérisable. Le logiciel de fabrication assistée par ordinateur intégré à la machine-outil projetera l'image d'une strate à la surface du bain. Sous l'effet de l'irradiation par une lumière de longueur d'onde appropriée, le début de la polymérisation spontanée transformera les oligomères en polymères solides. La résine photosensible polymérisera et durcira puis la strate suivante sera créée ainsi de suite, couche par couche, jusqu'à la fabrication complète de la maquette du châssis de la prothèse amovible partielle. Pour créer les différentes couches, le plateau descendra dans la résine liquide de la valeur de l'épaisseur de la strate désirée, soit de 25 à 150 μm (figure 14). La stéréolithographie peut utiliser une technologie laser dessinant les contours de la coupe transversale à la surface du bain de résine liquide. Lors de la fabrication et afin de constituer un support à l'élément prothétique, la machine crée des tiges de consolidation solidaires à la pièce en cours de réalisation. Ces tiges sont retirées manuellement une fois la fabrication achevée (figure 15). [27][10] [65] [5] [64] [28]

La maquette réalisée présente un état de surface très lisse mais très flexible et facilement déformable à la manipulation. [27]

La société Envisiontec® a créée le système Perfactory® (figure 16) utilisé dans le domaine de la fabrication assistée par ordinateur pour les châssis de prothèses

amovibles partielles. Cet outil permet de fabriquer de manière fiable et simple des maquettes en résine calcinable. [27][10] [65] [28] [4]

Les maquettes réalisées sont nettoyées de leurs tiges et coulées de manière traditionnelle par la technique de cire perdue. [5] [27] [10] [65] [64] [28]

Le système Perfactory® utilisant la technologie de stéréolithographie permet de créer jusqu'à 500 éléments prothétiques par jour dans un contexte de production industrielle avec une précision suffisante pour la réalisation de prothèse dentaires. L'impression 3D s'avère moins productive (de 750 et 1500 éléments de prothèses fixes par mois). [10]

Schéma du procédé de Stéréolithographie

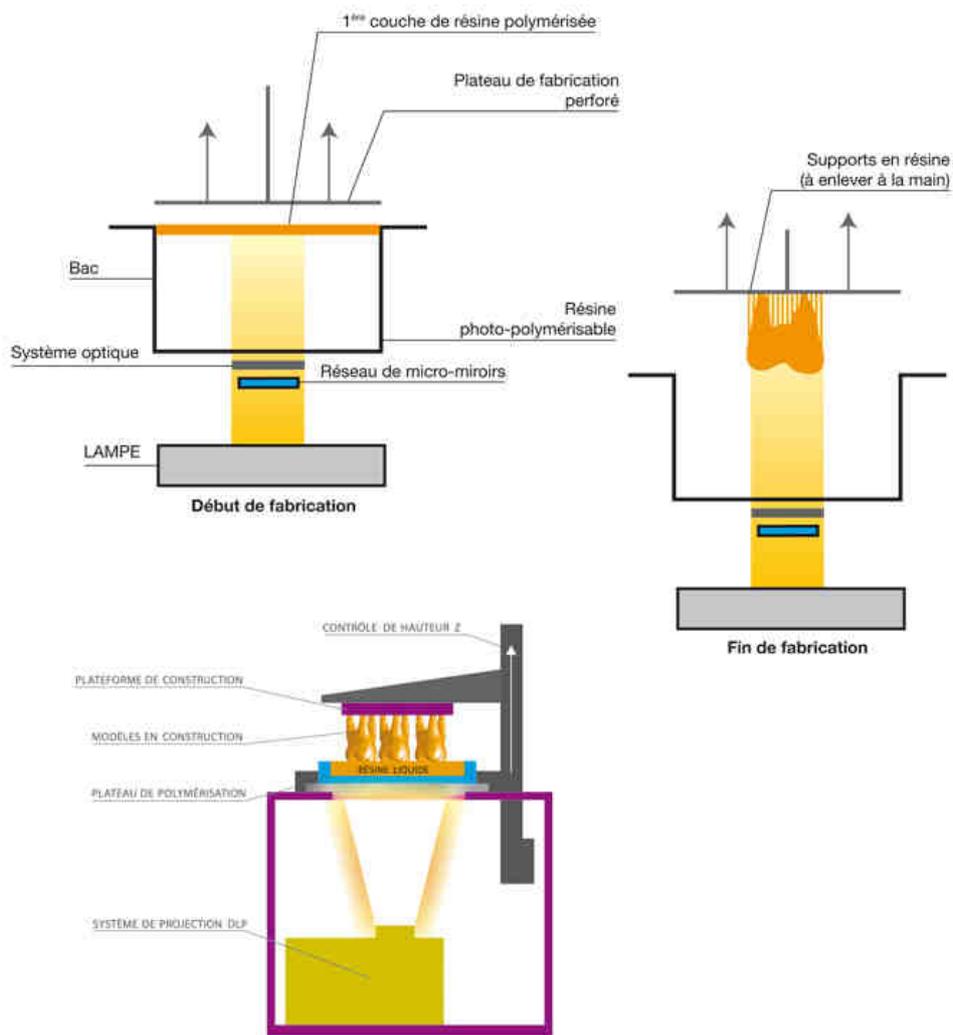


Figure 14 : Schéma de fabrication par stéréolithographie. [10]



Figure 15 : Prévisualisation d'un châssis avec les tiges de consolidation. [27]



Figure 16 : Production de châssis en résine par le système Perfactory®. [10]

4.1.3.4 **Micro-fusion de poudre.**

Cette technique de fabrication additive est différente de l'impression 3D et de la stéréolithographie du fait qu'elle crée le châssis de la prothèse amovible ou tout élément prothétique directement dans le métal ou l'alliage désiré. Comme pour les deux autres techniques citées ci-dessus, les éléments à fabriquer sont disposés virtuellement sur une plaque support. Une fine couche de poudre est déposée sur cette plaque puis un faisceau laser vient en contact avec ces particules afin que leur

température de fusion soit atteinte. La poudre fondue de manière sélective se solidifie, formant des cordons de matière solide. Quand la première couche est achevée, le plateau-support descend d'une épaisseur de couche et de la poudre est à nouveau déposée. Le processus redémarre pour consolider une nouvelle couche de matière sur la précédente (figure 17). Afin de créer l'architecture de la prothèse, la fusion-laser inclut des tiges de maintien pour la consolider. Les finitions de la prothèse se font de manière classique en retirant les tiges de coulée et en réalisant un polissage classique. [10] [62] [34] [63] [62]

La procédure de micro-fusion se fera dans un environnement contrôlé afin d'éviter toute oxydation à haute température. [10]

Cette technologie offre une précision de 20 à 50 μm et une épaisseur des parois de 150 à 200 μm avec une densité supérieure à 99%.

Contrairement à l'usinage, l'avantage de la micro-fusion est l'absence de perte de matière car la poudre non utilisée peut être réutilisée. de plus, il n'y a pas d'usure d'outil d'usinage. [10] [4] [63]

Le cobalt-chrome est l'alliage le plus couramment utilisé dans la micro-fusion (poudre ST2724G[®] utilisée par la société PM100 Dental[®]) mais le titane peut aussi être employé. [10] [58]

La précision de cette méthode est suffisante pour les châssis mais il réside des difficultés dans la métallurgie des crochets et des formes complexes peuvent être conçues offrant une grande résistance à l'usure et à la corrosion. [10] [4] [63]



Figure 17 : Couronnes et châssis réalisés pas micro-fusion laser (machine PM100).

[10]

4.2 Moyens.

4.2.1 Digilea®.

DIGILEA® est l'une des sociétés proposant une solution complète de conception et de fabrication assistées par ordinateur en prothèse amovible partielle. Elle propose trois produits, un centre de numérisation, le DIGISCAN®, un logiciel et un bras de sculpture virtuelle à retour de force, le DIGISTELL® et un centre d'usinage, le PRODIG®. [15] [19] [10] [18]

Une technique classique met environ 250 minutes dont 40 minutes de temps actif et 210 minutes de temps passif incluant l'apport de cire pour les contre-dépouilles, le parallélisme, l'élimination de l'excédent de cire, la pose des cires de surélévation, la saturation de modèles, la mise en gel, la coulée des duplicatas en revêtement, le durcissement des revêtements et la sculpture du châssis. Avec le système de DIGILEA®, le scan et la conception du châssis se font en 22 minutes dont 16 minutes actives et 6 minutes de temps passif, ce qui semble apporter un gain de productivité au laboratoire de prothèse. [15][19] [35] [37] [18]

Le DIGISCAN® est un scanner optique par projection de franges de lumière blanche structurée de haute performance qui permet de scanner les modèles en plâtre issus des empreintes secondaires ainsi que les mordus. Il est constitué d'un centre de numérisation comprenant une table rotative permettant des mouvements de bascule lors du scan. Il sauvegarde les données issues du scan non seulement sous forme de fichiers STL mais aussi sous la forme de fichier IGES (Initial Graphics Exchange Specification) et ASCII (American Standard Code for Information Interchange). Il permet de numériser un modèle en 6 minutes avec une précision de 20 µm (figures 18 et 19). [15] [19] [35] [17]



Figure 18 : Digiscan®. [17]



Figure 19 : Scan par lumière structurée de l’empreinte secondaire positionnée sur la rotule mobile. [15]

Le DIGISTELL® est un logiciel de conception de châssis comprenant un paralléliseur virtuel permettant de définir l’axe d’insertion de la prothèse. Les cires de dépouille virtuelles sont ensuite positionnées. Il contient une bibliothèque numérique de préformes (choix du granité et du type de grilles) mais permet un libre choix des tracés par l’opérateur. Les différents éléments du châssis peuvent ensuite être positionnés (bras de stabilisation, de rétention, les appuis occlusaux, plaques, barres, bandeaux,...) (figures 20 à 24). Tous ces éléments sont prédéfinis par paramétrage mais restent personnalisables à tout moment. Il est possible de mesurer la pression

des crochets. La conception se termine par la fusion des préformes, le lissage du modèle et l'export pour production. Pour concevoir un châssis, il faut compter en moyenne 15 minutes, délai pouvant varier en fonction de la complexité. Il importe et exporte des fichiers enregistrables de type STL. Le logiciel est piloté par l'opérateur à l'aide d'un bras à retour de force permettant d'avoir des sensations tactiles du modèle sur l'écran de l'ordinateur. Etant un logiciel ouvert, il est utilisable avec tous les modes de fabrication. [15] [19] [35] [16]

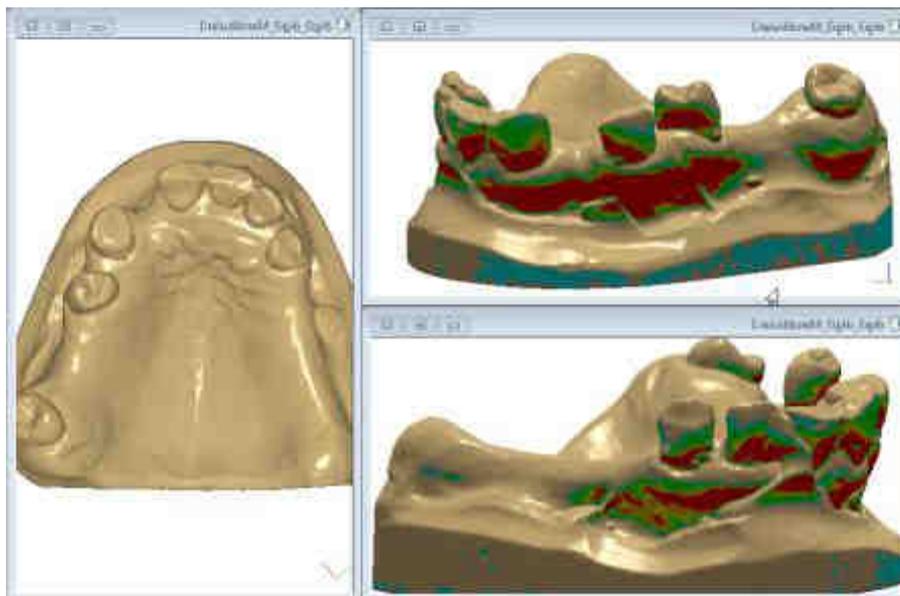


Figure 20 : Module de parallélisation. [16]

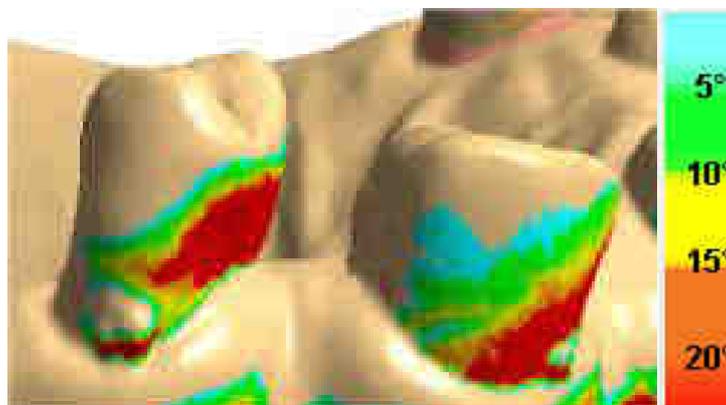


Figure 21 : Affichage des contre-dépouilles. [16]

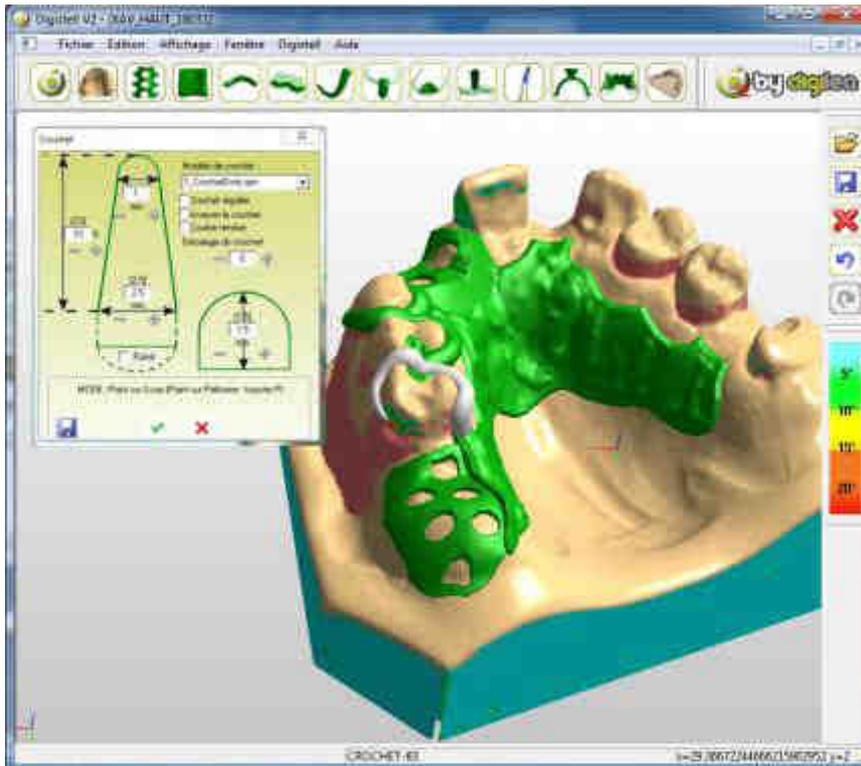


Figure 22 : Interface du logiciel Digistell®. [16]

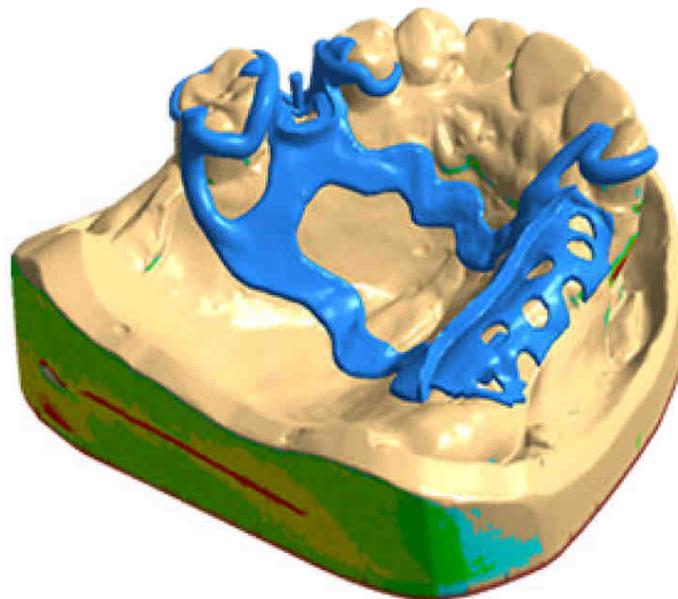


Figure 23 : Prévisualisation du châssis. [15]

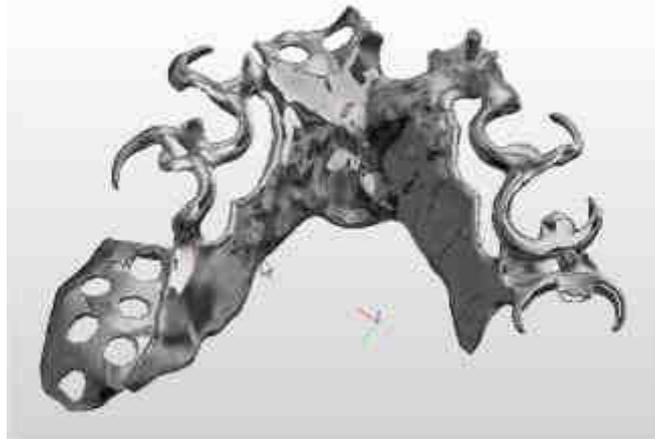


Figure 24 : Individualisation du châssis avant fabrication. [15]

Le PRODIG[®] est une machine-outil par soustraction qui permet de réaliser des prothèses amovibles et fixes en cire, polyméthacrylate de méthyle, en zirconium ou en résines pour couronnes provisoires (figure 25). PRODIG[®] permet une préparation du brut à usiner, une gestion des matériaux, une gestion des usinages, une traçabilité des fabrications, un placement et un positionnement automatique des supports ainsi qu'un parcours optimisés de l'usinage. Pour la prothèse amovible, la méthode utilisée est l'impression 3D. Le PRODIG[®] peut concevoir sur un même plateau des prothèses amovibles et fixes (jusqu'à 30 couronnes en zirconium et 4 stellites par cycle). La société DIGILEA[®] présente différents systèmes de PRODIG[®] en fonction de la production désirée par le laboratoire de prothèse (PRODIG[®], PRODIG[®] Advanced[®], PRODIGISTELL[®]) (figure 26). [15] [19] [35] [18]

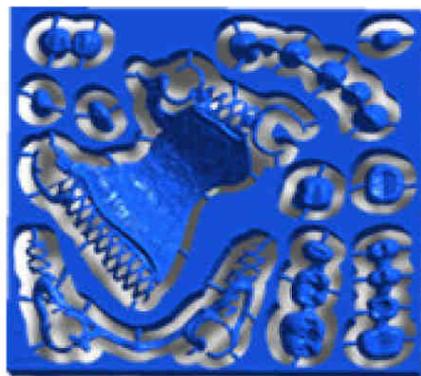


Figure 25 : Brut usiné. [15]



Figure 26: PRODIG[®], PRODIG[®] Advanced[®] et PRODIGISTELL[®]. [18]

Ainsi, la société DIGILEA[®] offre la possibilité d'augmenter la productivité du laboratoire de prothèse apportant une économie de temps et de matériau. Par gain de temps actif, le prothésiste peut augmenter sa production et son confort de travail en se libérant des tâches manuelles longues et fastidieuses.

Les pertes de temps sont supprimées. Il réduit le coût de la production en économisant 100% sur les matériaux de duplication, 75% sur le revêtement, 50% sur l'alliage.

La qualité et la précision de la prothèse sont améliorées.

S'il existe un problème de coulée, la machine-outil est relancée grâce à la sauvegarde du fichier. [19] [35] [16] [37]

4.2.2 Le Removable Partial Design[®] de 3shape[®]. [67]

Removable Partial Design[®] fait partie d'un ensemble de systèmes proposé par la société 3Shape, le Dental System[®]. Dental System[®] permet de concevoir des chapes et armatures de bridge, des inlays, des onlays, des facettes, des prothèses supra-implantaires et des châssis pour prothèses amovibles partielles. Il permet une aide au diagnostic et à la planification de traitement en orthodontie. La conception de ces éléments prothétiques se fait grâce à des logiciels spécifiques soutenus par des modélisations complètes des arcades dentaires et d'une articulation virtuelle dynamique. Ces logiciels de conception sont accompagnés de deux scanners D700[®] et

D710® (figure 27), permettant de numériser une arcade complète en 60 à 100 secondes avec une précision inférieure à 20 µm. Le logiciel Removable Partial Design® est un logiciel ouvert (pouvant recevoir des fichiers de tout scanner) permettant à l'opérateur de concevoir un châssis pour prothèse amovible partielle dans sa globalité en quelques minutes, réduisant ainsi le délai de processus manuel de 60 à 70%. Il est intuitif et définit les contre-dépouilles ainsi que l'axe d'insertion. Grâce à une liste d'éléments prédéfinis, les grilles de rétention, les connections principales et les crochets sont facilement positionnables sur le modèle virtuel. Le prothésiste a la possibilité de personnaliser chaque élément (figures 28 à 32). Etant un système ouvert, il est possible d'exporter le fichier de conception vers un autre centre de fabrication. Cependant 3Shape® propose deux systèmes de fabrication grâce à CAMbridge®, l'un par impression 3D et l'autre par frittage sélectif au laser. [67]



Figure 27 : Scanner DP710®. [67]



Figure 28 : Logiciel Removable Partial Design® : contre-dépouilles. [67]



Figure 29 : Logiciel Removable Partial Design® : grilles de rétention et connecteurs principaux. [67]



Figure 30: Logiciel Removable Partial Design®: connexion des crochets. [67]

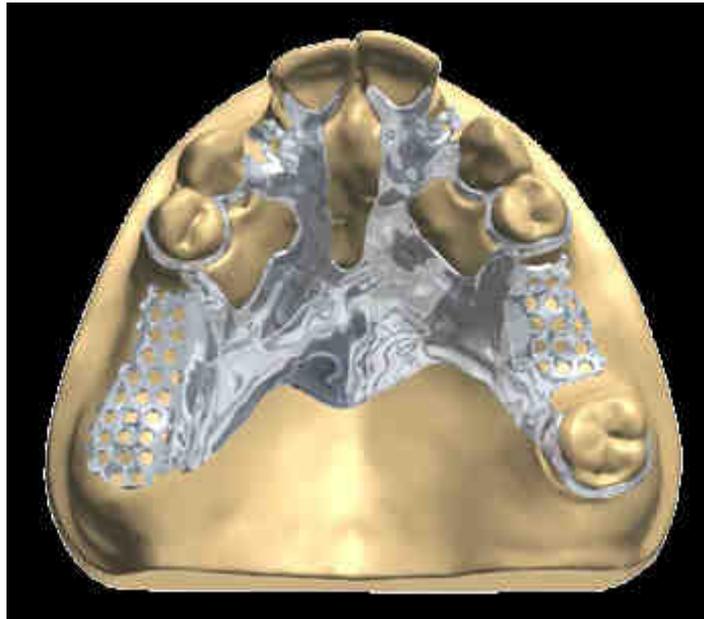


Figure 31 : Application du granité et prévisualisation de la fabrication. [67]



Figure 32 : Essayage de la prothèse en résine. [67]

4.2.3 Le Dental Lab System® de SenSable®. [51] [60] [10]

Dental Lab System® de SenSable® propose un scanner, un logiciel de conception et un système de fabrication pour prothèses fixées et amovibles. Le scanner permet de numériser le maître-modèle et les cires d'occlusion pour retrouver les engrenements

dentaires. Il utilise un bras à retour de force, le Phantom®. Il s'agit d'un système haptique (permettant une sensation tactile du modèle 3D et s'appuyant sur la dextérité du prothésiste) accompagné d'un logiciel de conception assistée par ordinateur, le C&B software® (figures 33 à 38). La fabrication assistée par ordinateur est assurée par une imprimante 3D, la DP3000® qui réalise les prothèses conçues en résine (figures 39 et 40) afin de les fabriquer définitivement par coulée classique (figure 41).

Communément aux autres logiciels de conception, les contre-dépouilles sont notées sur le modèle scanné par des variations de couleurs permettant de définir un axe d'insertion idéal. La création du châssis est réalisée par un logiciel intuitif facilement modifiable. Cette création se fait, en moyenne, en 35 minutes. [51] [60] [10]

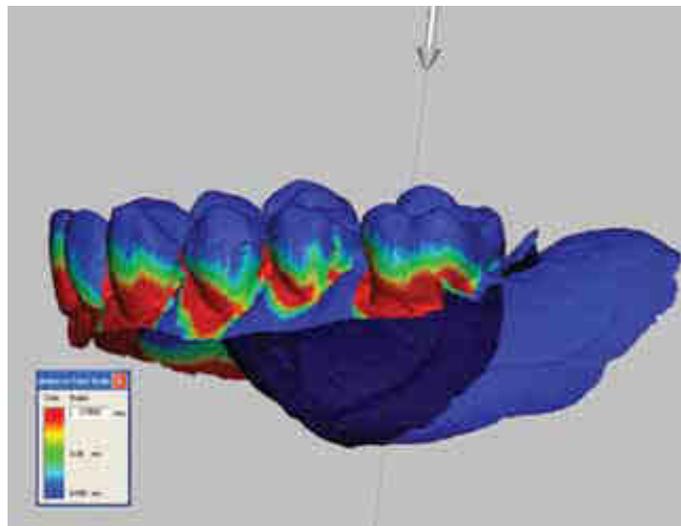


Figure 33 : Visualisation des contre-dépouilles. [60]

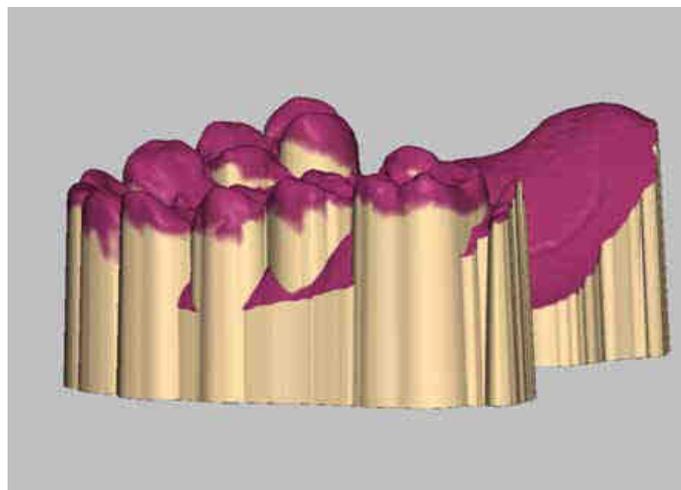


Figure 34 : Comblement des contre-dépouilles. [60]

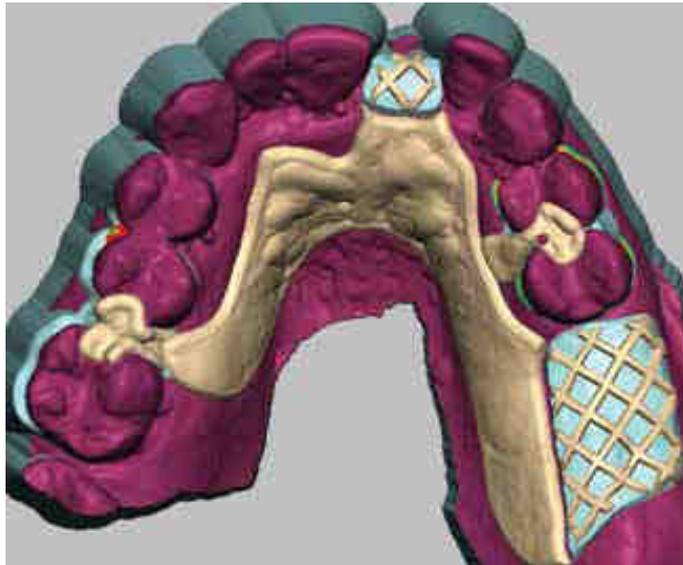


Figure 35 : Conception du châssis. [60]

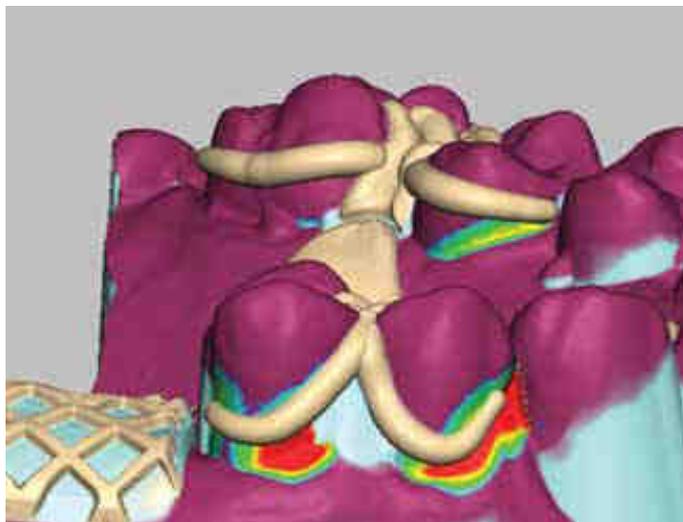


Figure 36 : Réglage des crochets. [60]

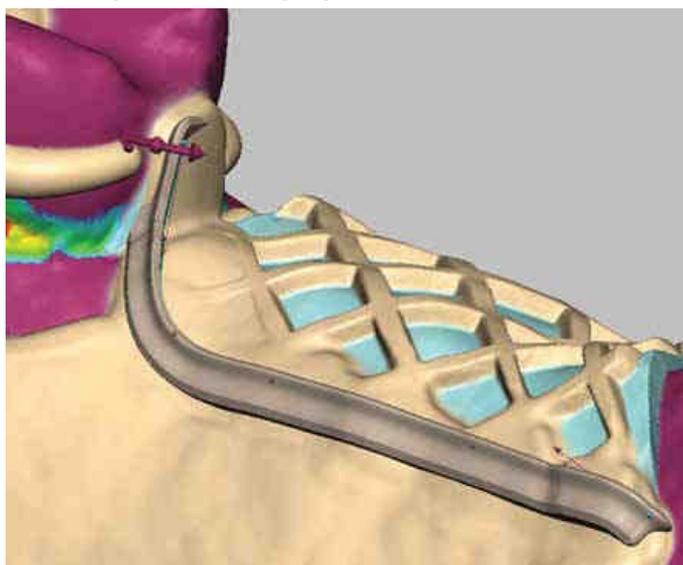


Figure37 : Réglage des selles. [60]

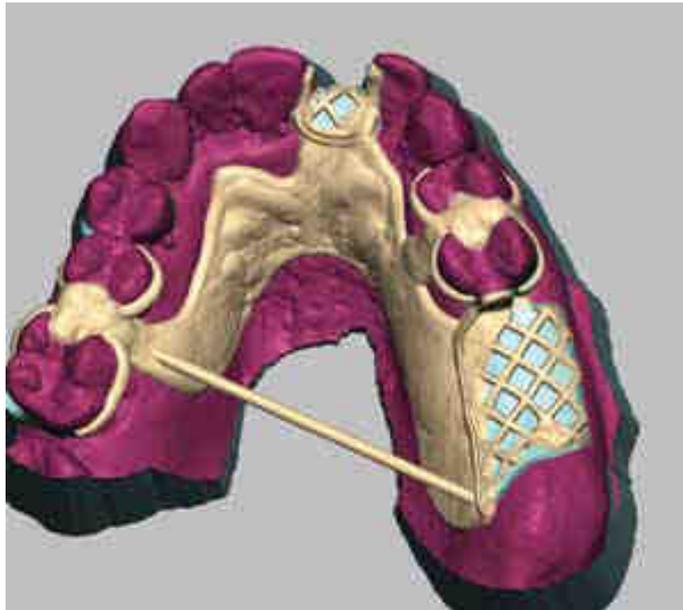


Figure 38 : Adjonction des tiges de coulée. [60]



Figure 39 : Essayage du modèle sacrificiel sur le modèle en plâtre. [60]



Figure 40 : Préparation de la coulée par les techniques traditionnelles. [60]



Figure 41 : Finitions. [60]

4.3 Comparaison et analyse critique entre les méthodes conventionnelles et les méthodes par CFAO. [3] [5] [10] [27] [29] [50] [63]

Pour que la conception et la fabrication assistées par ordinateur présentent un intérêt majeur dans la pratique quotidienne au cabinet dentaire et au laboratoire de prothèse dentaire, il est nécessaire que le produit fini soit de qualité au moins équivalente, qu'il n'y ait pas de perte de temps ni d'argent et que les outils soient faciles d'utilisation. Entre 2005 et 2010, des études ont été menées par des chercheurs de l'université de Strasbourg, ETIENNE O, BAIXE S, MAGNIEZ P, TROTZIER F, TADDEI C, des chercheurs de l'université de Cardiff, BIBB RJ, EGGBEER D, WILLIAMS RJ, WONDWARD A, par le CNIF et l'UNPPD, le Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaire et l'Union Nationale Patronale des Prothésistes Dentaires et par NEGREL David, prothésiste dentaire. Ces études permettent de définir certains points de comparaison entre la réalisation de châssis de prothèses amovibles (de la conception à la fabrication) de manière traditionnelle et par le biais de la CFAO.

Tous s'accordent à dire que la qualité des châssis réalisés par CFAO s'avère au moins équivalente à la méthode classique. Par exemple, la méthode de micro-fusion laser laisserait quelques porosités au sein du métal mais leur rareté serait négligeable par rapport à la technique habituelle et ne nuirait en rien à la prothèse en termes de qualité intrinsèque. Les deux techniques seraient similaires en terme de précision, mais la CFAO serait préférée pour sa qualité d'ajustement et de fonction. La CFAO permet aussi, de par son automatisation, d'éviter toutes accumulations de défauts pouvant survenir lors de la réalisation des châssis de manière traditionnelle. Enfin, les maquettes manuelles sont d'une précision de 100 à 200 µm contre 20 à 50 µm avec la CFAO. [3][5][63][10][27][29]

Il est important de noter que le gain de temps apporté par la CFAO permet de libérer du temps pour le prothésiste dentaire augmentant ainsi sa rentabilité. De plus, l'usage de la CFAO permet au prothésiste de se libérer des tâches fastidieuses et chronophages tout en apportant un confort de travail. Ce gain de temps peut se répercuter au cabinet dentaire quand il est possible de réduire les délais de fabrication. [3]

L'inconvénient de la CFAO reste principalement son coût. L'investissement nécessaire est important et les machines comme les logiciels demandent un entretien rigoureux et des mises à jour fréquentes. Cela peut obliger certains laboratoires à demander à des entreprises extérieures de réaliser certaines étapes de la CFAO, notamment pour la fabrication par micro-fusion laser. Cependant, en considérant le temps gagné et les économies de matériaux (matériau de revêtement, plâtre, métal,...) réalisées grâce à la CFAO, un laboratoire de prothèse ayant une demande de travail conséquente pourrait se permettre d'investir. Le temps d'apprentissage nécessaire pour la prise en main des logiciels et des outils constituant la CFAO est à prendre en considération. [3][5][10][63][50] [27]

4.4 Cas cliniques. [37] [51] [50]

4.4.1 Premier cas : Réalisation d'un châssis par la méthode traditionnelle. [37]

Pour concevoir le châssis d'une prothèse amovible partielle, il est nécessaire de réaliser au cabinet dentaire une empreinte primaire. Grâce à celle-ci, un porte empreinte individuel sera conçu, permettant au chirurgien dentiste de réaliser une empreinte secondaire anatomo-fonctionnelle qui sera envoyée au laboratoire de prothèse. Le technicien de laboratoire pourra ainsi fabriquer le châssis.



Figure 42 : Paralléliseur.



Figure 43 : Cire d'espacement.

Le paralléliseur (Figure 42) permet de définir l'axe d'insertion et de positionner la cire de dépouille en vue de la réalisation du duplicata. Puis, la cire d'espacement au niveau des selles est mise en place (figure 42 et 43).



Figure 44 : Tracé du châssis sur le duplicata.



Figure 45 : Réalisation de la maquette en cire du châssis.

Sur le duplicata, le châssis est tracé afin de permettre la réalisation du châssis en cire (figures 44 et 45). A partir de cette maquette en cire et grâce à la technique de coulée par cire perdue, le châssis sera réalisé.

4.4.2 Deuxième cas : SensAble System[®]. [51]

Comme pour une technique traditionnelle, il est nécessaire de réaliser au cabinet dentaire une empreinte primaire puis une empreinte secondaire. Le modèle en plâtre issu de cette dernière est scanné afin de concevoir le châssis par la CFAO.



Figure 46 : SensAble System[®], bras à retour de force.

Le premier cas clinique présenté a été mené par la société Pearl Group qui présente le logiciel SensAble System[®] et un bras à retour de force (figure 46). Il présente un cas de conception et de fabrication d'un châssis pour une prothèse amovible partielle.

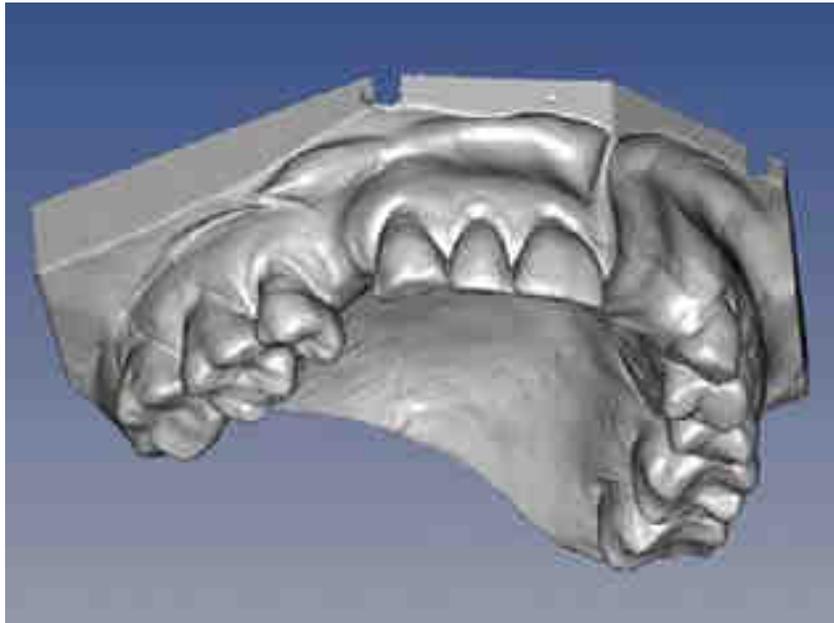


Figure 47 : Affichage tridimensionnel.

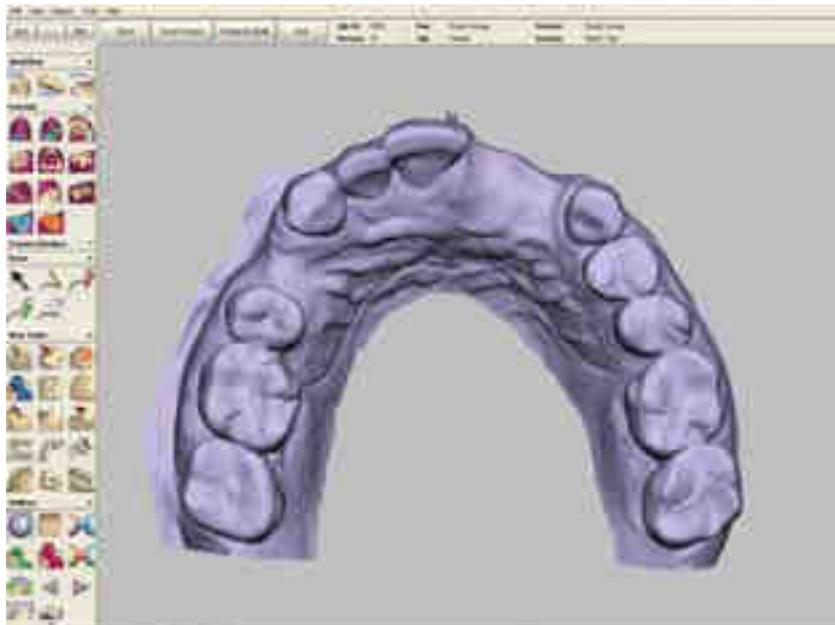


Figure 48 : Logiciel de CAO.

La première partie de la conception commence par l'affichage tridimensionnel de l'empreinte scannée par le SensAble Scanner®. Le modèle est automatiquement transféré dans le logiciel de conception (figure 47 et 48).

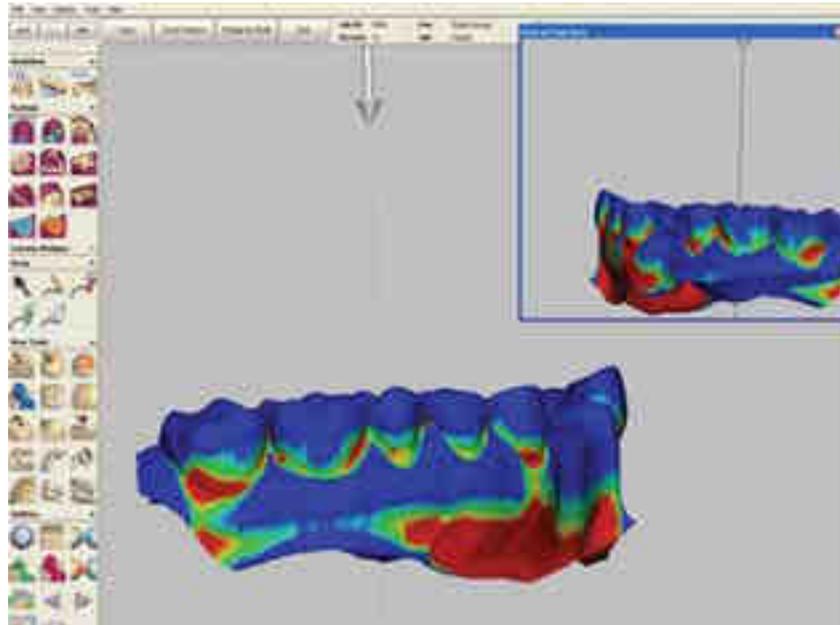


Figure 49 : Axe d'insertion défini par dégradé de couleurs.

L'empreinte est analysée afin de mettre en évidence les zones de contre-dépouilles permettant de choisir un axe d'insertion idéal de la prothèse (figure 49).

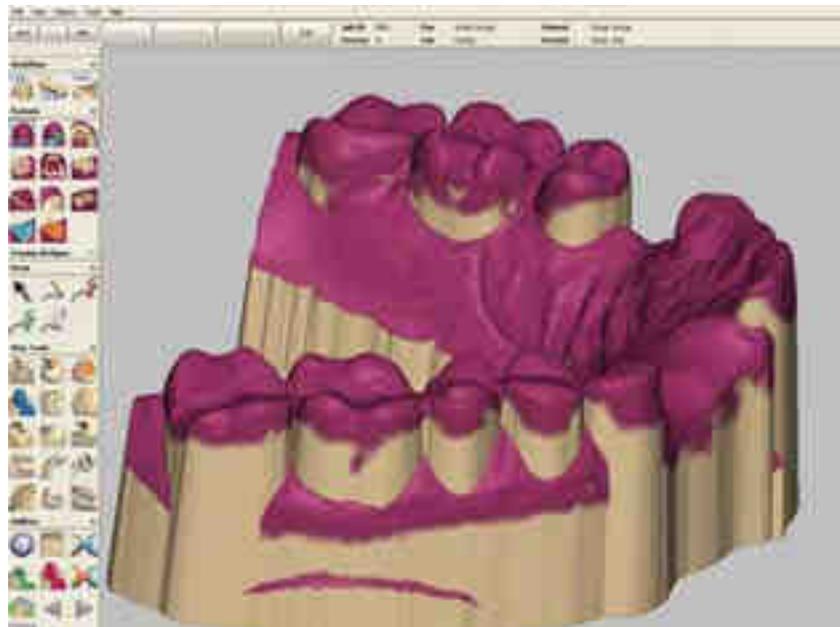


Figure 50 : Mise en évidence des contre-dépouilles en fonction des lignes guides.

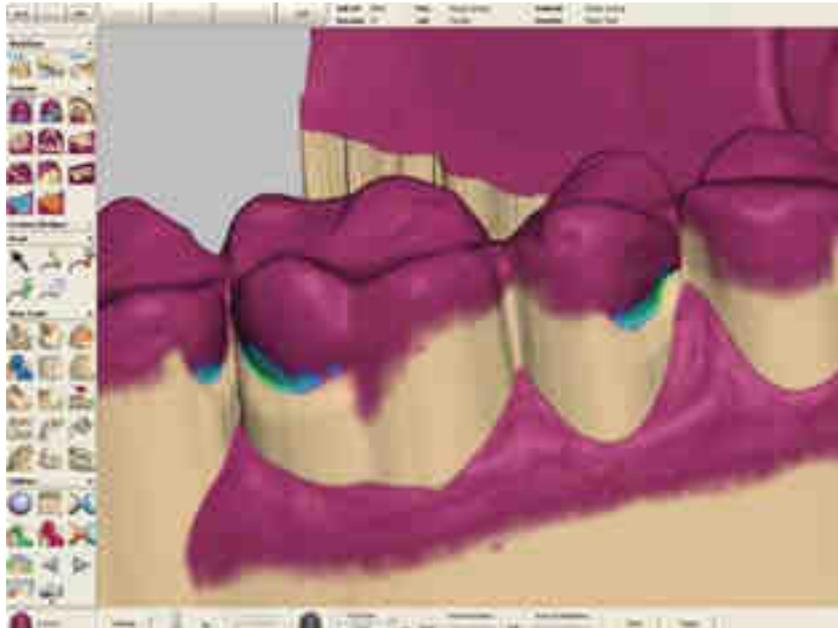


Figure 51 : Contre-dépouilles.

Une fois cet axe défini, les zones de contres-dépouilles sont isolées (figure 50 et 51).

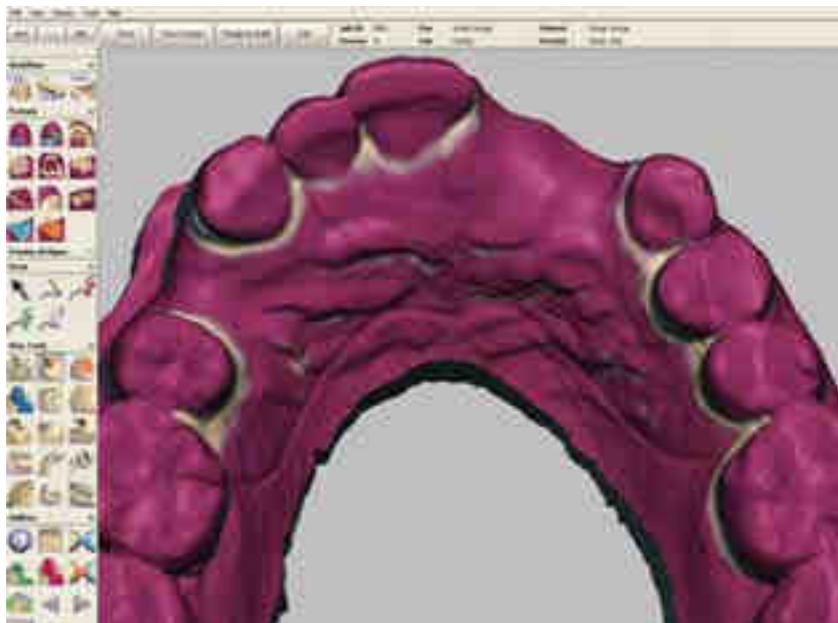


Figure 52 : Espacement prothétique.

Un espacement est réalisé au niveau des zones gingivales et des crêtes édentées à soulager (figure 52).

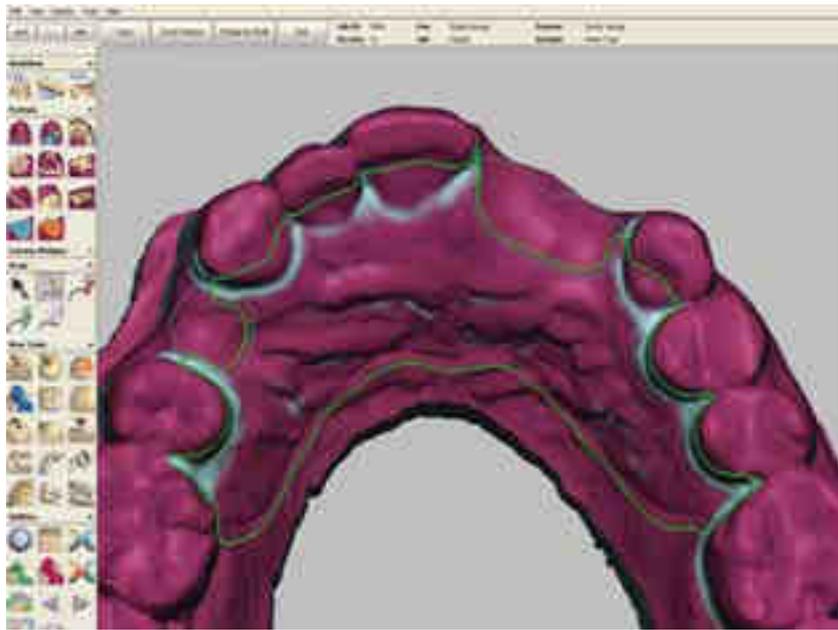


Figure 53 : Dessin du châssis.

Le châssis est dessiné sur le modèle afin de concevoir la prothèse (figure 53). Nous notons que le concepteur ne respecte pas le principe de décolletage au niveau des dents.

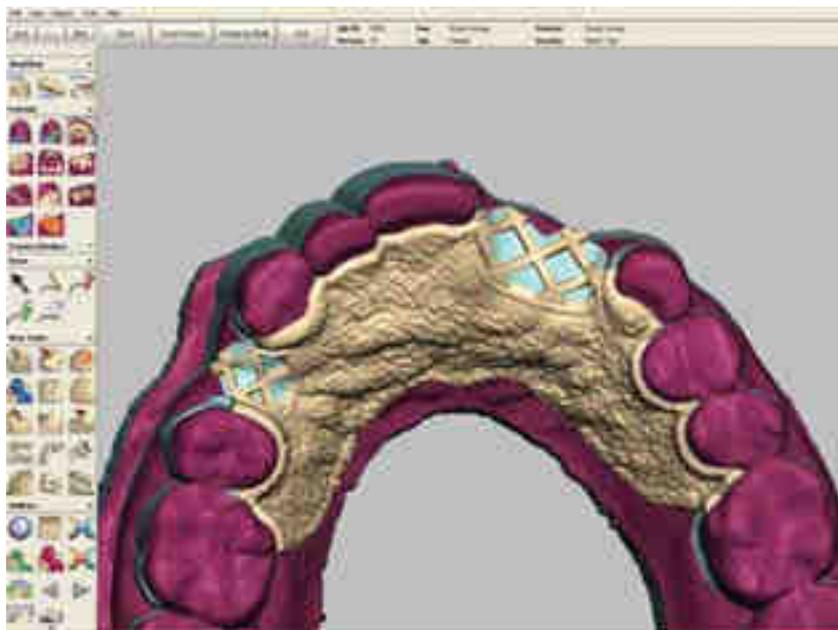


Figure 54 : Connexions principales.

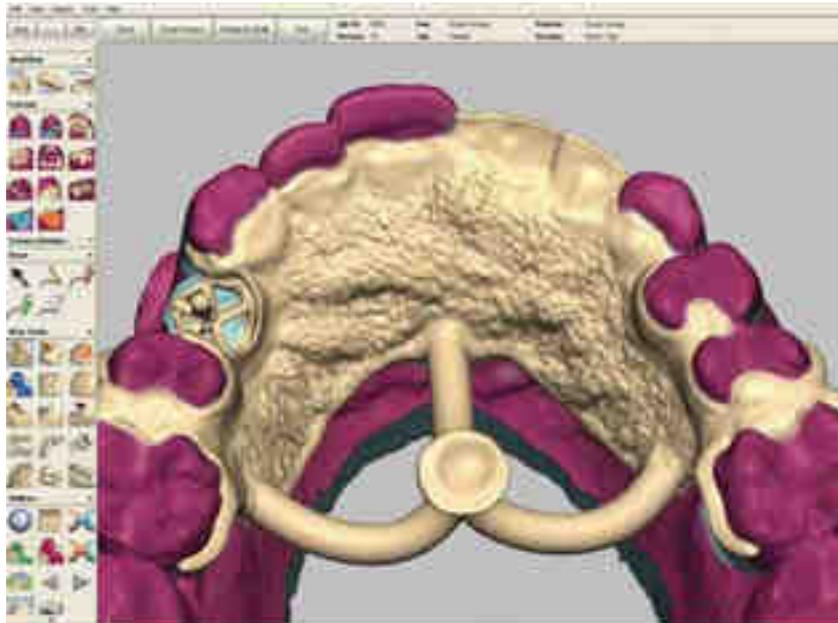


Figure 55 : Tiges de coulée en place.

Le châssis est réalisé virtuellement en mettant en place les selles, les connexions principales, les crochets, les potences et les connexions secondaires. Enfin, les tiges de coulée sont positionnées (figure 54 et 55). Le châssis est individualisé de l’empreinte virtuelle et envoyé à la fabrication par la technique d’impression 3D.



Figure 56 : Préformes en matériau calcinable sur la cire support réalisée par la technique d’impression 3D.



Figure 57 : Modèle sacrificiel.

Une imprimante 3D adaptée à la production de maquettes (ProJet 3000 DP®) réalise le châssis de la prothèse amovible en résine calcinable (figure 54). La cire-support est supprimée et le modèle sacrificiel du châssis est nettoyé (figure 57).



Figure 58 : Modèles sacrificiels positionnés dans les cylindres pour la coulée.

Le modèle sacrificiel du châssis de la prothèse amovible à réaliser est préparé pour une coulée de manière traditionnelle (figure 58).



Figure 59-a.



Figure 59-b.

Figure 59-a et 59-b : Essayage du châssis sur le modèle.

Après la coulée, le châssis est essayé sur le modèle en plâtre (Figure 59-a et 59-b) et le montage des dents prothétiques peut être réalisé.

4.4.3 Troisième cas : Système Digilea® [50]

Comme pour le cas précédent et avant de concevoir le châssis, une empreinte primaire et une empreinte secondaire anatomo-fonctionnelle sont nécessaires.



Figure 60 : Scanner Ovascan® de Cynovad®.

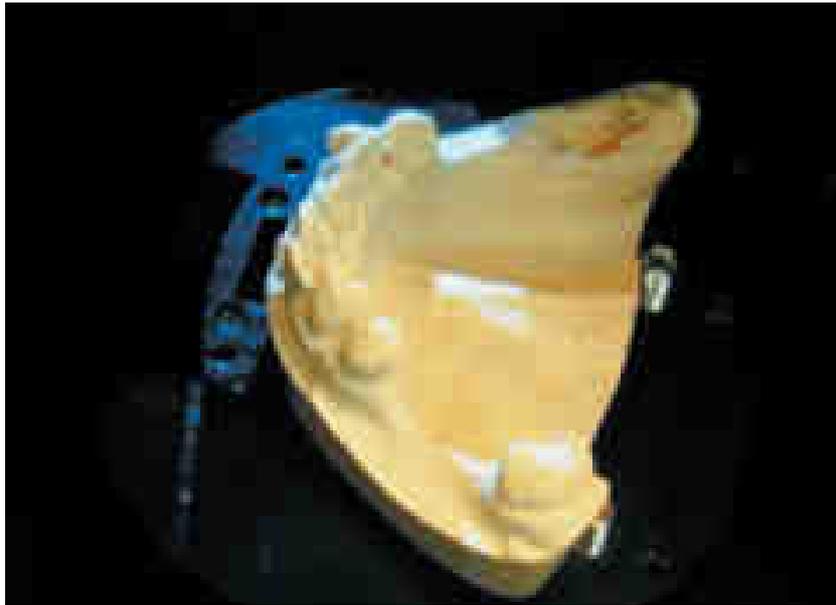


Figure 61 : Scannage du maître modèle. Temps nécessaire de 4 à 5 minutes.

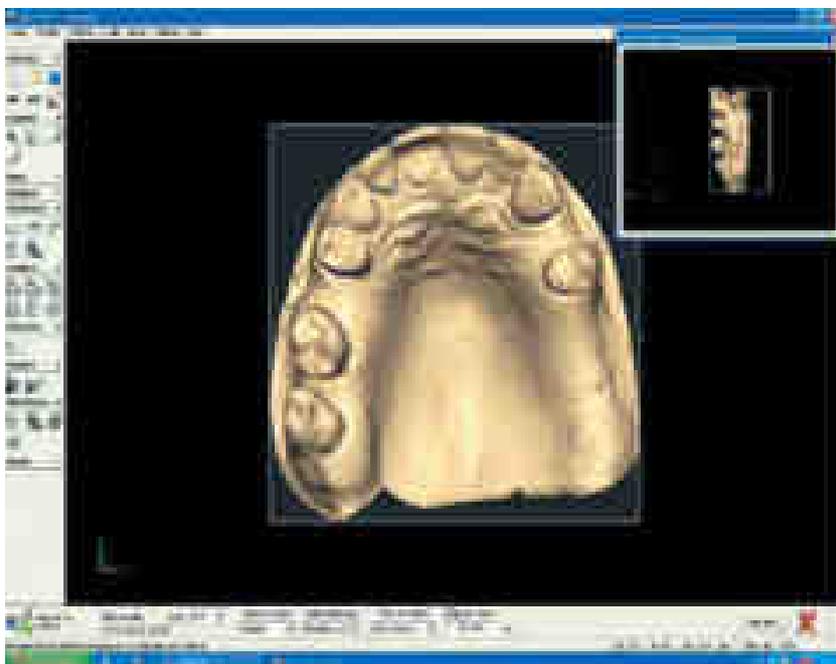


Figure 62 : Démarrage de Digistell V2® et détermination de l'axe d'insertion.



Figure 63 : Détection et comblement automatique des contre-dépouilles.



Figure 64 : À l'aide de la spatule numérique, création des zones de décharge pour les grilles de rétention.



Figure 65 : Tracé des crochets et des potences.



Figure 66 : Dessin du châssis.



Figure 67 : La silhouette du stellite est achevée.

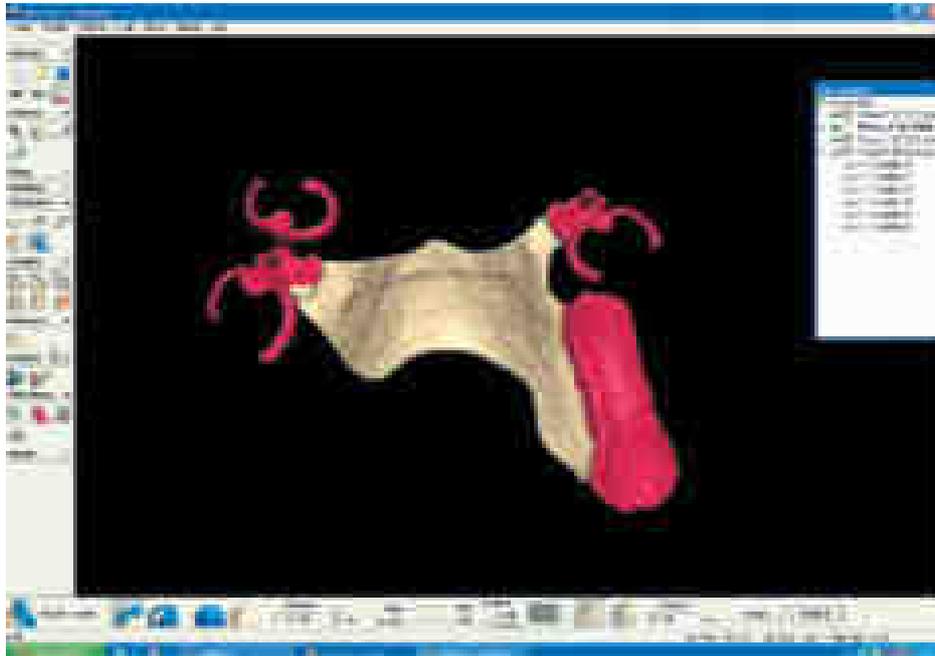


Figure 68 : Application du granité sur l'extrados du châsis.

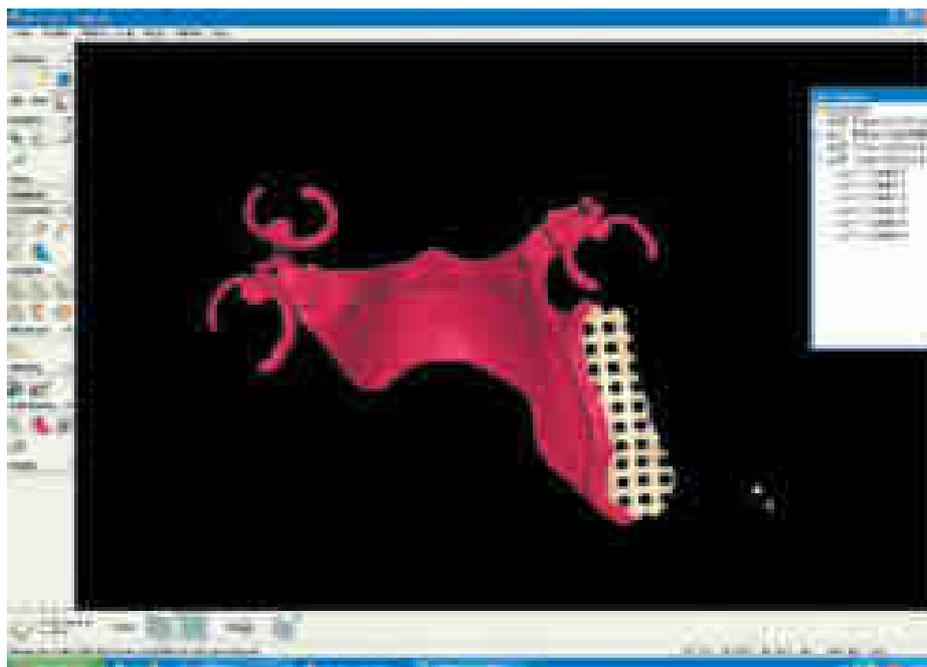


Figure 69 : Création des grilles de rétention.

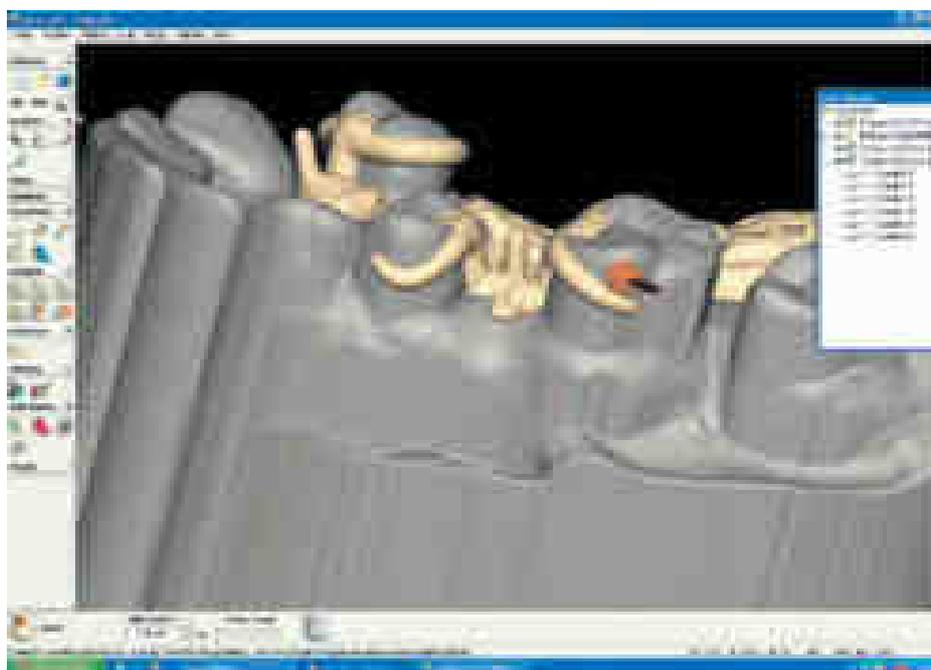


Figure 70 : Retouche du stellite.

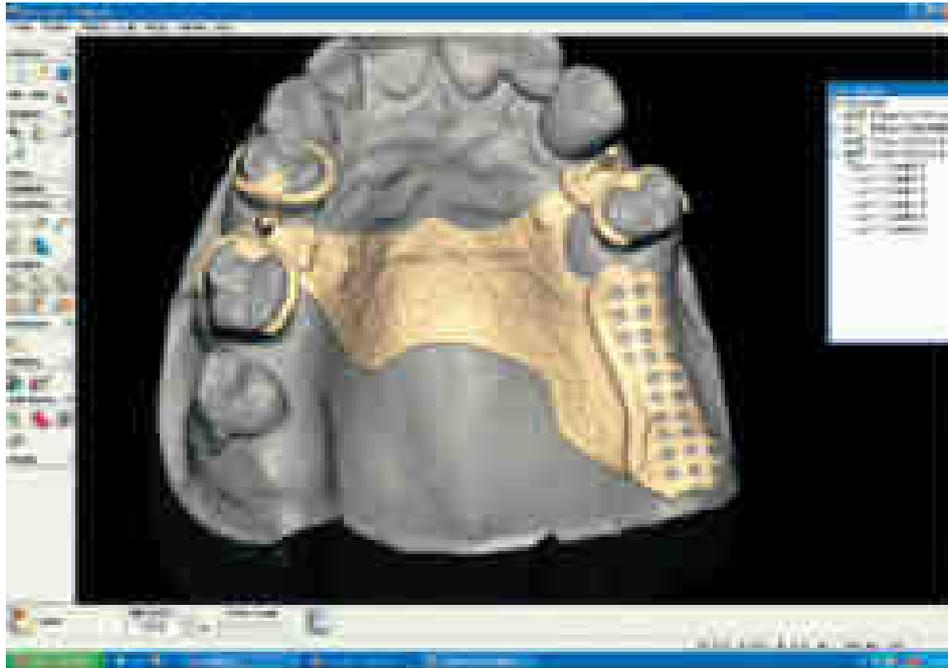


Figure 71 : Conception finalisée du châssis pour envoi en production.



Figure 72 : Impression 3D des maquettes des châssis avec l'imprimante 3D Neo®.



Figure 73 : Stellite en résine repositionné sur le modèle pour contrôle.

Ce deuxième cas, réalisé en 2007, utilise le scanner Ovoscan[®] de Cynovad[®] (figures 60 et 61), la première version du logiciel de conception Digistell[®] de Digilea[®] (figures 62 à 71) et l'imprimante 3D Neo[®] (figures 72 et 73). Il démontre qu'il est possible de réaliser un stellite grâce à des systèmes dits « ouverts ».

4.4.4 Quatrième cas : Conception d'un châssis grâce au logiciel Digistell V2[®] de Digilea[®] [37]

Dans le quatrième cas, la deuxième version du logiciel de conception Digistell V2[®] de Digilea[®] est présentée sous deux exemples. Le premier exemple décrit, par les figures 74 à 81, la conception d'un châssis maxillaire. Le deuxième exemple, illustré par les figures 82 à 86, expose la conception d'un châssis métallique mandibulaire réalisé au CSERD de Montpellier. Un troisième exemple permet de présenter une technique de fabrication par impression (figure 87) utilisable après la conception par Digistell V2[®].

Exemple 1 : conception d'un châssis maxillaire après coulée en plâtre de l'empreinte secondaire réalisée au cabinet dentaire.

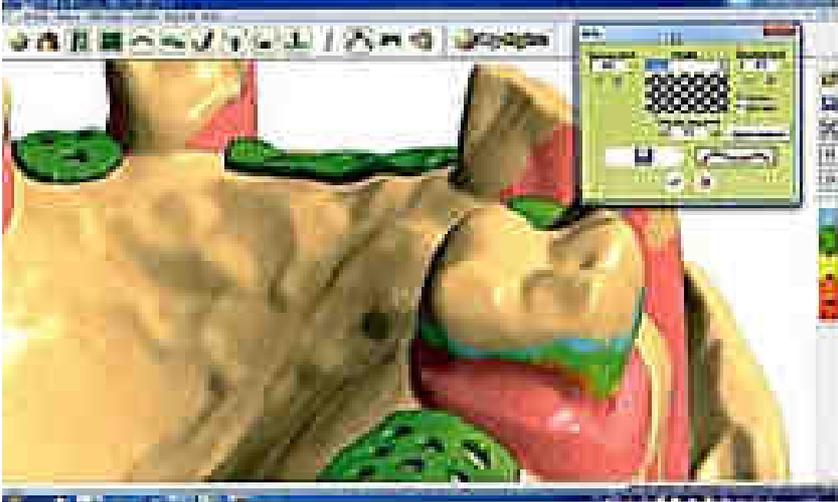


Figure 74 : Cire d'espace virtuelle.

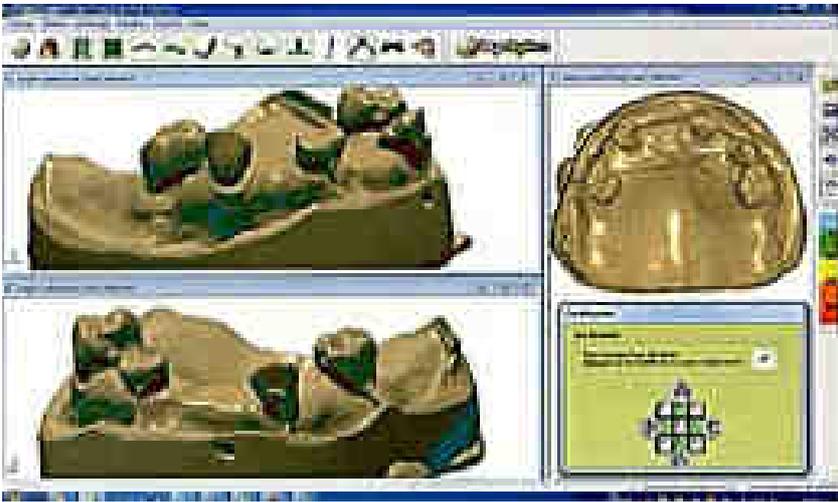


Figure 75 : Détermination visuelle de l'axe d'insertion.

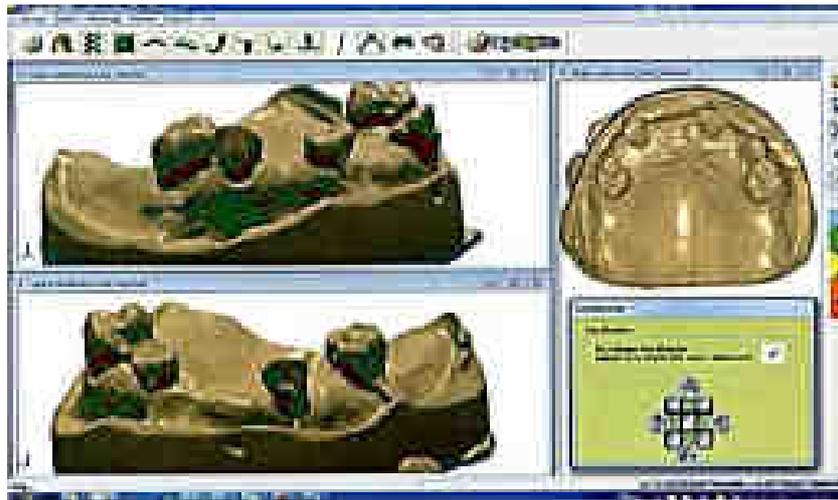


Figure 76 : Comblement des contre-dépouilles.

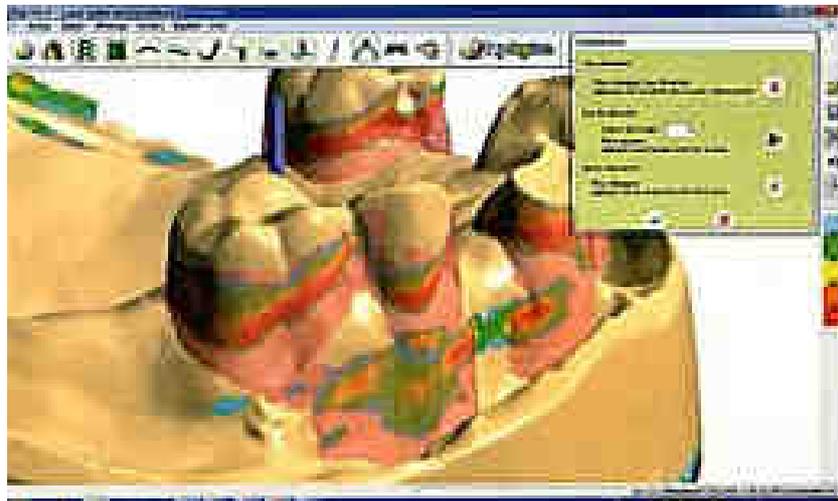


Figure 77 : Positionnement et calibrage visuel des espaces.

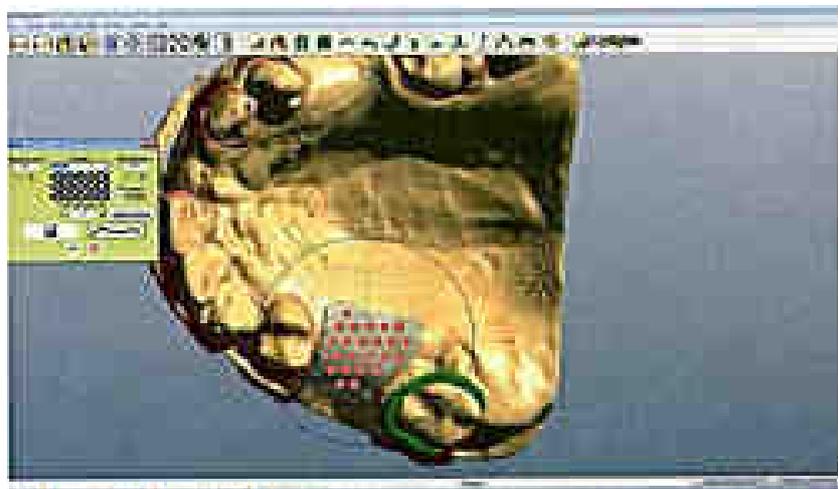


Figure 78 : Positionnement des grilles.

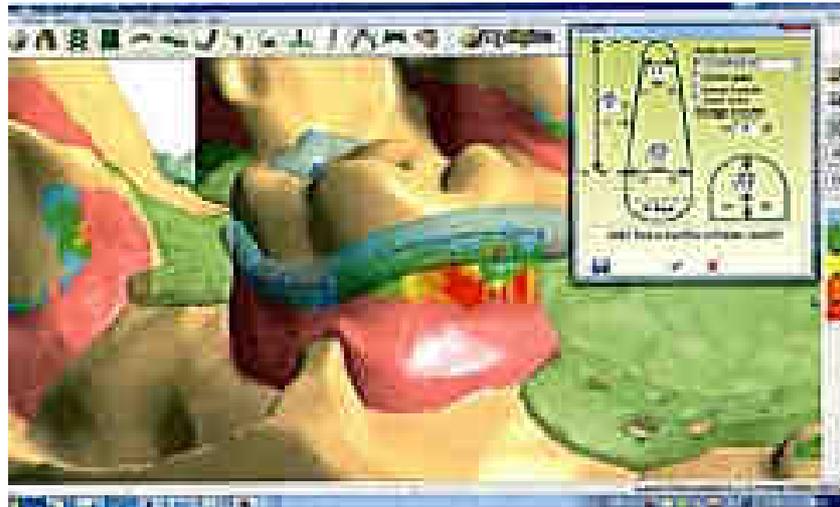


Figure 79 : Tracé des crochets.

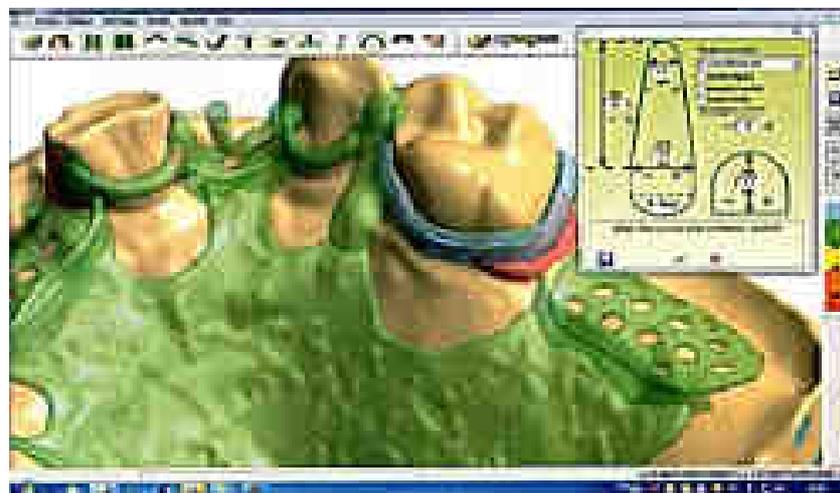


Figure 80 : Tracé des potences.



Figure 81 : Tracé du connecteur principal.

A ce stade, le châssis est prêt à être envoyé vers un centre de production.

Exemple 2 : Conception d'un châssis métallique mandibulaire réalisé au CSERD de Montpellier grâce au logiciel Digistell V2® :



Figure 82-a



Figure 82-b

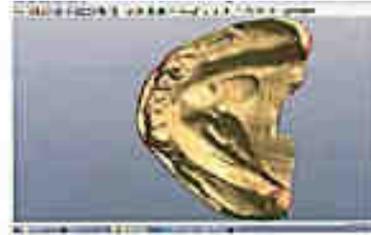


Figure 82-c

Figure 82-a, 82-b et 82-c : Numérisation d'une empreinte après empreinte sous pression occlusale et sur-empreinte à l'alginate.

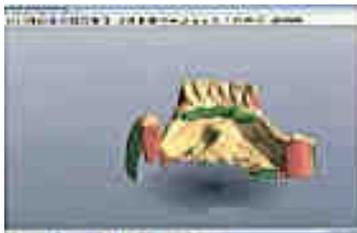


Figure 83-a



Figure 83-b



Figure 83-c

Figure 83-a, 83-b et 83-c : Conception du châssis avec le système Digistell V2®.



Figure 84-a



Figure 84-b

Figure 84-a et 84-b : Positionnement des tiges de coulée et modélisation du châssis pour la fabrication.



Figure 85 : Châssis coulé par méthode traditionnelle.



Figure 86-a



Figure86-b



Figure86-c

Figure 86-a, 86-b et 86-c : Essayage du châssis et montage des dents.

Nous pouvons noter que la deuxième version du logiciel Digistell® (Digistell V2®) est plus agréable visuellement que la première version.

Exemple 3 : Fabrication assistée par ordinateur : impression 3D.

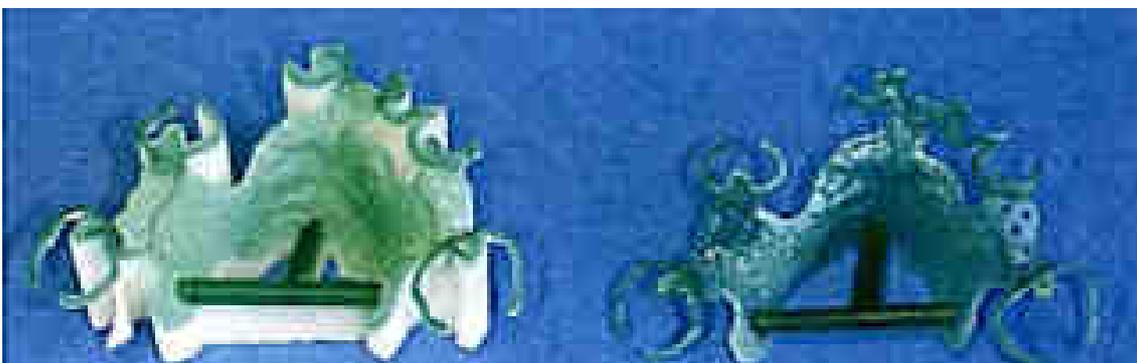


Figure 87 : Impression de la maquette résine du châssis par impression 3D Neo®.

Cet exemple nous présente la fabrication d'un châssis maxillaire par l'imprimante 3D de Neo® après sa conception par le logiciel Digistell V2®.

5 Perspectives et Conclusion.

La CFAO en odontologie a fait son apparition en 1971 grâce à un groupe de chercheurs français, DURET F., DURET B. et PELISSIER B. et avec l'aide du Pr Jacques Dumas. Puis, en 1985, la première couronne CFAO est élaborée lors de l'ADF. Depuis 2000, la CFAO en prothèse amovible partielle prend de l'ampleur grâce à l'évolution de l'informatique.

En ce qui concerne la prothèse amovible partielle, il n'existe pas de procédé d'enregistrement numérique capable d'analyser les mouvements fonctionnels nécessaires à sa réalisation. L'acquisition numérique se fera donc sur le moulage en plâtre d'une empreinte secondaire à l'aide de différentes techniques telles que la lumière structurée, l'utilisation de senseurs mécaniques ou le procédé d'holographie conoscopique. L'objectif étant de transmettre un fichier informatique (type STL) de l'empreinte au logiciel de CAO. Celui-ci permettra à l'opérateur de concevoir virtuellement et en 3D les éléments du châssis de la prothèse. Un nouveau fichier est créé permettant au logiciel de FAO de commander à l'unité de fabrication la confection du châssis directement en métal (fusion laser sélective) ou sous la forme d'un modèle sacrificiel en résine calcinable (impression 3D et stéréolithographie) qui sera coulé par une technique traditionnelle. Dans tous les cas, le montage des dents se fera à la main par le prothésiste.

Actuellement, l'informatique évolue de manière exponentielle entraînant dans son sillage de nombreuses disciplines dont l'odontologie par le biais de la conception et la fabrication assistées par ordinateur. La réalisation de prothèses dentaires, qu'elles soient fixes, implanto-portées ou implanto-stabilisées, amovibles partielles ou complètes, doivent répondre à des impératifs de conception et de fabrication très précis. Ce sont ces impératifs qui freinent la généralisation de la CFAO dans les laboratoires de prothèse et dans les cabinets dentaires. En effet, il est encore difficile de coupler toutes les situations cliniques grâce à la CFAO. Comme de nombreuses sociétés s'attellent à résoudre ces problèmes, les systèmes de CFAO deviennent de plus en plus performants. De plus, face à de nombreuses nouveautés, il est naturel de rester assez sceptiques quant à la fiabilité de ces systèmes. Enfin se pose la question

du remplacement de la main de l'Homme par un outil informatique. Mais gardons en mémoire qu'aucun de ces logiciels, si intuitif soit-il, ne peut concevoir de manière intelligente une prothèse individualisée et esthétique pour nos patients.

Pour parvenir à convaincre les plus sceptiques et généraliser la CFAO en prothèse amovible, il faudra, d'une part, plus d'études scientifiques, comparatives et objectives (la littérature actuelle ayant un faible niveau de preuve de par la nouveauté de cette technologie) et d'autre part, que ces systèmes deviennent plus abordables financièrement pour les laboratoires de prothèse.

Ayant constaté ce que la CFAO peut apporter à l'odontologie, imaginons son impact sur l'évolution de notre discipline. Certains auteurs ont imaginé et dessiné les perspectives d'avenir de notre métier dans un futur plus ou moins proche et vers quelle direction évoluera la chirurgie dentaire en gardant toujours à l'esprit et pour objectif de répondre à une demande de soin, autant pour le patient que pour le praticien. Cette demande se doit d'être de plus en plus performante, individualisable, rapide, esthétique et économique.

En effet, nous pouvons imaginer que chaque cabinet dentaire sera relié au laboratoire de prothèse *via* un réseau internet. Nous aurons dans chaque salle de soins des outils d'empreinte numérique miniaturisés ayant un coût abordable et nous laisserons de côté les techniques d'empreinte classique pour les remplacer par une empreinte en mode dynamique (vidéo) permettant une visualisation du travail en bouche en trois dimensions, de manière réaliste et en temps réel (sur un écran ou un hologramme). Les empreintes seront de plus en plus précises. Ces techniques aideront le praticien dans l'élaboration de son plan de traitement et dans la réalisation des soins. [25] [21] [26] [10] [43]

Au laboratoire de prothèse, un standard de réception des empreintes permettra une communication avec les cabinets dentaires. Ils posséderont des stations de CAO et des machines-outils couplant les techniques de fabrication (addition et soustraction avec différents matériaux). Ainsi les machines de fabrication iront toutes vers la réalisation directe de prothèses dans les matériaux désirés sans passer par un modèle sacrificiel. De même, il est envisageable que les chirurgiens-dentistes aient dans leurs cabinets ces

machines-outils, commandées à distance par les techniciens de laboratoire. [25] [21] [10]

Enfin, d'après une étude parue en 2009, nous pouvons espérer que le montage des dents sur châssis se fera aussi par CFAO en optimisant les forces occlusales au niveau des crêtes édentées et des dents-supports. [41]

Malgré tous les avantages et perspectives d'avenir qu'elle procure, la CFAO en prothèse amovible partielle présente encore quelques inconvénients : [3] [5] [12] [15] [16] [19] [21] [34] [35] [50] [59] [60] [63]

Comparaison de la CFAO en prothèse amovible partielle par rapport à une technique traditionnelle.	
Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> • Economie de matériau [3] [19] [35] [50] • Réduction des matériaux néfastes pour la santé [3] • Rattrapage aisé des échecs de fonderie [3] • Confort de travail amélioré [3] [16] • Risque d'erreur diminué [3] • Précision et qualité accrues des maquettes de châssis [3] [5] [16] [63] • Gain de temps de travail [3] [5] [16] [19] [21] [34] [35] [59] [63] • Délais de fabrication diminués et augmentation de la productivité [3] [15] [16][19] • Polyvalence des machines [3] • Simplicité d'utilisation [3] [34] [60] • Gestion de temps ergonomique [3] • Conservation des fichiers [50] 	<ul style="list-style-type: none"> • Déformation occasionnelle des maquettes lors de la mise en revêtement [3] • Investissement initial lourd [3] [5] [12] [50] [63] • Maintenance des machines et mise à jour des logiciels obligatoires [3] • Fragilité des machines [3] • Apprentissage de l'utilisation des machines et des logiciels [59] • Montage des dents sur le châssis à la main par le prothésiste [51]

« La CAO nous offre un outil pédagogique hors-pair [...] La CFAO révolutionne le monde dentaire : elle ne cesse d'investir les laboratoires, bouleverse notre exercice de l'odontologie et maintenant ... révolutionne les bancs de nos facultés. Chirurgiens-dentistes et prothésistes de laboratoire sont plus que jamais partenaires et doivent s'engager de concert dans cette voie du numérique. Le rôle des universitaires, enseignants-chercheurs, est lourde de responsabilité : par nos choix personnels, nous orientons considérablement la formation clinique des futurs chirurgiens-dentistes et ainsi, à chaque prise de position, nous devons garder en tête nos objectifs premiers : prodiguer aux patients des traitements de qualité, si ce n'est d'excellence.». [37]

Cette réflexion, issue d'un article élaboré par des enseignants du Département de prothèses de l'UFR d'odontologie de Montpellier 1 et des prothésistes, conclut, à juste titre, que l'enseignement apporté aux étudiants dans nos universités façonne leur pratique clinique et ce, tout au long de leur carrière. L'Université de Montpellier met à la disposition de ses étudiants, en salle de simulation pré-clinique, un outil pédagogique de conception de châssis novateur et interactif (Les tracés de châssis y sont réalisés en 3D par informatique). Nous pouvons donc espérer, dans un avenir plus ou moins proche, voir apparaître cette technologie trop méconnue au sein de chacune des UFR d'Odontologie en France. Ainsi, elle apportera sa contribution au développement de la CFAO et deviendra par corrélation un acteur efficace pour la généralisation de cette technologie au sein des cabinets dentaires.

Références Bibliographiques.

1. ARMAND S, LEGAC O, MIR J et ALLARD Y.

Chirurgie implantaire sans lambeau. Intérêt de la robotique passive système ROBODENT®.

Réal Clin 2009;**20**(4):277-290.

2. ATTAL JP et TIRLET G.

La CFAO appliquée à l'odontologie restauratrice et à la prothèse.

Réal Clin 2009;**20**(4):215.

3. BAIXE S, ETIENNE O, KRESS P et TADDEI C.

Apport de la CFAO en prothèse amovible partielle.

Cah Prothèse 2010;**152**:43-59.

4. BIBB R, EGGBEER D et WILLIAMS R.

Rapid manufacture of removable partial denture frameworks.

Rapid Prototyp J 2006;**12**(2):95-99.

5. BIBB RJ, EGGBEER D, WILLIAMS RJ et WONDWARD A.

Trial fitting of a removable partial denture framework made using computer-aided design and rapid prototyping technique.

Proc Inst Mech Eng H 2006;**220**(7):793-797.

6. BOREL JC, SCHITTLY J et EXBRAYAT J.

Manuel de prothèse amovible partielle.

Paris : Masson, 1994.

7. BOUQUET F et FONTENEAU C.

Intégration de la CFAO directe au cabinet dentaire.

Réal Clin 2009;**20**(4):243-249.

8. BYOSYS (Laboratoire).

Podo-orthèse : SYSTEME CFAO ALCOR.

<http://www.byosys.com/-PODO-ORTHESE-Systeme-ALCOR-.html>

9. CAZIER S, CHIEZE JB et HRYCENKO MA.

Place de la CFAO directe en omnipratique : inlay-onlay.

Réal Clin 2009;**20**(4):219-230.

10. Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaire et l'Union Nationale Patronale des Prothésistes Dentaires.

Guide de la cfao. juillet 2009

<http://www.cnifpd.fr/guidecfao/index.html>

11. CHIEZE JB, CAZIER S et MOUSSALY C.

Place de la CFAO en omnipratique: quadrant, couronne, facette.

Réal Clin 2009;**20**(4):231-242.

12. COUDRAY L et ATTAL JP.

CFAO, ce qui change pour le prothésiste.

Réal Clin 2009;**20**(4):217.

13. COUDRAY L, TIRLET G et ATTAL JP.

Les matériaux accessibles en CFAO.

Réal Clin 2009;**20**(4):251-255.

14. DAAS M, DANAN M et DADA K.

Implantologie assistée par ordinateur. La précision des guides stéréolithographiques.

Réal Clin 2009;**20**(4):265-275.

15. DIGILEA SA (Laboratoire).

Digilea.

http://www.digilea.com/Doc_files/Brochure%20DIGILEA.pdf

16. DIGILEA SA (Laboratoire).

Digistell.

http://www.digilea.com/Doc_files/Brochure%20DIGISTELL%203.6.pdf

17. DIGILEA SA (Laboratoire).

Digiscan.

http://www.digilea.com/Doc_files/BROCHURE%20DIGISCAN.pdf

18. DIGILEA SA (Laboratoire).

Prodig.

http://www.digilea.com/Doc_files/Brochure%20PRODIG.pdf

19. DIGILEA SA (Laboratoire).

<http://www.digilea.com>

20. DURET F.

Année 2010, année CFAO
Réal Clin 2009;**20**(4):213-214.

21. DURET F et BLOUIN JL.

De l'empreinte optique à la conception et la fabrication d'une couronne dentaire.
J Dent Qué 1986;**23**:177-180.

22. DURET F.

La CFAO Dentaire, six ans après la première présentation au congrès de l'ADF de 1985.
Actual Odontostomatol (Paris) 1991;175:431-454.

23. DURET F, DURET B et PELISSIER B.

Le temps des pionniers.
Inf Dent 2007a;**89**(29):1659-1662.

24. DURET F, DURET B et PELISSIER B.

Le temps des démonstrations.
Inf Dent 2007b;**89**(29):1663-1668.

25. DURET F, DURET B et PELISSIER B.

Un futur prometteur.
Inf Dent 2007c;**89**(29):1704-1712.

26. DURET F, PELISSIER B et DURET B.

Peut-on envisager de faire des empreintes optiques en bouche?
Stratégie Prothétique 2005;**5**(1):67-74.

27. EGGBEER D, BIBB R et WILLIAMS RJ.

The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks.
Proc Inst Mech Eng H 2005;**219**(3):195-202.

28. ENVISIONTEC (Laboratoire).

Perfactory Buyer's Guide.
http://www.envisiontec.de/fileadmin/pdf/BuyersGuide_en.pdf

29. ETIENNE O, BAIXE S, MAGNIEZ P et coll.

Prothèse amovible partielle et prothèse fixée à armature Zircon : association en prothèse composite.
Cah Prothèse 2010;152:61-70.

30. FICHTINGER G, KAZANZIDES P, OKAMURA AM et coll.

Surgical and Interventional Robotics Part II: Surgical CAD-CAM Systems.
IEEE Robot Autom Mag 2008;**15**(3):94-102.

31. FOUILLOUX I et BEGIN M.

Conception des châssis de prothèse amovible partielle : principes mécaniques.
Cahi Prothèse 2010;**152**:5-11.

32. GARIN C.

Etude comparative de la confection d'une orthèse du tronc par moulage plâtre traditionnel et conception assistée pas ordinateur à propos de vingt cinq adolescents traités pour déformation rachidienne (cyphose et scoliose).

Communication de la SOFCOT. France 1997.

<http://www.orten.fr/documents/document1fr.doc>

33. HAMMOND P, DAVENPORT JC et POTTS AJ.

Knowledge-based design of removable partial dentures using direct manipulation and critiquing.

J Oral Rehabil 1993;**20**(2):115-23.

34. HAN J, WANG Y et LÜ P.

A preliminary report of designing removable partial denture frameworks using a specifically developed software package.

Int J Prosthodont 2010;**23**(4):370-375.

35. HENRY SCHEIN (Laboratoire).

La solution CFAO dentaire.

<http://gbourelly.free.fr/cadcam/BrochureCFAO.pdf>

36. IMA SOLUTION (Laboratoire).

Anatomical modeling.

<http://www.anatomical-modeling.com>

37. JOULLIE K, JULIA M, DURAND JC et coll.

Prothèse amovible partielle à infrastructure métallique : conception du châssis par CAO.

Stratégie Prothétique 2011;**11**(1):1-10.

38. JOURDA G.

Implants et prothèse amovible, apport des châssis à selles disjointes.

Stratégie Prothétique 2002;**2**(5):383-391.

39. JOURDA G et GAILLARD J.

A computer assisted treatment plan.
Dent Technol 1999;3:23-30.

40. KANAZAWA M, INOKOSHI M, MINAKUCHI S et OHBAYASHI N.

Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures.
Dent Mater J 2011;30(1):93-96.

41. KIBI M, ONO T, DONG J et coll.

Development of an RPD CAD system with finite element stress analysis.
J Oral Rehabil 2009;36(6):442-450.

42. LECHNER SK, LECHNER MK et THOMAS GA.

Evaluation of a computer-aided learning program in removable partial denture framework designing.
J Prosthodont 1999;8(2):100-105.

43. LECHNER SK, THOMAS GA et BRADSHAW M.

An interactive multimedia solution to learning removable partial denture design.
J Prosthodont 1998;7(3):177-182.

44. LETHAUS B, KESSLER P, BOECKMAN R et coll.

Reconstruction of a maxillary defect with a fibula graft and titanium mesh using CAD/CAM techniques.
Head Face Med 2010;6:16.

45. LINDQUIST TJ, CLANCY JM, JOHNSON LA et WIEBELT FJ.

Effectiveness of Computer-Aided Removable Partial Denture Design.
J Prosthodont 1997;6(2):122-127.

46. MEDIX (laboratoire)

Prothèse maxillofaciale et conception et fabrication assistées par ordinateur.
<http://www.medix.free.fr/sim/prothese-maxillofaciale-conception.php>

47. MONTENERO J.

La CFAO indirecte dans un laboratoire de prothèse
Réal Clin 2009;20(4):257-263.

48. MOUSSALY C, COUDRAY L, TIRLET G et ATTAL JP.

CFAO, ce qui change pour le praticien.
Réal Clin 2009;20(4):216.

49. MUJAGIC M, MULLER C et ROUSSARIE F.

Orthodontie linguale et CFAO.
Réal Clin 2009;**20**(4):291-301.

50. NEGREL D.

Stellite par CAD/CAM: enfin.
Tech Dent 2007;243:33-38.

51. NEWMAN P.

Chrome partials join the CAD/CAM revolution.
eLABORATE (Sensable) 2010:40-42.

52. NOCINI PF, VERLATO G, FRUSTACI A et coll.

Evidence-based dentistry in oral surgery: could we do better?
Open Dent J 2010;4:77-83.

53. RAYNAL J.

La dentisterie moderne à l'heure de la CFAO directe par le CEREC3 3D.
Fil Dent 2008;33:20-23.

54. ROSENTRITT M, BEHR M, KOLBECK C et HANDEL G.

Marginal Integrity of CAD/CAM Fixed Partial Dentures.
Eur J Dent 2007;**1**(1):25-30.

55. SANTONI P.

Maîtriser la prothèse amovible partielle. Collection JPIO.
Paris : Cdp, 2004.

56. SCHITTLY E.

L'occlusion en prothèse amovible partielle : transfert du moulage mandibulaire sur l'articulateur.
Cah Prothèse 2010;152:23-34.

57. SCHITTLY J et SCHITTLY E.

Prothèse amovible partielle, clinique et laboratoire.
Paris : CdP, 2006.

58. SINT-TECH (laboratoire)

ST2724G

http://www.dentinov.fr/ST2724G_doc_technique.pdf

59. TROST L, STINES S et BURT L.

Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice.

J Am Dent Assoc 2006;**137**:32S-36S.

60. UDELL S et SCHWALBE J.

Going Digital With Partials.

J Dent Technol 2009;**26**(4):1-8.

61. UNGER F.

La CFAO en Question.

Focus Clinique, le fil dentaire, 09/05/2008:16-18,

<http://www.lefildentaire.com/articles/clinique/autres/267-la-cfao-en-questions>

62. WILLIAMS RJ, BIBB RJ et EGGBEER D.

CAD/CAM-fabricated removable partial-denture alloy framework.

Pract Proced Aesthet Dent 2008;**20**(6):349-351.

63. WILLIAMS RJ, BIBB RJ, EGGBEER D et COLLIS J.

Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework.

J Prosthet Dent 2006;**96**(2):96-99.

64. WILLIAMS RJ, BIBB RJ et RAFIK T.

A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying.

J Prosthet Dent 2004;**91**(1):85-88.

65. WITKOWSKIA S et LANGE R.

Applications de la stéréolithographie dans la technique dentaire.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 2003;**113**(8):879-884.

66. WU L, LÜ PJ, WANG Y et coll.

Computer aided design and computer aided manufacture of sacrificial pattern of removable partial denture framework.

Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2006;**41**(7):432-435.

67. 3SHAPE (Laboratoire)

Innovative solutions empowering dental technicians.

<http://www.dental->

tribune.com/uploads/downloads/e5d03618b1451487ed42dfec90b5de1e.pdf

Annexes

Annexe 1 : Adaptation des techniques de fabrication additive et soustractive en fonction du champ d'application. [10].....	35
--	----

Table des illustrations

Figure 1 : Edentement partiel de classe I de Kennedy. [37].....	12
Figure 2 : Essayage clinique après réalisation de la prothèse amovible partielle au laboratoire de prothèse par méthode traditionnelle.[37].....	12
Figure 3 : Triangulation laser. [10].....	26
Figure 4 : Lumière structurée. [10]	26
Figure 5 : Différence entre la triangulation laser et l’holographie conoscopique (Conoscopic Holography). [10].....	27
Figure 6 : Bras à retour de force (Phantom®). [27]	28
Figure 7 : Visualisation virtuelle de l’empreinte scannée. [27]	29
Figure 8 : Mise en évidence des contre-dépouilles. [27]	30
Figure 9 : Comblement des contre-dépouilles. [27]	30
Figure 10 : Mise en place des espaceurs au niveau des crêtes édentées. [27]	31
Figure 11 : Conception du châssis : taquets occlusaux (a), grille de rétention (b), barre linguale (c), limite de la résine (d), bras de stabilisation (e), potence (f). [27]	31
Figure 12 : Modélisation du châssis avec la fabrication. [27].....	32
Figure 13 : Impression de la maquette résine du châssis par impression 3D. [37].....	37
Figure 14 : Schéma de fabrication par stéréolithographie. [10]	38
Figure 15 : Prévisualisation d’un châssis avec les tiges de consolidation. [27]	39
Figure 16 : Production de châssis en résine par le système Perfactory®. [10].....	39
Figure 17 : Couronnes et châssis réalisés pas micro-fusion laser (machine PM100). [10].....	40
Figure 18 : Digiscan®. [17]	42
Figure 19 : Scanne par lumière structurée de l’empreinte secondaire positionnée sur la rotule mobile. [15]	42
Figure 20 : Module de parallélisation. [16]	43
Figure 21 : Affichage des contre-dépouilles. [16].....	43
Figure 22 : Interface du logiciel Digistell®. [16]	44
Figure 23 : Prévisualisation du châssis. [15].....	44
Figure 24 : Individualisation du châssis avant fabrication. [15].....	45
Figure 25 : Brut usiné. [15]	45
Figure 26: PRODIG®, PRODIG® Advanced® et PRODIGISTELL®. [18]	46
Figure 27 : Scanner DP710®. [67]	47
Figure 28 : Logiciel Removable Partial Design®: contre-dépouilles. [67].....	48
Figure 29 : Logiciel Removable Partial Design® : grilles de rétention et connecteurs principaux. [67]	48
Figure 30: Logiciel Removable Partial Design® : connexion des crochets. [67].....	48

Figure 31 : Application du granité et prévisualisation avec la fabrication. [67].....	49
Figure 32 : Essayage de la prothèse en résine. [67]	49
Figure 33 : Visualisation des contre-dépouilles. [60]	50
Figure 34 : Comblement des contre-dépouilles. [60]	50
Figure 35 : Conception du châssis. [60]	51
Figure 36 : Réglage des crochets. [60]	51
Figure 37 : Réglage des selles. [60]	51
Figure 38 : Adjonction des tiges de coulée. [60]	52
Figure 39 : Essayage du modèle sacrificiel sur le modèle en plâtre. [60]	52
Figure 40 : Préparation de la coulée par les techniques traditionnelles. [60]	53
Figure 41 : Finitions. [60]	53
Figure 42 : Paralléliseur. [37].....	55
Figure 43 : Cire d'espacement. [37].....	56
Figure 44 : Tracé du châssis sur le duplicata. [37].....	56
Figure 45 : Réalisation de la maquette en cire du châssis.[37].....	56
Figure 46 : SensAble System®, bras à retour de force. [51].....	57
Figure 47 : Affichage tridimensionnel. [51].....	58
Figure 48 : Logiciel de CAO. [51].....	58
Figure 49 : Axe d'insertion défini par dégradé de couleurs. [51].....	59
Figure 50 : Mise en évidence des contre-dépouilles en fonction des lignes guides. [51].....	59
Figure 51 : Contre-dépouilles. [51].....	60
Figure 52 : Espacement prothétique. [51].....	60
Figure 53 : Dessin du châssis. [51].....	61
Figure 54 : Connexions principales. [51].....	61
Figure 55 : Tiges de coulée en place.[51].....	62
Figure 56 : Préformes en matériau calcinable sur la cire support réalisée par la technique d'impression 3D. [51].....	62
Figure 57 : Modèle sacrificiel. [51].....	63
Figure 58 : Modèles sacrificiels positionnés dans les cylindres pour la coulée.[51]....	63
Figure 59-a et 59-b : essayage du châssis sur le modèle.[51].....	64
Figure 60 : Scanner Ovascan® de Cynovad®. [50].....	65
Figure 61 : Scannage du maître modèle. Temps nécessaire de 4 à 5 minutes. [50]....	66
Figure 62 : Démarrage de Digistell V2® et détermination de l'axe d'insertion. [50]...	66
Figure 63 : Détection et comblement automatique des contre-dépouilles. [50].....	67
Figure 64 : À l'aide de la spatule numérique, création des zones de décharges pour les grilles de retentions. [50].....	67
Figure 65 : Tracé des crochets et des potences. [50].....	68

Figure 66 : Dessin du châssis. [50]	68
Figure 67 : La silhouette du stellite est achevée. [50].....	69
Figure 68 : Application du granité sur l’extra-dos du châssis. [50]	69
Figure 69 : Création des grilles de rétention. [50]	70
Figure 70 : Retouche du stellite. [50]	70
Figure 71 : Conception finalisée du châssis pour envoi en production. [50]	71
Figure 72 : Impression 3D des maquettes des châssis avec l’imprimante Neo®.[50]..	71
Figure 73 : Stellite en résine repositionné sur le modèle pour contrôle.[50]	72
Figure 74 : Cire d’espacement virtuelle. [37].....	73
Figure 75 : Détermination visuelle de l’axe d’insertion. [37].....	73
Figure 76 : Comblement des contre-dépouilles. [37].....	74
Figure 77 : Positionnement et calibrage visuel des espacements. [37].....	74
Figure 78 : Positionnement des grilles. [37].....	74
Figure 79 : Tracé des crochets. [37].....	75
Figure 80 : Tracé des potences. [37].....	75
Figure 81 : Tracé du connecteur principal. [37].....	75
Figure 82-a, 82-b et 82-c : Numérisation d’une empreinte après empreinte sous pression occlusale et sur-empreinte à l’alginate. [37].....	76
Figure 83-a, 83-b et 83-c : Conception du châssis avec le système Digistell V2®. [37].....	76
Figure 84-a et 84-b : Positionnement des tiges de coulée et modélisation du châssis pour la fabrication. [37].....	76
Figure 85 : Châssis coulé par la méthode traditionnelle. [37].....	77
Figure 86-a, 86-b et 86-c : Essayage du châssis et montage des dents. [37].....	77
Figure 87 : Impression de la maquette résine du châssis par impression 3D Neo®. [37].....	77

DRUGEAU (Kévin) – Conception et la fabrication assistées par ordinateur pour une prothèse amovible partielle. 92 f. ; 87 ill. ; 1 tabl. ; 67 ref. ; 30cm. (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2012)

RESUME

La Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur pour une prothèse amovible partielle comprend trois étapes : l'acquisition numérique, la conception et la fabrication. L'acquisition numérique se fera sur le moulage en plâtre issu d'une empreinte secondaire. Un fichier informatique est transmis au logiciel de CAO. L'opérateur conçoit virtuellement et en 3D les éléments du châssis de la prothèse. Le logiciel de FAO commande à l'unité de fabrication la confection du châssis en métal (fusion laser sélective) ou sous la forme d'un modèle sacrificiel en résine calcinable (impression 3D et stéréolithographie) qui sera coulée par un technique traditionnelle.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT

Odontologie Restauratrice

MOTS CLES MESH

Prothèse Dentaire Partielle Amovible – Denture, Partial, Removable
Conception assistée par ordinateur – Computer-aided design
Technologie Dentaire – Technologie, Dental

JURY

Président : M. le Professeur AMOURIQ Yves

Assesseur : M. le Docteur LE GUEHENNEC Laurent

Assesseur : M. le Docteur FRUCHET Aurélien

Directeur de thèse : M. le Docteur LE BARS Pierre