

2019

N° 3553

NOUVELLES TECHNIQUES NUMÉRIQUES EN PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée
et soutenue publiquement par

SYLVAIN BARBET
Né le 16/12/1989

le 27/06/2019 devant le jury ci-dessous

Président :	Monsieur le Professeur	Yves AMOURIQ
Assesseur :	Monsieur le Docteur	François BODIC
Assesseur :	Monsieur le Docteur	Hervé NÉMIROVSKY
Invité :	Monsieur le Docteur	Édouard LANOISELÉE
Invité :	Monsieur	Pascal BONGERT
Directrice de thèse :	Madame le Docteur	Fabienne JORDANA

UNIVERSITE DE NANTES	
Président Pr LABOUX Olivier	
	
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen Pr GIUMELLI Bernard	
Assesseurs Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte	M. LESCLOUS Philippe
M. AMOURIQ Yves	Mme PEREZ Fabienne
M. BADRAN Zahi	M. SOUEIDAN Assem
M. GIUMELLI Bernard	M. WEISS Pierre
M. LE GUEHENNEC Laurent	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES	
M. BOULER Jean-Michel	
MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES	
Mme VINATIER Claire	
PROFESSEURS EMERITES	
M. BOHNE Wolf	M. JEAN Alain
PRATICIENS HOSPITALIERS	
Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier)	Mme HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel)
Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Mme RICHARD Catherine (Praticien Attaché)
MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.
M. AMADOR DEL VALLE Gilles	M. ALLIOT Charles
M. ARMENGOL Valérie	M. AUBEUX Davy
Mme BLERY Pauline	Mme BARON Charlotte
M. BODIC François	Mme BEURAIN-ASQUIER Mathilde
Mme CLOITRE Alexandra	M. BOUCHET Xavier
Mme DAJEAN-TRUDAUD Sylvie	Mme BRAY Estelle
Mme ENKEL Bénédicte	M. GUIAS Charles
M. GAUDIN Alexis	M. HUGUET Grégoire
M. HOORNAERT Alain	M. KERIBIN Pierre
Mme HOUCHMAND-CUNY Madline	Mme LE LAUSQUE Julie
Mme JORDANA Fabienne	Mme LEMOINE Sarah
M. KIMAKHE Saïd	M. NEMIROVSKY Hervé
M. LE BARS Pierre	M. OUVRARD Pierre
Mme LOPEZ-CAZAUX Serena	M. RETHORE Gildas
M. NIVET Marc-Henri	M. SARKISSIAN Louis-Emmanuel
Mme RENARD Emmanuelle	Mme WOJTIUK Fabienne
M. RENAUDIN Stéphane	
Mme ROY Elisabeth	
M. STRUILLLOU Xavier	
M. VERNER Christian	
ENSEIGNANTS ASSOCIES	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)
Mme MERAMETDJIAN Laure (Maître de Conférences Associé)	

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 seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

REMERCIEMENTS :
A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger des Recherches

Département de Prothèses

Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale

-NANTES-

Je vous remercie, Professeur AMOURIQ, pour m'avoir fait l'honneur de présider cette thèse.

Pour vos enseignements et l'intérêt que vous suscitez pour votre discipline.

REMERCIEMENTS :

A Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centre de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Bordeaux

Département des Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,

Biophysique, Radiologie

-NANTES-

Je vous remercie, Docteur JORDANA, pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.

Pour votre patience et votre optimisme en toutes circonstances.

Pour vos précieux conseils, votre réactivité et votre disponibilité permanente lors des corrections.

REMERCIEMENTS :
A Monsieur le Docteur François BODIC

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centre de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Département de Prothèses

-NANTES-

Je vous remercie, Docteur BODIC, pour m'avoir fait l'honneur de faire partie de ce jury.

REMERCIEMENTS :

A Monsieur le Docteur Hervé NÉMIROVSKY

Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Département de Prothèses

-NANTES-

Je vous remercie, Docteur NÉMIROVSKY, pour m'avoir fait l'honneur de faire partie de ce jury.

REMERCIEMENTS :
A Monsieur le Docteur Édouard LANOISELÉE
et
A Monsieur Pascal BONGERT

Je vous remercie, Docteur LANOISELÉE et Monsieur BONGERT, de m'avoir permis de découvrir les nouvelles méthodes de réalisation prothétique grâce à la visite du Laboratoire BONGERT de La Roche-sur-Yon et de m'avoir fait l'honneur d'être présents le jour de ma soutenance de thèse.

TABLE DES MATIERES

1. INTRODUCTION	11
2. LA PROTHESE ADJOINTE PARTIELLE A CHASSIS METALLIQUE	13
2.1. Indications générales	13
2.2. PAP, alternative à l'implantologie	14
2.3. Description	15
2.3.1. Vue d'ensemble	15
2.3.2. Armature	16
2.3.3. Selles prothétiques	16
2.3.4. Barres cingulaires et coronaires	17
2.3.5. Taquets occlusaux	17
2.3.6. Connexions	17
2.3.7. Moyens d'ancrage	18
2.3.7.1. Crochets	18
2.3.7.2. Attachements de précision	20
2.4. Impératifs mécaniques et esthétiques	21
2.4.1. Triade d'équilibre définie par Housset	21
2.4.1.1. Sustentation	21
2.4.1.2. Stabilisation	21
2.4.1.3. Rétention	22
2.4.2. Choix et qualité des matériaux	22
2.4.2.1. Alliage	22
2.4.2.2. Résine	23
2.4.3. Intégration esthétique	23
2.4.3.1. Validation du projet esthétique	23
2.4.3.2. Références occlusales	23
3. PROTOCOLE CONVENTIONNEL ET SOURCES D'ERREURS	24
3.1. Examen clinique	24
3.2. Traitements pré-prothétiques	25
3.2.1. Détermination de l'axe d'insertion	25
3.2.2. Préparations coronaires spécifiques	26
3.2.3. Chirurgie muco-gingivale	28
3.2.4. Chirurgie osseuse	29
3.3. Empreintes	29
3.4. Modèles en plâtre	31
3.5. Montage en articulateur	31
3.6. Conception de l'armature	32
3.7. Réalisation de la maquette en cire	32
3.8. Coulée du châssis	33
3.9. Meulage et polissage de l'armature	33
3.10. Réalisation des selles prothétiques	33
3.11. Finitions	34

4.	NOUVELLES TECHNIQUES DE REALISATION NUMERIQUES	35
4.1.	Utilisation du scanner optique 3D au cabinet dentaire	35
4.1.1.	Fonctionnement et protocole d'utilisation	35
4.1.1.1.	La triangulation active	35
4.1.1.2.	La photogrammétrie	36
4.1.1.3.	La microscopie confocale	37
4.1.2.	Avantages et limitations	38
4.2.	Utilisation du scanner optique 3D au laboratoire de prothèse	40
4.2.1.	Fonctionnement et protocole d'utilisation	40
4.2.2.	Avantages et limitations	41
4.3.	Conception de l'armature par logiciel de modélisation 3D	41
4.3.1.	Fonctionnement et protocole d'utilisation	41
4.3.1.1.	Mise en évidence des zones de rétention	42
4.3.1.2.	Mise en place des zones espacées	42
4.3.1.3.	Modélisation des éléments du châssis	43
4.3.2.	Avantages et limitations	44
4.4.	Réalisation de maquette par impression 3D	45
4.4.1.	Fonctionnement et protocole d'utilisation	45
4.4.1.1.	Impression 3D par apposition de matériau fondu (OU FDM)	46
4.4.1.2.	Stéréolithographie (OU 3D LAYERING)	46
4.4.2.	Avantages et limitations	48
4.5.	Réalisation de châssis métallique par micro-fusion LASER	49
4.5.1.	Fonctionnement et protocole d'utilisation	49
4.5.1.1.	Frittage et fusion	49
4.5.1.2.	Fonctionnement de la fabrication par micro-fusion LASER	50
4.5.2.	Avantages et limitations	52
4.5.2.1.	Précision	52
4.5.2.2.	Propriétés mécaniques	52
4.5.2.3.	Confort pour le patient	54
4.5.2.4.	Impact économique	54
5.	DISCUSSION	55
5.1.	Rôle de l'informatique	55
5.2.	Mise en place d'un flux numérique	56
6.	PERSPECTIVES	57
6.1.	Application du flux numérique en prothèse adjointe complète	57
6.2.	Châssis métallique contre châssis polymère	58
6.3.	Réalisation de prothèse adjointe provisoire au cabinet dentaire	59
7.	CONCLUSION	60
	BIBLIOGRAPHIE	61
	TABLE DES TABLEAUX	68
	TABLE DES ILLUSTRATIONS	69

1. INTRODUCTION

Les premiers articles relatifs à la conception et à la fabrication assistées par ordinateur (CFAO) ont été publiés dans les années 1960. Par exemple, en 1963, la présentation du « Sketchpad » par Ivan E. Sutherland, un précurseur des programmes utilisant un crayon optique, ancêtre du curseur moderne (1).

Les principes de la CFAO appliquées à l'art dentaire sont énoncés dans la thèse d'exercice de François Duret datant de 1973 intitulée « Empreinte optique » (3, 4) reprise par Jean et Estelle Schittly dans leur ouvrage (2) :

- Réaliser une empreinte pouvant être numérisée.
- Modéliser l'empreinte grâce à un logiciel informatique.
- Usiner l'élément prothétique dans une machine-outil reliée à un ordinateur.

Au cours des dix dernières années, la CFAO a connu un essor en prothèse dentaire grâce aux améliorations de l'informatique permettant de modéliser et de réaliser des éléments prothétiques directement au cabinet dentaire (5). En 2005, les premières prothèses amovibles faisant appel au prototypage rapide (RP) pour la réalisation de châssis métalliques apparaissent sur le marché.

La prothèse amovible partielle (PAP) n'est pas un simple procédé de remplacement de dents absentes (6). Sa réalisation est un acte thérapeutique qui intègre un ensemble de connaissances biologiques, physiologiques et mécaniques et celles-ci sont, à l'instar de la prothèse conjointe, en évolution (7) (fig. 1). Avec l'apparition de la conception et de la réalisation assistées par ordinateur, ainsi que des nouvelles méthodes d'empreintes optiques et de fabrication par impression en trois dimensions (3D) (additives ou soustractives), la PAP entre elle aussi dans l'époque numérique.

Depuis l'adoption par la majorité des chirurgiens-dentistes et des prothésistes dentaires de l'armature en alliage cobalt-chrome (8), la réalisation de PAP comprenait une série de navettes entre le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse : des étapes d'empreintes, d'essayages divers de maquettes d'occlusion ou du châssis en lui-même et pour le prothésiste des étapes de réalisation de duplicata et la délicate opération d'injection du métal en fusion.

À la suite de nombreuses années d'application de ces techniques conventionnelles (9, 10), nous sommes en mesure de faire un bilan des avantages et inconvénients des différentes techniques.

L'apport de la numérisation de l'empreinte et des modèles positifs de travail, qui permet de renseigner le prothésiste de la réalité du cas clinique de la façon la plus fidèle possible, ainsi que l'impression 3D de maquettes en résine ou de châssis métalliques a pour objectifs de rendre la réalisation plus rapide, de réduire le nombre d'étapes au cabinet, de permettre au prothésiste de travailler plus rapidement en diminuant le risque de mauvaise coulée du métal et d'apporter un confort accru pour les patients (11, 12).

Tout d'abord, il sera nécessaire de faire la description des rôles de la PAP, de ses différentes parties constitutives, ainsi que les différentes étapes de réalisation conventionnelles et les erreurs éventuelles associées au processus de fabrication.

Ensuite, les nouvelles technologies mises au service de la PAP seront détaillées en évaluant les avantages de leur utilisation.

Enfin, nous prendrons en compte l'impact de cet apport au sein du cabinet dentaire et du laboratoire de prothèse.

Les technologies évoluant, les praticiens étant de plus en plus tournés vers l'utilisation de l'ordinateur au cabinet, d'autres questions vont se poser quant à l'évolution de la profession et de son rapport avec le métier d'info-prothésiste et de ce qu'il sera possible de réaliser directement au fauteuil.



*Figure 1 : Prothèse adjointe partielle réalisée pour le roi Guillaume IV d'Angleterre (début du XIX^{ème} siècle)
Bromwich K. The Guardian. 2018*

2. LA PROTHESE ADJOINTE PARTIELLE A CHASSIS METALLIQUE

2.1. Indications générales

D'après les dernières données démographiques fournies par l'INSEE, la population française tend à vivre plus longtemps : une femme vivrait en moyenne 85,4 ans et un homme 79,3 ans (Bilan démographique de 2016) (13).

Ceci a pour effet de générer une augmentation de la population susceptible de souffrir d'une édentation partielle, population pouvant être compensée par une d'une prothèse adjointe partielle.

D'après la Haute Autorité de Santé, la PAP est un moyen de répondre à plusieurs objectifs (14) :

- Rétablir la fonction (mastication, phonation et déglutition).
- Rétablir l'esthétique et la dimension verticale d'occlusion.
- Assurer la pérennité des dents restantes en les stabilisant, en les empêchant de migrer et de subir des surcharges occlusales.
- Retrouver des rapports inter-arcades équilibrés.

Jean et Estelle Schittly précisent les exigences en lien avec la mise en place d'un traitement prothétique par PAP (2) :

- Traiter les pathologies de l'appareil manducateur.
- Renforcer ou rétablir les différentes fonctions de l'appareil manducateur.
- Satisfaire les demandes du patient en matière de confort et d'esthétique.
- Faciliter les mesures d'hygiène selon les possibilités physiques et psychiques du patient.
- A moyen et long-terme, ne pas avoir d'action pathogène sur les structures d'appui.
- Comporter des composants prothétiques résistant à l'épreuve du temps.

La prise de décision pour poser l'indication d'un traitement prothétique est l'aboutissement de l'appréciation de différents paramètres propres au cas clinique considéré, liés à la configuration de l'appareil manducateur induits par l'état général du patient.

Il faut également s'assurer de la stabilité du parodonte sur le moyen-terme, dans le cas contraire, le plan de traitement se tournera vers la PAP provisoire en résine.

Les indications de la réalisation de PAP provisoire, souvent utilisées dans des plans de traitement nécessitant l'observation d'un temps de cicatrisation après avulsion (15) :

- Absence de période d'édentement visible par les proches et l'entourage du patient
- Préservation de l'esthétique dentaire et facial
- Habituation du patient n'ayant jamais été appareillé au port d'un élément prothétique
- Conservation d'une capacité masticatoire fonctionnelle

La réussite du traitement, et donc la pérennité de la restauration prothétique, est le résultat de l'obtention et du maintien d'un équilibre touchant les deux structures en présence : un équilibre prothétique et un équilibre tissulaire.

Une mauvaise adaptation de la prothèse à son environnement tissulaire entraîne un déséquilibre prothétique qui lui-même entraîne un déséquilibre tissulaire, conséquences indissociables et interdépendantes qui ne font que s'aggraver dans le temps pour aboutir, parfois, à des situations d'une certaine gravité.

2.2. PAP, alternative à l'implantologie

Actuellement, on peut considérer que, sans tenir compte du facteur financier, le choix d'un traitement par PAP résulte de la contre-indication de l'implantologie (2).

En effet, lors de la première consultation et de la lecture du questionnaire médical complété par le patient, il est possible de déterminer des contre-indications à l'implantologie, qui peuvent être générales ou locales et qualifiées d'absolues, de relatives ou de temporaires :

- Contre-indications générales absolues – les implants dentaires ne peuvent pas être envisagés dans les cas suivants :
 - Cardiopathies valvulaires
 - Infarctus récent
 - Rhumatisme articulaire aigu ou maladie de Bouillaud
 - Cancer en évolution ou lié aux os
 - Epilepsie
 - Immunodéficience acquise ou congénitale
 - Certains problèmes psychiatriques comme les névroses ou les psychoses
 - Certaines maladies osseuses affectant le métabolisme comme l'ostéoporose
 - Radiothérapie
 - Patient sous traitements par bisphosphonates administrés par injection.

- Contre-indications relatives – les implants dentaires peuvent être envisagés seulement après qu'un problème spécifique ait été résolu ou tout du moins équilibré afin de ne pas provoquer de conséquences néfastes pour le maintien de l'implant :
 - Diabète non équilibré
 - Angine de poitrine ou angor
 - Ethylisme ou la toxicomanie
 - Tabagisme important
 - Certaines maladies psychiatriques comme la schizophrénie ou la démence sénile
 - Maladie parodontale
 - Bruxisme
 - Hygiène buccale insuffisante ou présence de foyers infectieux dentaires.

- Contre-indications temporaires :
 - Grossesse
 - Âge – il est recommandé de ne pas intervenir avant la fin de la croissance soit avant l'âge de 16 à 17 ans pour les filles et 17 à 18 ans chez les garçons.
- Contre-indications anatomiques :
 - Espace prothétique dans le sens mésio-distal et vertical insuffisant
 - Ouverture buccale limitée ne permettant pas l'accès à l'instrumentation spécifique (forêts, têtes de contre-angles, tournevis, etc.)
 - Insuffisance osseuse au niveau du site implantaire.

Pour l'ensemble de ces situations, le recours à un traitement par PAP temporaire ou d'usage est pratiquement incontournable.

2.3. Description

2.3.1. Vue d'ensemble

La description détaillée des PAP a été donnée par plusieurs générations de praticien, en commençant par Lejoyeux (77), puis Batarec et Buch (78), et enfin par Jean et Estelle Schittly (2). Cette partie va reprendre et résumer cette description.

Une PAP à châssis métallique est composée dans la majorité des cas d'une armature [A], composé d'une plaque palatine ou d'un cadre palatin au maxillaire, d'une barre linguale en antérieur à la mandibule. Les selles prothétiques [B] incluant la fausse gencive ainsi que les dents prothétiques [C]. Les crochets [D] ainsi que des taquets occlusaux [E], parfois complétés par une barre cingulaire ou coronaire [F], vont permettre la stabilité de la prothèse en bouche. Ces éléments sont liés à l'armature grâce à des potences [G] (fig. 2).

Enfin dans certains cas, des attachements de précisions en lien avec d'autres éléments de prothèse fixée vont pouvoir également jouer ce rôle.

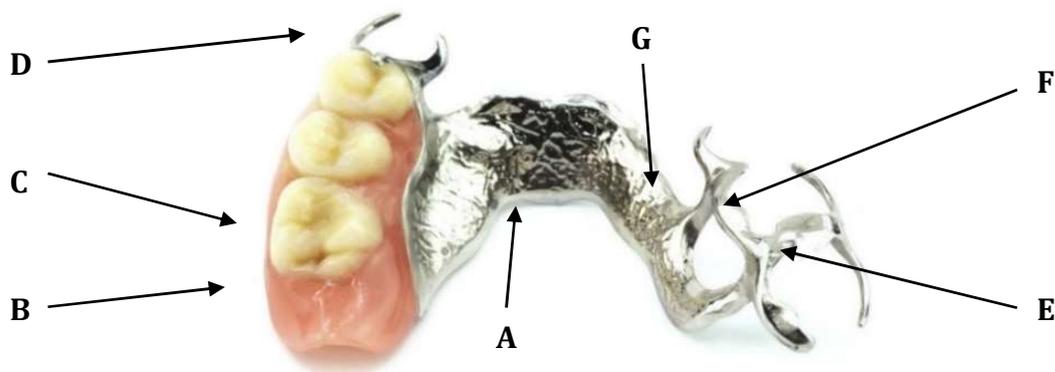


Figure 2 : PAP à châssis métallique maxillaire moderne
www.mybite.ca

2.3.2. Armature

L'armature d'une PAP à châssis métallique fait office de base d'ancrage à tous les autres éléments de la prothèse (2, 77, 78).

Elle correspond aussi à la structure la plus volumineuse et doit par conséquent être adaptée au patient et respecter les structures environnantes : os, muqueuses, et bien entendu les dents adjacentes.

Sur le plan mécanique, l'armature se doit d'être fine, rigide et résistante aux déformations lors des mouvements de mastication.

Au maxillaire, la plaque palatine pleine prend appui sur les tissus muqueux ou fibro-muqueux, son état de surface tend à reproduire celui des tissus sous-jacents. Dans le cas où le raphé médian ne peut être recouvert, il est possible d'utiliser une entretoise palatine simple ou double qui permet de créer un cadre rigide ouvert en son centre.

A la mandibule, on retrouve une barre linguale. Celle-ci n'est jamais en contact avec les surfaces muqueuses sous-jacentes. La situation de la limite inférieure de la barre doit également se situer à distance de la limite d'action du frein lingual et des tissus du plancher buccal.

Dans les cas où la distance entre les cingulum des incisives mandibulaires et le frein lingual est très réduite, il est recommandé de mettre en place un bandeau lingual mais l'inconvénient principal du bandeau lingual est le recouvrement du parodonte marginal et de la fibro-muqueuse, qui peut favoriser l'accumulation de plaque bactérienne dans cette région.

L'entretoise cingulaire n'est utilisée qu'en présence de dents cuspidées sur les deux côtés de l'arcade, avec une hauteur importante de couronne clinique des dents antérieures et lorsqu'il existe une distance réduite entre la gencive libre et l'insertion des freins linguaux.

2.3.3. Selles prothétiques

Les selles correspondent aux structures qui viennent supporter les dents prothétiques (2, 77, 78).

Elles contribuent également à l'équilibre prothétique en prenant appui sur les crêtes édentées et servent de soutien aux tissus jugaux et labiaux.

2.3.4. Barres cingulaires et coronaires

La barre cingulaire vient s'appuyer sur les surfaces dentaires et limite les mouvements de rotation potentiels (2, 77, 78). Elle peut être contre-indiquée en cas de suroclusion des dents antérieures.

La barre coronaire est homologue à la barre cingulaire au niveau des molaires et des prémolaires. Elle s'oppose aux mouvements de la prothèse dans le plan horizontal et peut constituer la partie stabilisatrice de certains crochets (fig. 3).



*Figure 3 : PAP mandibulaire présentant une barre linguale et une barre cingulaire
www.pocketdentistry.com*

2.3.5. Taquets occlusaux

Les taquets viennent empêcher tout enfoncement de la prothèse en s'appuyant sur les faces occlusales des dents supports de crochet, on parle dans ce cas d'appui direct, ou de façon solitaire sur une autre dent, on parle alors d'appui indirect (2, 77, 78).

Leur forme est liée aux logettes façonnées dans l'émail par le chirurgien-dentiste, celles-ci sont arrondies en tout point. L'angle formée par la potence et l'axe du taquet se doit d'être inférieur à 90° afin de ne produire qu'une résultante selon un axe le plus proche du grand axe de la dent.

2.3.6. Connexions

Les éléments cités précédemment sont reliés à l'armature par des potences ou des jonctions. Ces connexions vont permettre de transmettre, aux dents supports de crochets, les forces subies par l'armature et les selles pendant la mastication (2, 77, 78).

2.3.7. Moyens d'ancrage

2.3.7.1. CROCHETS

Le rôle des crochets s'inscrit dans la triade d'équilibre de sustentation, de stabilisation et de rétention définie par Housset (2, 6, 77, 78).

Leur mode d'action repose sur l'exploitation des propriétés élastiques de l'alliage qui constitue ces crochets : l'extrémité du bras de rétention se déforme lors du passage de la ligne guide de la dent support puis reprend sa forme initiale pour occuper une zone de contre-dépouille. C'est la force nécessaire pour déformer le crochet lors de la désinsertion volontaire qui caractérise sa rétention.

La prothèse métallique coulée permet la réalisation de toutes les formes de crochets possibles. Classiquement, les crochets répondent pour la majorité d'entre eux, aux mêmes principes de conception, la dent séparée en deux zones distinctes par la ligne guide supporte les trois parties distinctes du crochet :

- Une (ou deux) extrémités flexibles [A], situées au contact de l'émail dans la zone de contre-dépouille [B] pour assurer la rétention (fig. 4)
- Une (ou deux) parties de bras rigides [C], réunies par une épaulement, enserrant la couronne dans la zone de dépouille pour assurer la stabilisation et participer à la sustentation (fig. 4)
- Un (ou deux) taquets occlusaux [D] qui s'opposent à l'enfoncement de la prothèse assurant ainsi la sustentation et, par leur forme hémisphérique intégrée à la couronne, contribuent à la stabilisation (fig. 4).

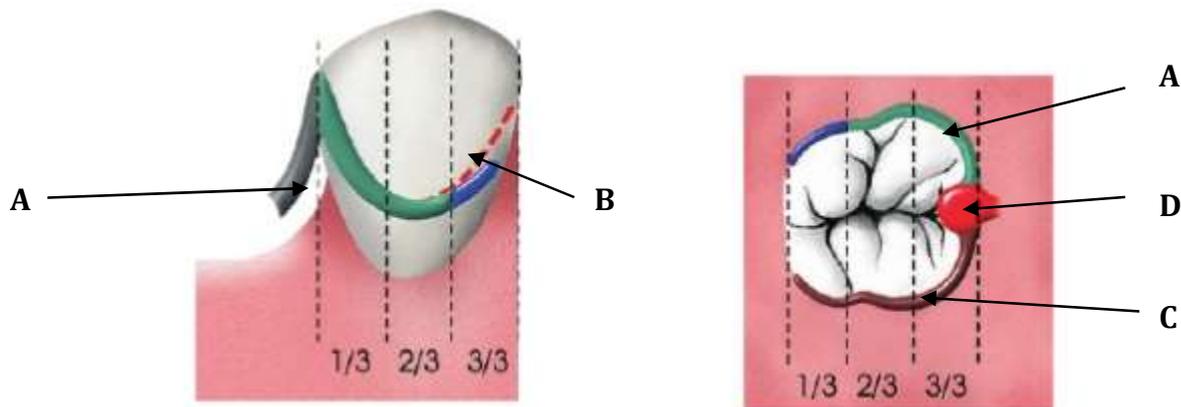


Figure 4 : Schémas représentant les parties constitutives des crochets d'une PAP
Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF)

On retrouve plusieurs crochets d'usage courants :

- Le crochet Ackers ou n°1 de Ney (fig. 5)



Figure 5 : Schémas représentant différentes vues d'un crochet Ackers
Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF)

- Ce crochet à jonction proximale, est indiqué principalement dans les cas d'édentement encastré. Ce crochet assure une bonne stabilisation de la prothèse. Il est assez inesthétique au niveau des canines ou des prémolaires mandibulaires. (10, 16)

- Le crochet de Nally-Martinet (fig. 6)



Figure 6 : Schémas représentant différentes vues d'un crochet de Nally-Martinet
Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF)

- Ce crochet est composé d'un bras unique qui entoure les trois quarts de la dent support depuis une potence mésiale à une extrémité mésio-vestibulaire.
- Ce crochet rigide est indiqué sur les prémolaires et les canines dans les cas d'édentements postérieurs.
- La position mésiale du taquet permet une orientation favorable des forces sur les dents supports et une diminution des traumatismes occlusaux (10,16).

- Le crochet de Bonwill ou « cavalier » (fig. 7)



Figure 7 : Schémas représentant différentes vues d'un crochet de Bonwill
Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF)

- Ce crochet a les mêmes indications que le crochet Ackers, il nécessite cependant une préparation adéquate des dents support afin de placer les différents éléments (appuis et potence) en assurant une épaisseur suffisante. (10,16)

- Les crochets de Roach et RPI (fig. 8)

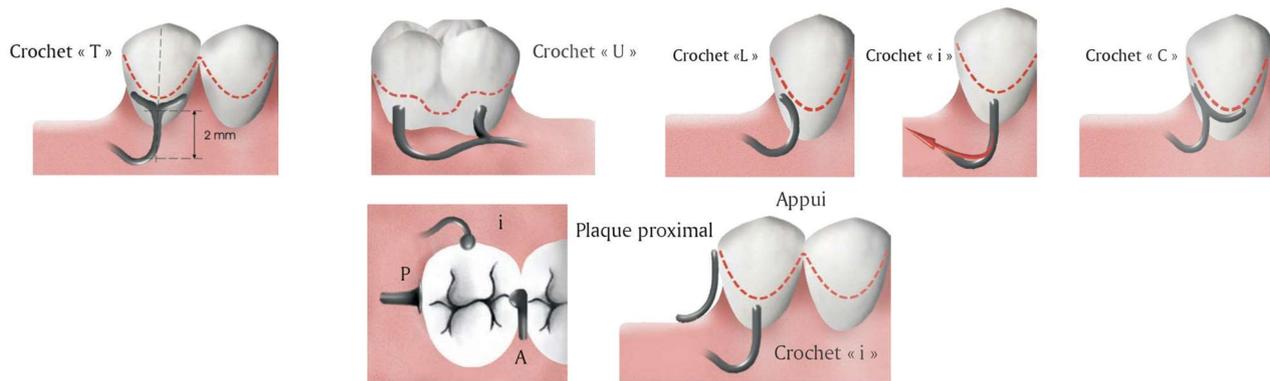


Figure 8 : Schémas représentant différentes vues de crochets de Roach et RPI
Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF)

- Cet ensemble de crochets comprend des systèmes de différentes formes qui ne vont que partiellement prendre appui sur la surface dentaire.
- Ils ont pour avantages d'assurer un équilibre biomécanique dans les classes d'édentement I et II de Kennedy-Applegate et de respecter l'esthétique dans les zones apparentes (canines et prémolaires) (10)

2.3.7.2. ATTACHEMENTS DE PRECISION

Les attaches ou attachements de précision sont des dispositifs mécaniques usinés, de conception plus ou moins complexe qui unissent prothèse amovible et support dentaire ou implantaire. On peut retrouver quatre familles principales (2, 16, 17) :

Les attachements intra-coronaires :

Ces dispositifs de type tenon-mortaise se projettent, en vue occlusale, à l'intérieur du pourtour coronaire de la dent reconstituée par une couronne ou, plus rarement, d'un intermédiaire de bridge. Ces glissières comportent une partie mâle, la patrice, solidaire de la prothèse amovible et une partie femelle, la matrice, intégrée à une prothèse fixée. La rétention est donnée par la friction entre les parois en opposition.

Les attachements extra-coronaires :

Ils prennent des formes variées (boules, anneaux, boutons de pression, glissières). Selon leur conception, ils assurent une liaison plus ou moins rigide ou bien articulée avec ou sans ressort de rappel. Se projetant à l'extérieur du contour coronaire, ils peuvent générer des forces obliques sur l'élément support, ce qui impose une conception adaptée au châssis et une répartition équilibrée des contraintes occlusales (fig. 9).

Les attachements axiaux :

Fondées sur le principe du "bouton de pression", ils assurent une liaison entre une racine ou un implant et une selle de la prothèse amovible.

Les barres d'ancrage ou de connexion :

Comme celle d'Ackermann (section ronde) ou de Dolder (section rectangulaire) qui viennent assembler plusieurs piliers (dents naturelles ou implant). Ces barres peuvent également relier des coiffes à tenon ou bien des couronnes par une face proximale. La connexion à l'intrados de la prothèse est assurée par des arceaux élastiques qui peuvent être espacés pour autoriser une translation verticale de quelques dixièmes de millimètre.

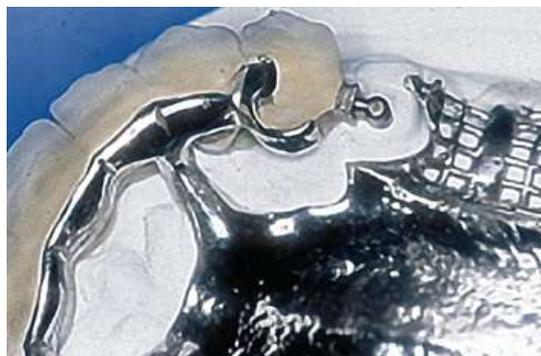


Figure 9 : Partie mâle d'un attachement extra-coronaire
Begin M. *Les attachements : rôles, indications, apports respectifs.* Société Odontologie de Paris. 2011

2.4. Impératifs mécaniques et esthétiques

2.4.1. Triade d'équilibre définie par Housset

2.4.1.1. SUSTENTATION

La sustentation est essentiellement assurée par la surface d'appui muqueuse et accessoirement par l'appui des versants verticaux de l'intrados sur les surfaces dentaires situées au-dessus de la ligne de plus grand contour (ligne guide).

L'évaluation de la surface d'appui muqueuse tient compte de l'importance et de la situation des édentements et des contraintes occlusales. Les appuis dentaires sont majorés par la création de surfaces de guidage notamment sur les dents cuspidées mandibulaires dont l'orientation linguale offre peu de surfaces de dépouille (6, 77, 78).

2.4.1.2. STABILISATION

Classiquement, la stabilisation exploite toutes les surfaces verticales et obliques qui ne sont pas en contre-dépouille pour l'axe d'insertion choisi (77, 78) :

- Versants des crêtes, des tubérosités, des trigones.
- Voûte palatine.
- Surfaces dentaires proximales et linguales.

La limite des bords supérieurs du bandeau palatin doit se situer le plus près possible de la face occlusale en englobant un maximum de surface d'appui dentaire.

La polymérisation sur le moulage de travail permet d'atteindre cette précision mais requiert l'élimination de la résine au niveau cervical pour éviter la compression de la gencive libre (6).

2.4.1.3. RETENTION

Dans le cas des PAP résine de grande étendue, la rétention est assurée par le phénomène « adhésion-cohésion » grâce à la salive, à l'interface revêtement muqueux-intrados des selles, qui va être complété par l'adjonction de crochets façonnés, le plus souvent en fil rond de 9/10mm (6).

Pour permettre la modification aisée de la PAP au niveau des dents devant recevoir une prothèse fixée, il est préférable de donner au crochet une forme particulière libérant les espaces proximaux. La retouche et l'adaptation de la base résine sont ainsi facilitées aux stades de réalisation des prothèses fixées transitoires puis définitives (77, 78).

2.4.2. Choix et qualité des matériaux

2.4.2.1. ALLIAGE

Les alliages cobalt-chrome sont utilisés dans le cadre de la confection des châssis métalliques de prothèse amovible partielle et en orthopédie dento-faciale, en raison de leur excellente rigidité sous faible épaisseur et de leur bonne tolérance biologique (75, 76) (fig. 10).

Les alliages cristallisent en donnant des structures dendritiques. Parfois, au sein de cette matrice dendritique peuvent apparaître des précipitations plus ou moins fines de composés intermétalliques (75, 76).



Figure 10 : Alliage cobalt-chrome sous forme de cylindre utilisés pour la coulée du châssis - Wironium Bego®

Les zones inter-dendritiques sont constituées par des précipités massifs ou par des eutectiques lamellaires. C'est à leur niveau que l'on observe des ruptures de type « fragile ». Les joints de grains peuvent aussi être le siège d'un phénomène de précipitation (75, 76).

Il est à noter que le chrome est le principal responsable de la passivité des alliages cobalt-chrome en milieu buccal. À partir d'une teneur suffisante (13%), c'est le recouvrement complet de la surface de l'alliage par une fine pellicule d'oxyde qui lui confère cette propriété (18, 19).

2.4.2.2. RESINE

Le terme résine désigne un produit polymère (naturel, artificiel ou synthétique). Elle peut être thermoplastique ou thermodurcissable.

Dans le cadre de la réalisation des selles prothétiques en prothèse adjointe partielle, les résines dentaires se présentent sous la forme de deux composants : un polymère en poudre et un monomère liquide. Le mélange de ces deux composants va durcir et provoquer une réaction exothermique. Ce sont des résines à base de méthacrylate de méthyle (PMMA), elles ont pour avantage principal de présenter une très bonne dureté dans le temps (20).

2.4.3. Intégration esthétique

2.4.3.1. VALIDATION DU PROJET ESTHETIQUE

Très souvent, d'anciennes photographies, plus rarement des moulages permettent de cerner les objectifs en matière d'esthétique (2) (fig. 11).

Intégrées au plan de traitement global pouvant intéresser des restaurations, traitements endodontiques, parodontaux, chirurgicaux, orthodontiques, les prothèses fixées transitoires associées aux PAP transitoires permettent d'emblée ou par approches successives de répondre aux demandes du patient jusqu'à une validation aboutissant au projet prothétique.



Figure 11 : Prothèses adjointes partielles mises en place chez un patient édenté partiel
www.advanceddentalprosthodontics.ca

2.4.3.2. REFERENCES OCCLUSALES

Cela concerne les dimensions verticales et les différents déterminants de l'occlusion qu'il est indispensable de tester durant plusieurs semaines pour pouvoir ensuite les transférer avec un maximum de références au laboratoire pour élaborer les nouvelles prothèses.

Une empreinte de la situation buccale des prothèses fixées transitoires correctement intégrées à l'occlusion permet d'obtenir un moulage transféré sur articulateur à la DVO correcte et fournissant les repères orientant la reconstruction (clés diverses, réglage de la tige incisive) reportés sur le moulage de travail (2, 21).

3. PROTOCOLE CONVENTIONNEL ET SOURCES D'ERREURS

3.1. Examen clinique



Figure 12 : Patient édenté partiel, avant et après la mise en place d'une PAP maxillaire
Benting D. Spear Education. 2018

Lors de la première visite du patient, plusieurs éléments sont à prendre en compte avant la mise en place du plan de traitement (2, 9, 22) :

- Les antécédents médicaux
- L'historique de soins dentaires
- Le motif de la consultation
- La situation socio-économique du patient
- Les motivations du patient en termes d'hygiène bucco-dentaire et de soins prothétiques.

Une fois l'anamnèse effectuée, le praticien va effectuer une première observation exo- et endobuccale (fig. 12). Durant cette observation, le praticien va examiner :

- Les structures d'appui, c'est-à-dire le nombre de dents en bouche, leurs valeurs et leur répartition
- L'aspect général du parodonte du patient
- La fibro-muqueuse palatine
- L'ensemble de l'appareil manducateur, en recherchant des signes de bruxisme ou d'une déglutition atypique (fig. 13)
- Le facteur salivaire.

Il va aussi procéder à un examen radiologique (orthopantomogramme complété si nécessaire par des radiographies rétro-alvéolaires) afin de pouvoir déterminer :

- L'état du desmodonte, surtout en présence de cas de mobilité supérieure à la moyenne physiologique, soit 0,1mm
- Des phénomènes de résorption ou de récession des structures osseuses
- Une éventuelle atteinte de l'articulation temporo-mandibulaire, parfois liée à un édentement non-compensé ou de façon insuffisante.



Figure 13 : Arcades maxillaire et mandibulaire d'un patient édenté partiellement et présentant un bruxisme
www.ffofr.org

Une fois ces éléments pris en compte, le praticien doit considérer l'occlusion existante du patient. Plusieurs points sont à observer (23) :

- Les antécédents médicaux
- La dimension verticale d'occlusion (DVO) : elle peut être normale, diminuée ou augmentée
- Les courbes fonctionnelles : c'est-à-dire les courbes de Wilson (orientation vestibulo-linguale des faces occlusales) et de Spee (orientation sagittale progressive des axes dentaires des dents cuspidées) et la courbe incisivo-canine, elles peuvent être respectées ou à réévaluer
- Les rapports dento-dentaires, parfois inexistants, ou présentant des prématurités. En position d'occlusion de relation centrée (ORC) ou d'occlusion d'inter-cuspidie maximale (OIM). Ainsi que les mouvements de diductions et de propulsion
- Le déplacement mandibulaire lors des trajets entre l'OIM et l'ORC.

Ceci permet le choix du concept occlusal qui permettra la meilleure protection des futurs éléments prothétiques et de leurs structures d'appui.

3.2. Traitements pré-prothétiques

3.2.1. Détermination de l'axe d'insertion

L'axe d'insertion correspond à la trajectoire qu'exécute la prothèse depuis son premier contact dentaire jusqu'à sa position d'insertion maximale (crochets et taquets occlusaux en place).

Dans de nombreux cas cliniques, plusieurs axes d'insertion de la future prothèse sont possibles. Cependant, il s'agit de déterminer un axe d'insertion unique qui permettra d'assurer la mise en place la plus simple et la meilleure rétention. Sa détermination passe par une analyse des surfaces dentaires et des muqueuses, ainsi que par la réalisation de coronoplasties (2, 17, 24).

Les modèles d'étude vont être montés sur un paralléliseur. Un paralléliseur est composé d'un socle à base plane, d'un plateau support orientable et verrouillable, de potence, et d'un bras à double articulation horizontale qui soutient un porte instruments (tige d'analyse, mine de graphite, des jauges de retrait et un couteau à cire) (fig. 14).



Figure 14 : Paralléliseur Tech-Dent 7000® - Médical Expo®

Quatre critères sont à retenir dans la recherche d'un axe d'insertion optimal (2, 10) :

Les zones de rétention :

Il s'agit de rechercher une uniformité de ces zones de manière à harmoniser les forces de rétention sur les dents support de crochet. A ce stade, le praticien évalue la forme des dents, le manque ou l'excès de rétention qui sera quantifiée ensuite par l'utilisation des jauges de retrait.

Les interférences :

Ce sont des obstacles à la stabilité de la future prothèse, comme les exostoses, les tubérosités ou des malpositions dentaires. Le praticien va pouvoir réaliser une coronoplastie d'étude sur le modèle. Suivant l'importance des corrections à apporter, il lui sera possible de prévoir un traitement pré-prothétique (orthodontie, extraction, prothèse fixée).

Les surfaces de guidage :

Ce sont les zones où les crochets et les différents éléments de la prothèse vont venir s'appuyer entre le premier contact et la position d'insertion maximale. Le praticien peut être amené à les accentuer en pratiquant une améloplastie.

L'esthétique :

Il est à noter que ces modifications dentaires doivent être confrontées aux exigences esthétiques du patient. Il est donc recommandé d'effectuer un premier tracé prospectif de la prothèse et des éventuels traitements pré-prothétiques et d'en informer le patient. Tous ces critères seront également à mettre en perspective avec la compliance du patient ainsi que sa dextérité à manipuler la future prothèse.

3.2.2. Préparations coronaires spécifiques

Une l'analyse au paralléliseur effectuée et les zones nécessitant une coronoplastie mise en évidence, le praticien va réaliser différents types de coronoplasties (25, 26, 27, 28) (fig. 15) :

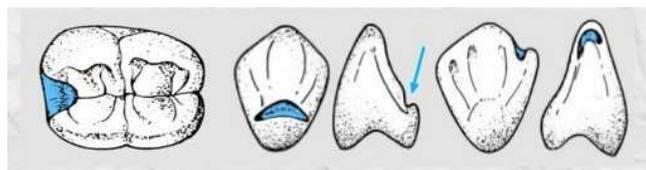


Figure 15 : Exemples de taquets occlusaux et cingulaires
Gomaa E. Rest and rest seat preparation – removable partial denture. 2015.

Les surfaces de guidage :

Ce sont des préparations verticales et parallèles entre elles, sur une hauteur de 2 à 3 mm, au niveau de l'émail des dents supports. Au niveau des surfaces proximales, elles permettent de stabiliser la prothèse latéralement et d'améliorer l'esthétique (choix plus aisé de dents prothétiques).

Elles s'étendent en hauteur du tiers cervical jusqu'à la crête marginale et, en largeur, elles correspondent à la largeur inter-cuspidienne, le tout en suivant le contour de la dent. Sur les surfaces linguales, ces préparations viennent assurer la réciprocité d'action des crochets.

En effet, elles vont s'opposer à l'action élastique de l'extrémité rétentive du crochet. Ceci permet d'éviter un effet scoliodontique sur les dents porteuses de crochet.

Les appuis occlusaux :

Ils sont destinés à recevoir les taquets d'occlusion. Leur position, leur forme et leur volume sont essentiels pour éviter l'enfoncement de la prothèse lors de la mastication.

Ils doivent présenter une forme de « cuillère », de 2 à 2,5 mm de largeur dans le sens vestibulo-lingual et de 2mm à un tiers voire la moitié de la couronne en mésio-distal, et d'une épaisseur d'environ 1 à 1,5mm. L'angle présent entre le futur taquet et la potence devra être supérieur à 90° pour assurer une propagation des forces masticatoires dans l'axe de la dent support de crochet (fig. 16).

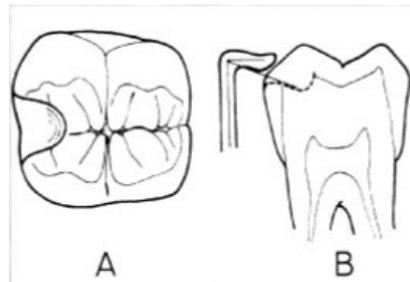


Figure 16 : Exemple d'un taquet occlusal en vue occlusal et en coupe
Gomaa E. Rest and rest seat preparation – removable partial denture. 2015

Les appuis cingulaires :

Au niveau du secteur incisivo-canin, il est parfois nécessaire de réaliser des appuis supplémentaires au niveau des cingulum, ceux-ci vont être assez fins pour éviter toute interférence en occlusion et pour préserver l'émail, plus fin à ce niveau. Il est aussi courant de retrouver une préparation des faces linguales pour accueillir une barre cingulaire.

Les zones en contre-dépouille :

Elles peuvent être accentuées afin d'augmenter le pouvoir rétentif de l'extrémité élastique d'un crochet.

Il est à noter que l'on retrouve dans la littérature des cas de sous-préparations de ces appuis, ceci pour économiser le tissu dentaire et/ou pour éviter toutes douleurs d'origine iatrogène lors de la réalisation d'une prothèse adjointe partielle (25).

Une sous-préparation va obliger le prothésiste dentaire à soit réduire l'épaisseur du taquet occlusal, ce qui risque à terme de provoquer une fracture de l'élément, soit à réaliser un élément ayant une épaisseur suffisante, mais qui va être en sur-occlusion, occasionnant un contact prématuré au niveau du taquet.

3.2.3. Chirurgie muco-gingivale

Suivant l'examen clinique, le praticien peut être amené à réaliser des chirurgies au niveau du parodonte et/ou de la fibro-muqueuse.

En effet, une dent support de crochet doit présenter une hauteur de 5 mm de gencive kératinisée et d'environ 3 mm de gencive attachée (29).

Les greffes épithélio-conjonctives :

Elles permettent d'augmenter la hauteur de gencive kératinisée. Elles sont principalement de type autogreffe en prélevant le palais (79, 80).

Cette technique permet de supprimer des brides cicatricielles ou de traiter une absence de gencive kératinisée, ces deux éléments pouvant rendre l'insertion de la PAP douloureuse.

Les greffes de tissu conjonctif enfouis :

Elles sont utilisées dans un but esthétique dans des zones présentant une quantité de tissu kératinisé suffisant. (79, 80).

Ici, les résultats sont plus prévisibles car la vascularisation du greffon vient se faire à la fois par le lambeau de recouvrement ainsi que par le périoste du site receveur.

Les lambeaux de translation :

Ils sont utilisés lorsque de la gencive kératinisée existe de manière importante à proximité du site à greffer (79, 80).

Les frénectomies :

Lors des cas de résorptions crestales importantes (à la suite d'avulsions dentaires multiples et anciennes), on peut retrouver des brides fibreuses de freins jugaux et/ou labiaux qui apparaissent sur le sommet des crêtes. Le retrait de ces brides permet d'assurer un meilleur équilibre de la prothèse (81).

La régularisation de crêtes :

Chez des patients porteurs de prothèses inadaptées, on peut rencontrer une hyperplasie des crêtes gingivales. Une régularisation va permettre de retrouver une fibro-muqueuse saine et adhérente au périoste (79, 80).

Les élongations coronaires :

Sur une dent dont la hauteur coronaire est insuffisante pour recevoir un crochet assez rétentif, une élongation coronaire va permettre de recréer un espace biologique suffisant et une meilleure rétention (étape parfois indispensable si la dent support venait à être couronnée) (79, 80).

3.2.4. Chirurgie osseuse

Si les chirurgies parodontales ne sont pas suffisantes pour éliminer des facteurs de déséquilibre de la future prothèse, la chirurgie osseuse doit être envisagée pour assurer la pérennité du traitement (30).

L'aménagement des tubérosités maxillaires :

Chez un patient non réhabilité depuis de nombreuses années, on peut retrouver une hypertrophie des tubérosités maxillaires voire des crêtes antagonistes. Cet aménagement permet de retrouver un espace disponible plus adapté.

La résection d'exostoses et d'irrégularités osseuses :

Ceci permet de recréer une crête gingivale adaptée à la future reconstitution prothétique. Elles permettent d'éliminer les épines osseuses qui peuvent apparaître après des extractions dentaires. Ces épines traduisent une cicatrisation osseuse « anarchique » (fig. 17)



*Figure 17 : Patiente présentant une exostose osseuse mandibulaire linguale.
Centre de réhabilitation orale - Paris*

3.3. Empreintes

Dans le cadre de la mise en place d'un traitement par réalisation de prothèse adjointe partielle, le praticien va être amené à réaliser des empreintes d'étude. Le but des premières empreintes est de fournir des modèles d'étude pour (2, 10, 31) :

- Servir de référence et d'archive avant traitement
- Procéder aux différentes séquences d'étude du cas clinique
- Pratiquer l'analyse au paralléliseur
- Réaliser la ou les maquettes d'occlusion
- Étudier l'occlusion après transfert sur articulateur
- Réaliser un porte-empreinte individuel, un guide d'imagerie, un guide destiné à la chirurgie implantaire, etc.

L'utilisation d'hydrocolloïdes irréversibles, ou alginates, peut être la source d'erreurs pour la suite de la réalisation de la PAP (31) :

- Il faut s'assurer de la date d'expiration du produit et de leur température de stockage ; en effet ceci peut causer une perte d'élasticité et une réduction de la résistance au déchirement du produit. La présence d'humidité ou de plâtre dans un stock d'alginate va aussi modifier les propriétés mécaniques du produit ;
- Lors de l'empreinte proprement dite, la consistance du mélange poudre – eau peut aussi s'avérer aléatoire. Suivant l'eau utilisée (température, concentration en sels minéraux et en ions métalliques) ou en modifiant le ratio poudre/eau, le temps de prise va en être considérablement modifié
- La plupart des fabricants recommandent aussi de rajouter la poudre à l'eau et non l'inverse, ce qui a pour effet de laisser quelques agglomérats de produits non mélangés à l'eau dans l'empreinte
- Lors de la mise en place du porte-empreinte (PE), rempli dans la bouche du patient, le mélange poudre-eau met approximativement 30 secondes pour passer de l'état fluide à solide, il est donc recommandé de détecter tout mouvement parasite (déglutition ou mouvement important de la langue) pendant cette période, l'empreinte peut devoir être refaite dans ce cas car des distorsions peuvent apparaître
- Lors de la désinsertion du porte-empreinte, l'alginate doit rester solidaire du porte-empreinte (fig. 18), soit grâce à un système d'opercules présent sur un PE métallique ou par application d'un adhésif spécifique sur la surface du PE. La mise en place de renforts en cire peut augmenter le risque de séparation de l'alginate du PE
- Durant l'insertion et la prise, des bulles d'air peuvent être emprisonnées dans le matériau, ceci est souvent dû à un remplissage excessif du PE
- Lors de la désinsertion du PE, tout mouvement excessif (trop rapide ou trop lent) ou ne s'opérant pas parallèlement à l'axe des dents peut provoquer des déchirements ou des distorsions dans l'empreinte et celle-ci risque de ne pas retrouver sa forme initiale.



*Figure 18 : Empreinte primaire maxillaire chez un sujet édenté partiellement
McDowell Dental Laboratory Ltd.*

3.4. Modèles en plâtre



Figure 19 : Modèles d'étude en plâtre obtenus après coffrage et taille
Indiamart® - Vinayak Gypsum Dental Plaster®

Cette étape peut être réalisée soit au cabinet soit au laboratoire et a pour objectif d'obtenir des modèles diagnostiques fiables de la situation occlusale initiale du patient (31, 32) (fig. 19).

On retrouve dans cette étape les erreurs de conservation des hydrocolloïdes par absorption d'eau durant le transport de l'empreinte ou par déshydratation, de mélange du plâtre, de présence de bulles d'air durant la prise. De nouvelles erreurs peuvent en résulter et les erreurs existantes issues de l'empreinte peuvent être amplifiées.

Lors de la réalisation de duplicata des modèles, de nouvelles erreurs peuvent apparaître à cause de l'utilisation de nouveaux matériaux au laboratoire.

On retrouve les inconvénients des hydrocolloïdes irréversibles et de l'apport d'eau au modèle en plâtre de référence ainsi qu'un risque de dégradation du modèle ou de création d'artéfacts sur le duplicata.

3.5. Montage en articulateur

L'étape du montage en articulateur nécessite de maîtriser l'utilisation d'un plâtre à prise rapide (type : Snow White de type 2 de Kerr) ainsi que de s'assurer de la stabilité des modèles lors de la prise (via l'utilisation de mordus en cire ou de bases d'occlusion).

Enfin, il faut s'assurer de pouvoir retrouver les relations intermaxillaires du patient (20, 33).

Dans cette étape, le contrôle de l'expansion du plâtre joue un rôle décisif dans la bonne reproduction des dimensions verticales d'occlusion du patient (34) (fig. 20).



Figure 20 : Modèles d'étude positionnés sur un articulateur
Barbet S. 2016

3.6. Conception de l'armature

La conception de l'armature n'est pas seulement un exercice de mécanique pure. Elle nécessite de la part du chirurgien-dentiste un choix dans la position des taquets occlusaux, des potences et de la forme des selles prothétiques. Il se doit d'avoir une connaissance approfondie de la situation buccale du patient (2, 10, 34, 35, 36) :

Au niveau de son parodonte : la longueur des racines, leur ratio racine/couronne, la capacité d'une dent isolée à supporter des forces supplémentaires (ceci peut être un argument dans la réalisation de crochet cavalier, voire de l'extraction de la dent).

De plus, la présence d'une mobilité dentaire doit rentrer en compte dans le pronostic à moyen et à long terme de la tenue de la prothèse et des modifications à apporter dans le futur.

Le biotype des tissus de soutien présent au niveau des crêtes édentées et le volume et qualité de l'os sous-jacent doit être pris en compte. De plus, la présence de tissu mobile doit être évité par la prothèse pour pallier le risque de blessure.

Concernant la dent, il faut également prendre en compte les restaurations présentes (amalgame, composite, métaux précieux, céramiques). En effet, sur le plâtre ces informations ne sont pas visibles pour le prothésiste.

Lors de la mise en place du plan de traitement, il faut également s'assurer de la collaboration du patient. Il doit par exemple savoir où certains éléments métalliques risquent d'être ou vont être visibles en parlant ou en souriant.

3.7. Réalisation de la maquette en cire

La maquette en cire se doit de respecter la conception établie par le chirurgien-dentiste prescripteur ainsi que le travail du prothésiste dans les étapes précédentes (2, 10, 35, 36).

La réalisation de la maquette en cire est une étape critique dans la création du châssis, le prothésiste va utiliser plusieurs types de cires pour modéliser les espacements entre le futur châssis et la muqueuse, la forme de l'armature, les potences et crochets ainsi que les selles prothétiques.

Ici, les erreurs dans la réalisation vont influencer sur la coulée du métal. En effet, la présence de poussières dans la cire utilisée ou une partie trop fine dans la maquette, risque de créer des bulles dans l'armature ou des manques dans des parties où le métal n'aurait pas réussi à couler de façon satisfaisante (34).

3.8. Coulée du châssis

Afin de permettre la coulée, le prothésiste va s'assurer de créer un moule de la maquette en cire satisfaisant, et aussi s'assurer de l'élimination de la cire par la méthode de la cire perdue.

Cette technique nécessite de s'assurer que le passage au four du moule va permettre la suppression de la cire.

En effet, la cire doit pouvoir s'évacuer en totalité pour éviter la création de bouchons empêchant le passage du métal en fusion dans les zones les plus fines du moule (2, 34).

Lors de la coulée, du métal en fusion (cobalt-chrome) est injecté sous pression dans le moule, et le moule est lui-même mis en rotation dans une centrifugeuse.

Ce qui implique que la qualité de la coulée va dépendre de plusieurs facteurs :

- La position du moule par rapport à l'axe de rotation (certaines parties fines de l'armature peuvent se retrouver dans une position qui vient créer une pression négative à l'intérieur du moule et empêcher le passage du métal)
- La température du métal (dont le contrôle va être capital pour s'assurer d'une fluidité suffisante : si le métal venait à figer trop tôt, certaines parties de l'armature ne pourraient pas être atteinte)
- Après la coulée, le moule doit pouvoir refroidir assez lentement pour éviter des phénomènes de torsion du métal qui viendrait modifier la forme de l'armature.

3.9. Meulage et polissage de l'armature

Plusieurs outils vont être utilisés pendant cette étape, du jet d'air haute-pression aux différentes limes.

Du métal va être perdu progressivement sans possibilité de retour en arrière. Par exemple, le fait d'utiliser le jet d'air sur des parties fragiles de l'armature va provoquer des plis.

Une disqueuse à polir peut créer des fentes et un polissage trop important sur certain taquet va former un hiatus entre l'armature et la loge du taquet en bouche (34).

3.10. Réalisation des selles prothétiques

Une fois l'armature polie, celle-ci est remise en place sur le duplicata afin de pouvoir procéder à la remise en articulateur et le montage des dents.

Il faut alors s'assurer que l'armature se positionne facilement et proprement sur le modèle, sans mouvements de basculement et avec une rétention suffisante.

Ensuite, lors du montage de dents, le chirurgien-dentiste doit s'assurer d'avoir fait un choix sur la teinte, la forme et la gamme de dents prothétiques à utiliser, ceci ayant un impact important sur l'occlusion et l'esthétique générale de la PAP (34, 37).

Un montage en cire ou set-up va donc être réalisé et renvoyé au praticien. Celui va devoir réaliser un essayage des selles en cire et modifier la position des dents si besoin.

Le fait de passer outre cette étape peut causer de nombreux problèmes car une modification à apporter aux bases en résine va être lente et coûteuse (37).

3.11. Finitions

Une fois le set-up validé par le praticien, il est nécessaire pour le prothésiste de reproduire des étapes d'empreintes des selles en cires pour les reproduire en résine, apportant son lot de risques d'erreur.

Concernant la résine utilisée (PMMA), ce matériau va subir plusieurs manipulations depuis le mélange initial à la mise en place sur l'armature et pendant la prise (réalisée sous pression) (37).

On peut observer des variations dans la forme de la selle, l'incrustation involontaire de particules de plâtre dans le matériau ou des modifications au niveau de la porosité du matériau.

Enfin, la prothèse finalisée va subir un dernier polissage pour lui donner son aspect final et son lustre (avec la mise en place de la couche d'oxyde chromée) (77, 78).

Le prothésiste va devoir, malgré la forme complexe de la prothèse (courbures, zones difficiles d'accès), donner un aspect lisse à toute la prothèse sans endommager les dents prothétiques (77, 78).

4. NOUVELLES TECHNIQUES DE REALISATION NUMERIQUES

Tous les industriels ont aujourd'hui intégré la CFAO dans leurs développements et le nombre de systèmes mis sur le marché est en augmentation.

Il existe aujourd'hui près d'une douzaine de systèmes destinés aux cabinets dentaires et beaucoup plus pour les laboratoires de prothèses (5).

4.1. Utilisation du scanner optique 3D au cabinet dentaire

4.1.1. Fonctionnement et protocole d'utilisation

Lors de la mise en place de protocoles de réalisation en Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) au cabinet dentaire, la première étape est le choix d'un scanner ou d'une caméra intra-orale. Celle-ci va permettre la réalisation d'empreintes optiques.



Figure 21 : Plusieurs exemples de scanners intra-oraux
Ganon E. 3D Intra Oral Scanners. 2017

Récemment, les nouvelles technologies employées ont permis d'améliorer significativement l'ergonomie des systèmes de prises d'empreintes optiques, en réduisant le poids et le volume de la caméra, en rendant optionnel l'utilisation du poudrage des surfaces dentaires ou encore en permettant un rendu de l'empreinte en couleur (5, 38) (fig. 21).

On peut distinguer trois techniques de prise d'empreinte optique (39, 40, 41, 42) :

4.1.1.1. LA TRIANGULATION ACTIVE

La triangulation est un processus qui permet de déterminer une distance à partir de la connaissance de la longueur de l'un des côtés d'un triangle, et deux angles de ce triangle.

Tout d'abord utilisé en topographie et en cartographie, ce procédé est désormais utilisé dans la modélisation 3D en remplaçant l'observateur ou la caméra par une source lumineuse comme un LASER ou un projecteur.

On parle de stéréoscopie lorsque l'on mesure une variation dans les mesures entre différentes positions, ce procédé se base sur la vision humaine (43, 44).

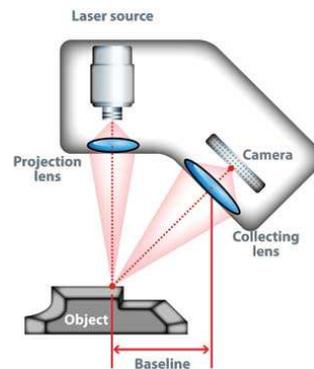


Figure 22 : Principe de fonctionnement par triangulation active d'un scanner 3D
www.idboard.net

Une lumière tramée ou structurée, va former une grille à la surface de l'objet à enregistrer, celle-ci est réfléchi à la surface de l'objet puis captée par un récepteur, le logiciel va ensuite apparier des pixels homologues dans deux ou plusieurs images capturées (5, 43) (fig. 22).

Grâce à un calcul trigonométrique prenant en compte l'angle entre le faisceau incident et le faisceau réfléchi, il est possible de déterminer la distance entre le capteur et la surface de l'objet décomposé en un ensemble de pixels (43).

Exemples : Cerec Omnicam® / Bluecam®, Apollo DI®, Carestream CS3600®, Planmeca Planscan®.

Ces caméras s'utilisent en parcourant les surfaces dentaires et gingivales. Pour permettre une restitution satisfaisante, le logiciel doit pouvoir comparer les différentes images entre elles, c'est pourquoi la transition entre une position et une autre doit être faite progressivement sur des distances suffisamment courtes.

Dans le cas contraire, le logiciel ne va plus reconnaître la position de l'image suivante. Il convient donc de suivre un parcours sur l'arcade en respectant une vitesse de déplacement modérée et sans accélération soudaine (45).

4.1.1.2. LA PHOTOGRAMMETRIE

Cette technique reprend la vision stéréoscopique humaine en utilisant la parallaxe obtenue entre des images acquises selon des points de vue différents.

Cette technique présente comme avantages d'être peu coûteuse (un simple smartphone est capable d'opérer ce genre d'opération), et d'être simple à mettre en œuvre. Cependant, les conditions de prise de vue se doivent d'être excellentes pour éviter tout artefact.

Cette technique fonctionne mieux dans un environnement contrôlé et avec un éclairage important, ce qui peut être difficile à obtenir en situation clinique (5).

Exemples : CondorScan®, DWIO®, GC Aadvia IOS®, 3M True Definition Scanner®.

Les caméras utilisant un système par photogrammétrie vont prendre plusieurs clichés sur une position précise, chaque cliché va être pris dans un axe différent par rapport à l'objet à scanner. Le logiciel va ensuite reconstituer l'objet en 3D.

Il suffira ensuite à l'opérateur de prendre une autre position et reproduire l'opération. Le logiciel va également joindre les différentes zones reconstituées entre-elles pour former une forme complète.

Cette technique nécessite donc de prendre plusieurs positions statiques selon différents axes le long de l'arcade (fig. 23).

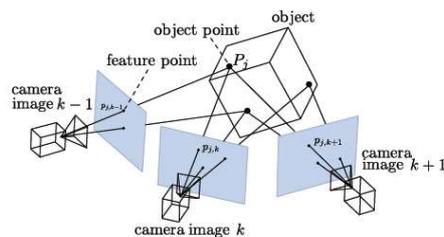


Figure 22 : Principe de fonctionnement d'un scanner 3D par photogrammétrie
www.openmvg.io

4.1.1.3. LA MICROSCOPIE CONFOCALE

La microscopie confocale consiste à éclairer une zone très étroite d'un objet à l'aide d'un faisceau lumineux, ce faisceau lumineux va être réfléchi vers l'objectif si et seulement si la zone éclairée faisait partie du plan focal de la lentille utilisée.

En faisant varier la hauteur de ce plan focal, il est possible d'obtenir couche par couche et par reconstruction informatique, une modélisation en 3D de l'objet observé (5) (fig. 24).

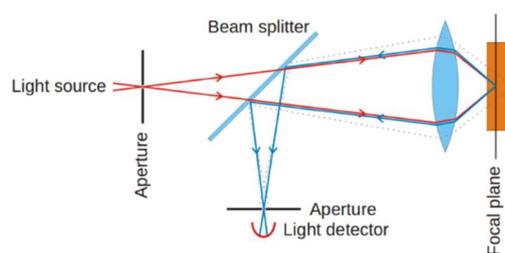


Figure 234 : Principe de fonctionnement d'un scanner 3D par microscopie confocale
Figure mise à disposition par Wikimedia Commons

En utilisant ce principe sur un scanner intra-oral, il est possible d'enregistrer la position des points d'un objet en faisant varier la hauteur du plan focal afin d'avoir pour chaque point une image nette.

Ceci a pour conséquence de réaliser un « scan » de la zone visualisée par la caméra sans nécessiter une seconde image comme dans le cas de la stéréoscopie ou plusieurs caméras dans le cas de la photogrammétrie.

Exemples : 3Shape Trios®, iTero Element®.

L'utilisation de ce type de caméra nécessite de suivre un parcours le long de l'arcade afin d'assurer une cohérence au modèle reconstitué, mais la vitesse d'acquisition est augmentée car le logiciel n'a plus qu'à effectuer des calculs comparatifs entre plusieurs clichés.

Cependant, les modèles actuels sont encore volumineux et nécessitent de contenir des éléments optiques complexes (39, 40).

4.1.2. Avantages et limitations

Il est possible de lister dix principaux avantages de l'empreinte optique ainsi que trois limitations à prendre en compte (5, 42).

Précision :

C'est à ce jour la technique qui permet une précision équivalente à la précision d'une empreinte réalisée à l'aide de polyvinyl-siloxane (de l'ordre de 15-30 μm) Elle est d'autant plus précise que, contrairement à l'empreinte surfacique, elle ne nécessite pas de traitements qui sont une principale source de déformation potentielle.

Ergonomie :

La position de travail pendant l'empreinte en s'aidant d'un écran en face de soi permet de se tenir dans une position proche de celle que l'on obtient en utilisant un microscope. On évite donc les problèmes ergonomiques de la vision directe en bouche.

Gain de temps :

L'envoi de l'empreinte numériquement au laboratoire de prothèse permet un gain de temps non négligeable dans la réalisation de la prothèse.

Confort pour le patient :

L'empreinte optique est considérée comme plus confortable pour le patient, ne provoquant pas de réflexe nauséux ni de sensation d'étouffement.

Communication :

L'empreinte est l'occasion d'expliquer la technique de CFAO et de mettre en avant l'aspect « High-Tech » de la réalisation de l'élément prothétique. C'est par conséquent un excellent outil de communication pour l'image du cabinet (fig. 25).

Archivage simplifié :

Les outils informatiques permettent le stockage d'une quantité énorme de données sur des supports extrêmement réduits, ce qui permet de les ajouter directement sur un dossier médical numérisé avec les autres informations médico-légales.

Inaltérabilité :

Le stockage sous format numérique, permet la conservation sans limite de l'acquisition originale, à condition d'effectuer des sauvegardes.

Stérilisation :

Elle élimine le vecteur de contamination infectieuse que constitue l’empreinte physique dès la sortie de la bouche.

Rapport praticien – prothésiste :

Il est possible d’obtenir un retour sur la qualité de l’empreinte et son exploitabilité en contactant le prothésiste.

Ceci permet une clarification des rapports entre le praticien et le prothésiste.

Traitement des déchets :

L’empreinte optique permet la réduction de la quantité de déchets produits pendant la réalisation de la prothèse (matériau à empreinte, plâtre, silicones), ainsi que des déplacements par coursier et véhicule.

Malgré ce tableau plutôt encourageant pour la mise en place de la CFAO dans tous les cabinets, trois inconvénients importants doivent être cités (5) :

Coût :

La mise en place de l’équipement nécessaire à la réalisation de la CFAO au cabinet dentaire peut représenter un investissement important (caméra 3D, logiciel d’acquisition, machines-outils), ainsi qu’une remise en cause des habitudes de travail et des protocoles utilisés.

Système d’exploitation fermé :

Certains fabricants de scanner 3D vont obliger le praticien à utiliser une série de logiciels ou de formats d’enregistrement propres à leur société. Ceci peut induire des incompatibilités avec certains laboratoires de prothèse ou certaines machines-outils. Dans ce cas le choix d’un système est lourd de conséquences et équivaut à un engagement à long terme.

Il est à noter que de nos jours, de plus en plus de sociétés font le choix d’un logiciel ouvert et de l’utilisation d’un format unique «.stl » (abréviation de stéréolithographie).

Nouveau rôle médico-légal :

Lors de la réalisation de l’empreinte optique, le praticien endosse un nouveau rôle, celui d’info-prothésiste. En effet, une fois l’empreinte prise, le praticien va devoir effectuer certains réglages via le logiciel de traitement du scanner 3D avant l’envoi du fichier au laboratoire de prothèse pour la réalisation des modèles.



*Figure 24 : Scanner 3D intra-oral
Figure mise à disposition par Wikimedia Commons*

4.2. Utilisation du scanner optique 3D au laboratoire de prothèse

Les empreintes réalisées au cabinet dentaire sont envoyées au laboratoire de prothèse.

Deux solutions s'offrent au prothésiste (27) :

- Soit l'empreinte a été réalisée via un scanner 3D et enregistrée au format .stl et celle-ci sera directement prise en charge par les info-prothésistes sous format numérique.
- Soit l'empreinte a été réalisée selon les techniques conventionnelles et elle sera tout d'abord coulée afin de récupérer un modèle positif qui sera scanné dans un second temps.

4.2.1. Fonctionnement et protocole d'utilisation

Le prothésiste peut faire le choix de scanner un modèle en plâtre à l'aide d'un scanner 3D adapté à la dimension des modèles (fig. 26).



Figure 26 : Scanner 3D de laboratoire DS200+® - Machine 3D®

Le fonctionnement de ces scanners 3D est assez similaire à celui des caméras intra-buccales : des capteurs vont venir prendre des clichés du modèle en plâtre et à l'aide de logiciel de photogrammétrie ou de triangulation active, le tout de façon autonome et automatisée, il va être possible de reproduire fidèlement les détails du modèle en objet 3D, manipulable par le prothésiste ou l'info-prothésiste.

L'option de prévisualisation du scanner permet d'obtenir sur son logiciel une photographie du moulage de travail, destinée à délimiter la zone à scanner en trois dimensions.

Cette zone du moulage en plâtre est ensuite scannée pour obtenir un modèle virtuel en 3D. Ce dernier peut contenir des zones d'ombre qui n'ont pu être visualisées pendant la scannographie.

Dans ce cas, une deuxième scannographie doit être réalisée dans un axe légèrement différent pour le visualiser, le logiciel réalisant lui-même les concordances entre les deux images. L'acquisition numérique du modèle de travail prend 10 minutes en moyenne (45).

Les modèles ainsi produits vont servir à la réalisation de la maquette en cire de la future armature métallique.

4.2.2. Avantages et limitations

L'avantage principal de la numérisation du modèle de travail est le contrôle pendant toute la durée de l'enregistrement de l'environnement et de la luminosité (11).

En effet, le modèle va pouvoir tourner et être basculé dans toutes les positions possibles afin d'éviter toute zone d'ombre. De plus, tous les artefacts possiblement enregistrés sur un patient (reflets, liquides...) sont évités.

Cette technique permet aussi de s'aider de véritables empreintes anatomo-fonctionnelles enregistrées selon les techniques conventionnelles et ainsi obtenir un maximum d'information sur la position et les déformations des tissus mous, ce qui a un intérêt accentué dans la réalisation de prothèses adjointes partielles.

Pour le prothésiste, cela demande une étape supplémentaire de transformation en passant par le modèle en plâtre et les risques d'erreurs qui l'accompagne.

Il est à noter que cette technologie reste, encore de nos jours, onéreuse. L'utilisation de ce type d'instrument nécessite également une formation spécifique d'info-prothésiste.

4.3. Conception de l'armature par logiciel de modélisation 3D

4.3.1. Fonctionnement et protocole d'utilisation

Le fichier correspondant au maître-modèle une fois scanné est importé dans le logiciel de CFAO.

L'info-prothésiste peut utiliser plusieurs outils pour manipuler le modèle virtuel : certains logiciels utilisent une, voire deux souris informatiques pour se déplacer autour du modèle, effectuer des agrandissements et faire pivoter le modèle ; d'autres systèmes informatiques utilisent une interface haptique, c'est-à-dire un stylet à retour de force, celui-ci va faire permettre au technicien de ressentir l'objet manipulé (46) (fig. 27).

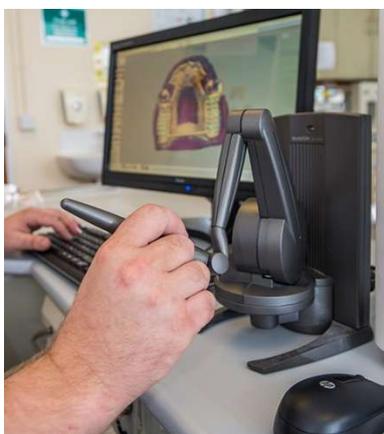


Figure 25 : Spatule haptique au laboratoire de prothèse Renisha® - The full digitization of removable partial dentures

Cette étape de réalisation du design de la future prothèse amovible partielle est primordiale et va conditionner les qualités mécaniques de la prothèse ainsi que sa bonne adaptation dans le milieu buccal.

Une mauvaise adaptation risquant de provoquer l'apparition de nouvelles zones de rétention de plaque au niveau des dents porteuses de crochet et des crêtes édentées (47).

4.3.1.1. MISE EN EVIDENCE DES ZONES DE RETENTION

La première étape de réalisation de l'armature consiste à créer un modèle de travail utilisable. Le modèle va être analysé par un logiciel de CAO spécifique (Digisteel®, Dental Wings®, 3Shape® Dental System®, ...).

Un aplat de couleurs va venir mettre en évidence les surfaces en contre-dépouille.

Les zones de contre-dépouille s'apparentent à l'ombre que formeraient des rayons lumineux parallèles se projetant selon l'axe choisi.

Cette étape correspond à l'étape d'étude au paralléliseur dans la méthode conventionnelle.

Le choix de l'axe d'insertion est déterminé par les mêmes facteurs que lors de l'utilisation d'un paralléliseur conventionnel.

Une fois l'axe optimal déterminé, le prothésiste va enregistrer cette position dans le logiciel.

Les contre-dépouilles sont ensuite comblées numériquement, on obtient donc des surfaces verticales parallèles entre-elles et qui suivent un axe d'insertion unique (48).

4.3.1.2. MISE EN PLACE DES ZONES ESPACEES

Les espacements des selles prothétiques sont ensuite tracés, gaufrés et les zones de rétention des crochets sont délimitées.

Le prothésiste a donc sur son écran un modèle de travail virtuel.

Ce dernier possède une consistance virtuelle qui permet au prothésiste de sentir les reliefs à l'aide de la spatule numérique (48).

4.3.1.3. MODELISATION DES ELEMENTS DU CHASSIS

La modélisation du châssis est réalisée à partir de l'addition de formes simples : les éléments 3D à disposition de l'info-prothésiste sont des plaques qu'il peut élargir, étirer etc. et des tubes qui peuvent s'allonger et être déformer pour produire la forme finale du châssis que le prothésiste va pouvoir déformer à sa guise et relier entre eux (46, 48).

Pour chaque élément du châssis, il faut d'abord tracer ses limites (plaque palatine, selles...) ou sa forme générale (crochets, potence...).

Le logiciel leur donne ensuite une forme grossière qu'il faut retravailler à l'aide d'outils spécifiques de lissage, rognage, épaissement, etc.

Les éléments du châssis sont conçus dans l'ordre souhaité par le prothésiste, et reliés virtuellement les uns aux autres lorsque le modelage est achevé (fig. 28).

Des tiges de coulée sont ajoutées à cette étape avant de séparer le châssis de son support virtuel dans le cas où une maquette va être imprimée.

Dans le cas où le châssis peut être directement imprimé par micro-fusion LASER, il n'est pas nécessaire de rajouter de tiges de coulée, mais les châssis à imprimer vont être positionnés sur une plaque virtuelle et des tiges de support vont être mises en place pour assurer une utilisation optimale de la machine-outil, ces tiges-supports seront positionnées au niveau de l'extrados de la prothèse, ceci pour préserver l'état de surface et l'adaptation des zones qui seront au contact de la muqueuse orale (46, 48).

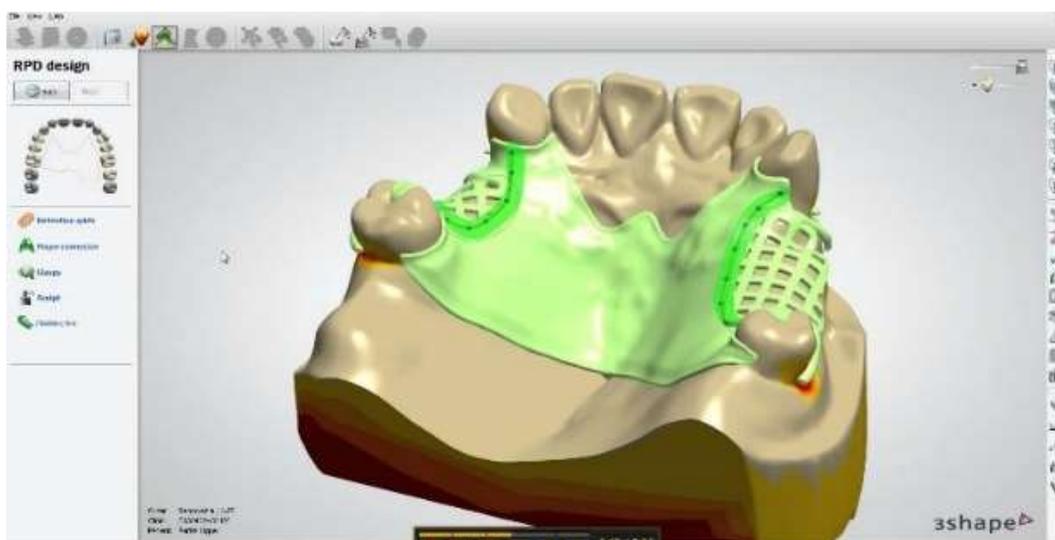


Figure 28 : Modélisation en 3D d'un modèle de travail maxillaire scanné - 3Shape® - RPD Design

4.3.2. Avantages et limitations

L'apport de l'informatique dans la conception des armatures permet au prothésiste de se passer de l'utilisation d'éléments en cire sur une maquette en plâtre (49).

Il est donc possible de visualiser plus simplement la profondeur des zones de contre- dépouille lors du choix de l'axe d'insertion, de retourner en arrière lors de la confection des divers éléments, de contrôler précisément le volume de la future maquette, ainsi que son état de surface.

Lorsque le modèle de travail et le modèle antagoniste ont été scannés, il est également possible de prendre en compte l'espace disponible pour confectionner des taquets occlusaux plus adaptés.

Dans les laboratoires intégrant plusieurs unités de confection par impression 3D, que ce soit par la réalisation de maquettes en résine ou directement de châssis par micro-fusion LASER, ce mode de fonctionnement permet de n'utiliser qu'une version numérique de la bouche du patient : du fauteuil au four de coulée ou à l'impression 3D du châssis, c'est-à-dire avec le moins de risque de déformation, de modification ou d'artefact .

On peut noter que ces logiciels de modélisation 3D parfois complexes nécessitent une formation particulière et présentent les mêmes inconvénients que lors de leur utilisation au cabinet : ils peuvent remettre en cause le fonctionnement du laboratoire de prothèse et représentent un investissement conséquent en termes d'outils informatiques, de souris dédiées et du logiciel lui-même (fig. 29).

Certaines structures plus petites préféreront conserver des méthodes conventionnelles de réalisation de maquettes en cire.

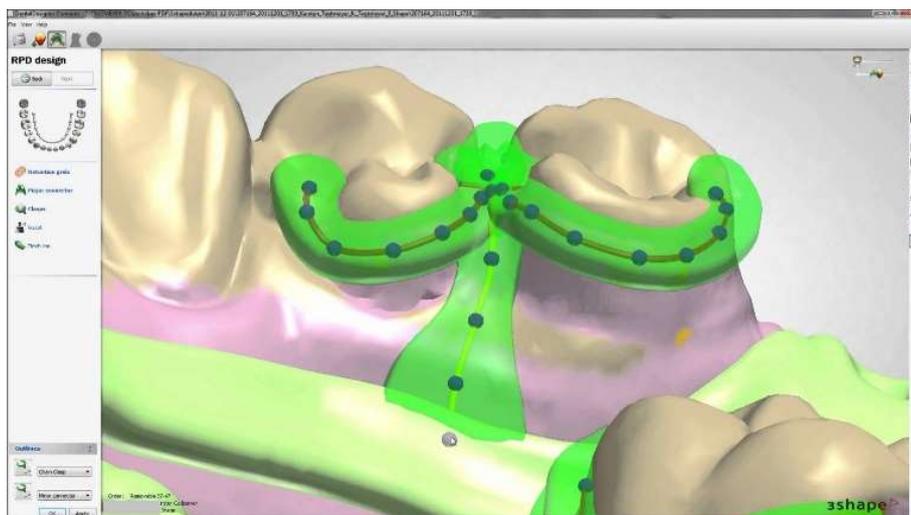


Figure 29 : Modélisation en 3D du design d'un crochet de Bonwill - 3Shape® - RPD Design

4.4. Réalisation de maquette par impression 3D

4.4.1. Fonctionnement et protocole d'utilisation

La fabrication additive de maquettes calcinables permet le modelage de toutes les maquettes créées en CAO, quel que soient leurs formes, avec une précision de 20 à 50 μm (50).

La fabrication additive est d'ailleurs la seule technique éprouvée pour produire les maquettes calcinables de châssis à partir de leur modélisation numérique (49, 50) (fig. 30).

Cette technique s'inscrit dans les procédés traditionnels de fabrication métallique par fonderie à cire perdue. On retrouve donc les risques d'erreurs classiques dans ce type de réalisation.

Elle permet cependant au prothésiste d'éviter l'étape de réalisation manuelle en cire. L'infoprothésiste va pouvoir, après avoir finalisé les armatures numériquement, envoyer tous les modèles directement à la machine-outil.

Celle-ci va ensuite fabriquer les maquettes en une seule fois, ce qui apporte un gain de temps non négligeable.



*Figure 30 : Maquettes réalisées par impression 3D
Dentacast® - Ultra-high definition printing*

Deux techniques de modelage numérique sont proposées :

4.4.1.1. IMPRESSION 3D PAR APPPOSITION DE MATERIAU FONDU (OU FDM)

Cette technique est le plus souvent dénommée par son terme anglais : fused deposition modeling ou FDM.

Le modelage est effectué par dépôt sélectif en jets multiples d'une cire chauffée qui refroidie rapidement et durcie ou d'une résine photosensible liquide durcie par polymérisation UV (51, 52) (fig. 31).

Pour la mise en œuvre de cette technique, il faut pouvoir maintenir la base et les couches inférieures à basse température pour pouvoir y ajouter de nouvelles couches de matériau fondu (le plus souvent c'est un filament de plastique thermoformable qui est utilisé).

Un autre type de plastique peut être utilisée en parallèle pour former des supports pour l'élément en cours de réalisation, afin d'éviter son affaissement ou d'autres déformations.

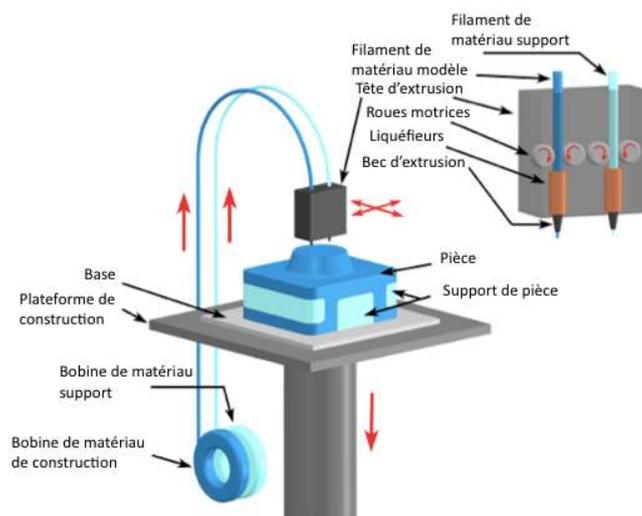


Figure 31 : Schéma présentant le procédé d'impression 3D par apposition de matériau fondu Prismadd® - Technologie FDM

4.4.1.2. STEREOGRAPHIE (OU 3D LAYERING)

Ici, tout le matériau est contenu dans une cuve, le modelage va être réalisé par polymérisation UV sélective du mélange cire et résine liquide photosensible. L'élément produit est alors retiré de la cuve et l'excédent retiré (51, 52).

L'objet virtuel 3D conçu par le logiciel de CAO est découpé en strates par le logiciel de FAO qui crée ensuite une image bitmap de chaque strate.

Une plate-forme horizontale mobile, supportant le modèle en cours de fabrication, est immergée dans une cuve transparente remplie de résine liquide photosensible (mélange de monomères acrylates, époxy et d'un photo-initiateur).

L'unité de flashage projette les données concernant la couche à polymériser sur la couche de résine liquide comprise entre le plateau et le fond transparent de la cuve. La résine est alors photopolymérisée sélectivement selon l'image bitmap projetée (fig. 32).

Ainsi, la résine est polymérisée par exposition à travers un masque à cristaux liquides et non plus par un faisceau laser ponctuel.

Pour réaliser une autre strate, le plateau se déplace en hauteur de la valeur de l'épaisseur d'une nouvelle couche (de 25 à 150 µm).

Il y a autant de cycles que de nombre de couches nécessaires. Les objets 2D ainsi produits sont superposés pour produire la structure complète.

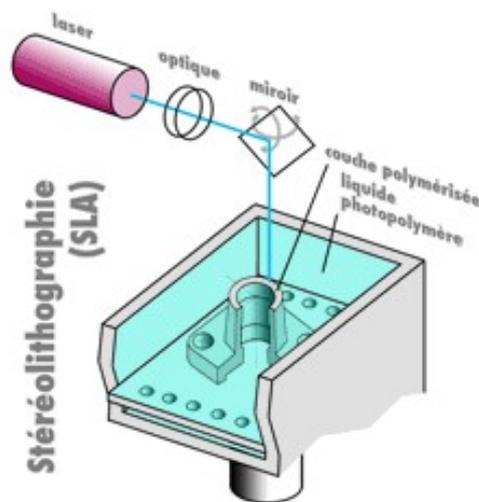


Figure 32 : Schéma présentant le procédé d'impression 3D par stéréolithographie Rocbor® - Stéréolithographie (SLA)

Comme pour le procédé par impression 3D, la fabrication d'une maquette par stéréolithographie nécessite la confection d'un support.

Ce sont des tiges support réalisées dans le même matériau que la maquette qui étayent la pièce prothétique en cours d'élaboration sur la plate-forme mobile.

C'est le logiciel de FAO qui contrôle le positionnement et le calibrage optimal des tiges.

La découpe des tiges, indispensable pour détacher la maquette du plateau support est souvent une étape manuelle délicate.

4.4.2. Avantages et limitations

La réalisation d'éléments par impression 3D de résine calcinable, dans le cadre de la fabrication assistée par ordinateur de maquette de prothèse amovible, présente quatre avantages principaux (27) :

Intégration dans un système de coulée conventionnelle :

Les laboratoires de prothèse dentaire équipés en matériel de fabrication de châssis métallique par impression 3D restent encore rares, si ce n'est pas le cas, le flux de conception assistée par ordinateur peut tout de même être poursuivi jusqu'à l'étape de coulée d'alliage en fusion.

Une fois la maquette virtuelle validée, celle-ci va être imprimée en 3D en résine calcinable.

Grâce à la technique de la cire perdue (ici de la résine perdue), cette maquette sera dupliquée en élément métallique selon la méthode conventionnelle.

Gain de temps :

L'étape de réalisation de la maquette en cire sur le modèle de travail est une étape minutieuse et chronophage.

Elle consiste à sculpter les différents éléments du futur châssis métallique en s'assurant de mettre en place des espacements sur les zones sensibles de la muqueuse et en comblant les contre-dépouilles.

Ici ces étapes sont réalisées sur le modèle virtuel, tout en permettant des modifications de dernière minute.

Amélioration de la précision :

L'impression étant réalisée par couche successive de quelques millimètres à quelques dizaines de microns, et pouvant être adaptée sur un modèle issu d'une empreinte optique, il est possible d'obtenir des maquettes en résine calcinable très précisément adaptée au relief d'une empreinte secondaire.

Economie :

Certains prothésistes mesurent une économie en matériaux (plâtre, cire, résine) pouvant approcher les 50% grâce à l'optimisation de la fabrication par l'imprimante 3D.

Il est cependant nécessaire de rappeler que les machines-outils et imprimantes 3D professionnelles ont un coût élevé, autant à l'achat que lors de leurs période de maintenance, ainsi que certains matériaux spécifiques utilisés (poudres métalliques et résines).

4.5. Réalisation de châssis métallique par micro-fusion LASER

4.5.1. Fonctionnement et protocole d'utilisation

4.5.1.1. FRITTAGE ET FUSION

Le frittage correspond à la consolidation d'un matériau sans fusion d'au moins l'un de ses constituants (53).

En pratique, il s'agit d'appliquer de la chaleur à un agglomérat granulaire plus ou moins compact et réaliser une liaison partielle des différentes particules composant le matériau.

La fusion est par conséquent la situation extrême où la totalité ou la quasi-totalité des particules se sont liées entre elles.

On distingue quatre méthodes de frittage ou de fusion n'impliquant pas l'utilisation de réactif chimique induisant la liaison entre les particules du matériau : le frittage en phase solide, le frittage en phase liquide, la fusion partielle et la fusion totale.

Définitions (93) :

- Le frittage peut se décrire comme une consolidation d'un matériau (par exemple une poudre), obtenue en minimisant l'énergie du système grâce à un apport d'énergie (mécanique, thermique, avec un laser...) mais sans fusion d'au moins l'un des constituants.
- En 1968, l'Institut de Céramique Française, ainsi que l'Ecole Nationale Supérieure de Céramique Industrielle de Sèvres, ont proposé une autre définition : consolidation par action de la chaleur d'un agglomérat granulaire plus ou moins compact, avec ou sans fusion d'un ou plusieurs de ses constituants.
- Une troisième définition a été énoncée par Georges Cizeron de l'Institut de Céramique Française : processus faisant évoluer par traitement thermique un système constitué de particules individuelles (ou un agglomérat poreux), en l'absence de pression externe exercée ou sous l'effet d'une telle pression, de sorte qu'au moins certaines des propriétés du système (sinon toutes) soient modifiées dans le sens d'une réduction de l'énergie libre globale du système.

Frittage liquide :

Ce procédé peut s'apparenter au frittage avec la création d'une phase vitreuse entre les joints de grains. Cette phase liquide peut s'obtenir par la formation d'eutectique, qui est le mélange de deux corps purs qui fondent et se solidifient à température constante (18) (fig. 33).

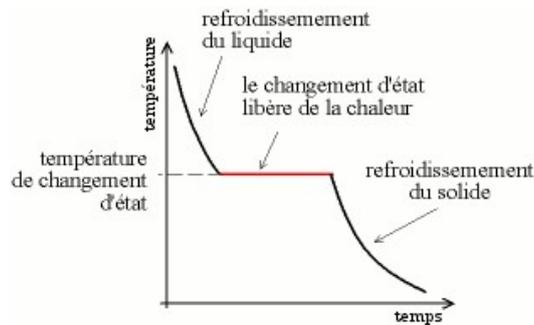


Figure 33 : Evolution de la température lors de la solidification d'un eutectique
Figure mise à disposition par Wikimedia Commons

Ces procédés demandent des logiciels de fabrication sophistiqués, une très bonne régulation de la puissance du LASER car il est nécessaire de piloter le faisceau LASER avec des vitesses de balayage variables pour éviter de produire des zones sur ou sous frittées.

Frittage solide :

On parle de procédé par frittage LASER sélectif sans phase liquide ou « SLS » pour Selective LASER Sintering.

Le faisceau LASER apporte une énergie thermique suffisante pour amener les contacts des grains à la température permettant la diffusion à l'état solide, il y a donc réalisation d'un frittage sélectif de chaque couche de poudre.

Micro-fusion LASER :

Les procédés par fusion LASER ou « SLM » pour Selective LASER Melting sont utilisés à des températures de transition vitreuse mais on utilise le terme de fusion car tout le volume de matière sollicitée par le faisceau LASER est à l'état liquide (54, 55).

4.5.1.2. FONCTIONNEMENT DE LA FABRICATION PAR MICRO-FUSION LASER

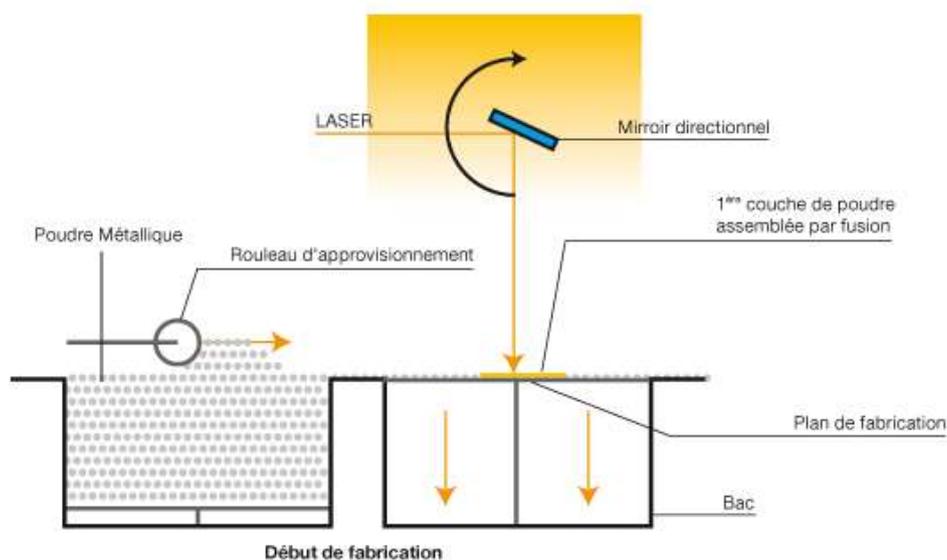


Figure 3426 : Schéma détaillant les différents équipements d'un mécanisme de micro-fusion LASER
Nunes S. Micro-fusion de poudres. Guide de la CFAO

Aujourd'hui, il est possible de fabriquer des pièces métalliques à usage final et non plus à usage de prototype ou de modèle ; on parle alors de fabrication directe, car on forme directement une pièce à partir de sa représentation numérique 3D, sans passer par un moule ou par l'usinage d'un matériau brut (27).

La machine-outil comporte une chambre de construction montée sur un piston de fabrication, qui est entourée à droite et à gauche par deux pistons fournissant la poudre, un puissant laser et un rouleau pour étaler la poudre. Pour éviter toute oxydation à haute température, le travail s'effectue en environnement contrôlé dans une chambre de fabrication étanche sous atmosphère protectrice (azote, argon, etc.) (27) (fig. 34).

Le principe est de transformer de la poudre métallique en pièce solide en la fondant localement grâce à un faisceau laser.

Le procédé débute par le découpage en sections 2D d'un fichier 3D de CAO. Le piston de fabrication, à ce stade, est remonté à son niveau le plus haut tandis que les deux autres pistons fournissant la poudre sont à leur niveau le plus bas.

Le rouleau va commencer par étaler de la poudre en couche uniforme de quelques dizaines de micromètres sur toute la chambre de construction. Le LASER vient ensuite tracer la section 2D sur la surface de la poudre, réalisant une fusion des grains de la poudre d'alliage cobalt-chrome. La poudre fondue est solidifiée rapidement formant des cordons de matière solides (56).

La position des pistons s'inverse, le piston de fabrication descend de l'épaisseur d'une strate tandis qu'un des pistons d'approvisionnement en poudre monte (ils alternent : une fois sur deux celui de gauche) (fig. 35).

Par la suite, une nouvelle couche de poudre est étalée sur toute la surface par le rouleau, et le processus se répète jusqu'à ce que la pièce soit terminée. La pièce est ensuite retirée précautionneusement de la machine et nettoyée de la poudre non frittée qui l'entoure (53).

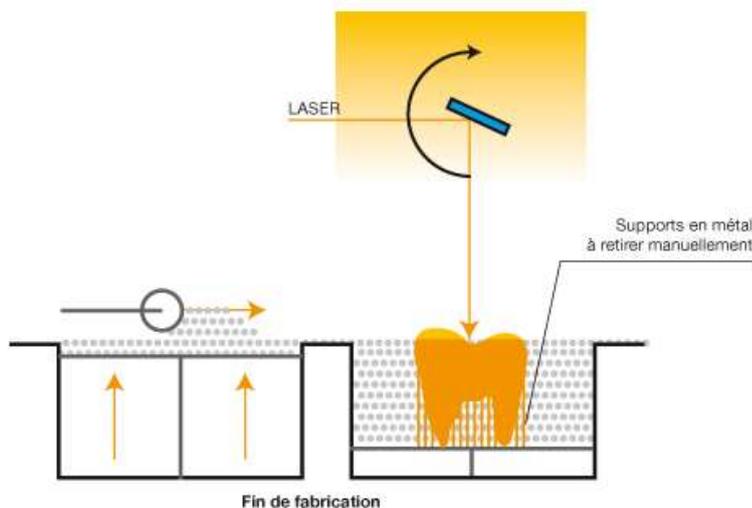


Figure 35 : Élément réalisé à la fin du processus d'impression 3D
Nunes S. Micro-fusion de poudres. Guide de la CFAO

4.5.2. Avantages et limitations

4.5.2.1. PRECISION

Plusieurs études ont pu démontrer une précision de fabrication égale voire supérieure aux techniques conventionnelles des méthodes de micro-fusion LASER (57, 59).

Il est possible d'expliquer ces améliorations :

- Les processus de fabrication par micro-fusion LASER récents permettent de réaliser des pièces dont les détails pouvant atteindre l'ordre de 20 μm . (60, 61)
- La mise en place d'une méthode de réalisation numérique, de l'empreinte à la réalisation du châssis par méthode additive, permet de réduire les étapes pouvant créer des artefacts et des erreurs comme indiqué auparavant (57, 59). On observe des déformations dues à un plus grand nombre de manipulation du châssis durant sa fabrication (58).

Dans le domaine de la prothèse maxillo-faciale, les travaux du Dr. Pooya Soltanzadeh montre que l'utilisation de l'impression métallique 3D permettait une meilleure adaptation d'un obturateur à châssis métallique dans un cas d'édentement faisant suite à une infection sinusienne maxillaire (62) (fig. 36).

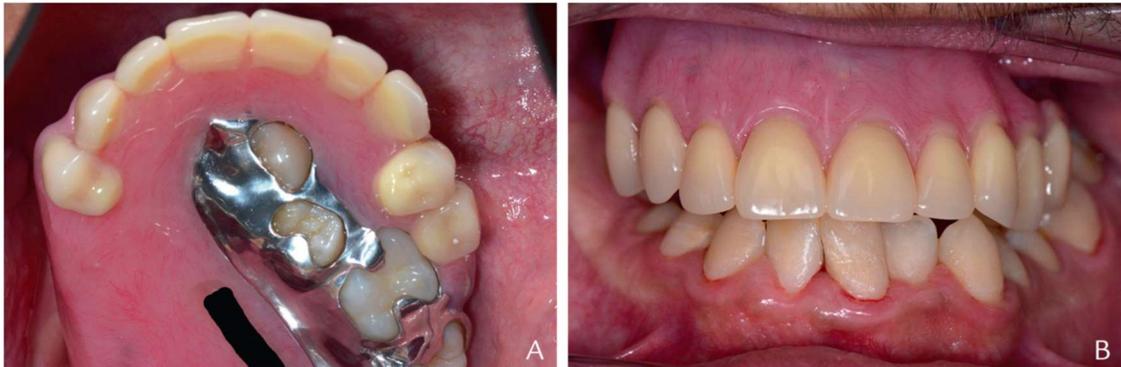


Figure 36 : Obturateur maxillaire à châssis métallique réalisé par modélisation 3D et impression 3D
Soltanzadeh P, Su JM, Rezvani Habibabadi, et al.

Cependant, il est important de prendre en compte l'importance de l'apport de nouvelles contraintes et de possibles nouvelles erreurs dues à ces techniques, en effet on peut observer la création d'artefact ou d'erreurs de lecture sur les modèles 3D, ils peuvent être dus à une incompatibilité entre un logiciel de modélisation en 3D et un logiciel de réalisation d'éléments par micro-fusion LASER (58).

4.5.2.2. PROPRIETES MECANIQUES

Plusieurs propriétés mécaniques sont améliorées par rapport aux techniques de coulée conventionnelle par les techniques d'impression métallique additive comme la micro-fusion LASER. La littérature sur le sujet permet de mettre en évidence trois caractéristiques principales (59, 62, 63)

Microstructure :

Tout d'abord, l'étude de la microstructure de l'alliage formé par micro-fusion LASER permet de mettre en évidence une structure différente.

Lors des méthodes traditionnelles de coulée de l'alliage, le refroidissement lent du métal a tendance à entraîner la formation d'une structure cristalline hétérogène et dendritique, ainsi que des défauts et des irrégularités correspondant à la présence d'impuretés (59, 63, 64, 65).

Dans le cas de la micro-fusion LASER, la fusion a lieu durant un temps très bref et le matériau refroidit beaucoup plus rapidement, la microstructure du matériau correspond à un agglomérat beaucoup plus homogène (59).

Porosité :

Dans le cadre de la réalisation d'un alliage résistant à la détérioration et à la corrosion, les porosités de surface doivent être évitées (63). A l'intérieur du matériau, la présence de porosité peut provoquer l'apparition des lignes de fractures et augmenter la fragilité.

Les porosités observées dans les alliages étudiées (Co-Cr et Co-Cr-Mo) sont principalement dues à la contraction du matériau durant l'étape de refroidissement (63).

En théorie, les techniques de micro-fusion LASER devrait permettre la réalisation d'un matériau sans porosité, mais il est possible de remarquer leur présence par une étude par microtomographie aux rayons X (59), ce phénomène semble lié à la fusion incomplète des poudres métalliques et à une densification incomplète, celle-ci peut être due à une absence de pression lors du frittage ou à un mauvais paramétrage des conditions de micro-fusion (par exemple un temps de fusion trop rapide).

Il est cependant à noter que ces porosités sont moins présentes en surface et donc en contact avec l'air et la salive, lors de l'utilisation de la micro-fusion LASER que pour la technique de coulée conventionnelle (59).

Résistance à la déformation :

Certains tests mécaniques ont pu être appliqués sur les parties les plus sensibles à la déformation du châssis métallique : les crochets (66, 67).

Dans ces études, on observe que les crochets gagnent en résistance à la déformation tout en gardant une élasticité suffisante pour permettre l'activation du crochet, c'est-à-dire que la prothèse va garder une plus grande rétention dans le temps car le crochet va garder sa forme initiale et donc son appui sur les dents supports de crochet (66, 67).

Cette plus grande résistance à la déformation semble également limiter le risque de fracture des crochets, qui est la première cause de remplacement d'une PAP à châssis métallique et qui survient en moyenne après 5 à 6 ans d'utilisation de la prothèse (68).

4.5.2.3. CONFORT POUR LE PATIENT

Les travaux du Dr. Almufleh et son équipe ont mis en évidence une plus grande satisfaction des patients porteurs de PAP réalisées par micro-fusion LASER (69).

Dans leur étude, les patients ont rapporté une meilleure stabilité de leur prothèse, et par conséquent un meilleur confort à la mastication (69).

L'amélioration de la stabilité et de la rétention de leur prothèse leur a également apporté une meilleure capacité d'élocution (69).

Dans le cas de réalisation d'un obturateur à châssis métallique, il a également été question d'une plus grande facilité d'entretien du châssis métallique (62).

Enfin, concernant l'aspect esthétique des prothèses, celui-ci est principalement dépendant du travail du prothésiste dentaire, des résines et des dents prothétiques utilisées. L'étude n'a donc pas apporté de différences significatives à ce sujet (69).

4.5.2.4. IMPACT ECONOMIQUE

Productivité :

En éliminant les difficultés inhérentes à la technique de coulée de l'alliage, cette technique semble être la solution d'avenir en termes de précision comme de productivité (82).

Coût des machines et de production :

Cette technique de production demande aujourd'hui la mise en œuvre de machines-outils très puissantes, très sophistiquées dont la diffusion est encore limitée à quelques centres de production industriels (82) (fig. 37).



Figure 27 : Unité de production 3D par micro-fusion LASER – Laboratoire Bongert / 3DRPD

5. DISCUSSION

5.1. Rôle de l'informatique

Nous avons pu mettre en évidence l'apport de l'outil technologique et informatique dans le domaine de la réalisation de prothèse adjointe partielle.

Cet apport découle des innovations réalisées dans le domaine de la prothèse conjointe, principalement de la mise en place des systèmes d'empreinte optique et de la démocratisation des machines-outils pour la réalisation de prothèse scellées ou collées en polymère ou en céramique (85).

L'outil informatique est également incontournable dans la plupart des domaines de la gestion d'un cabinet dentaire : des logiciels de gestion comptable aux systèmes de gestion des dossiers patients informatisés et de l'archivage en passant par les outils d'agenda numérique (84).

Dans le domaine de l'imagerie au cabinet dentaire, l'utilisation des ordinateurs personnels a permis de rendre la mise en place de méthodes de diagnostic complémentaire plus abordable, pratique et complète.

Notamment grâce à l'utilisation de techniques de radiographie numérique intrabuccale grâce aux capteurs RVG et ERLM, l'orthopantomogramme (ou panoramique dentaire), le cone-beam ou CBCT ainsi que des méthodes hybrides CBCT-panoramique (70).

On retrouve également des avancées dans le domaine de l'endodontie, de la chirurgie buccale, de l'implantologie et de l'orthodontie (86, 87).

Dans le cadre de l'odontologie esthétique, les améliorations de la photographie numérique et l'apport de certains logiciels de prise de teinte et de modélisation du sourire ont également permis une meilleure communication avec le patient dans le cadre de son traitement (83).

5.2. Mise en place d'un flux numérique

Avec l'entrée des scanners 3D au sein des cabinets dentaires et les choix d'équipements opérés dans les laboratoires de prothèse, il est désormais possible de mettre en place une continuité entre l'empreinte optique et les méthodes de conception et de réalisation par ordinateur de prothèse adjointe partielle (73).

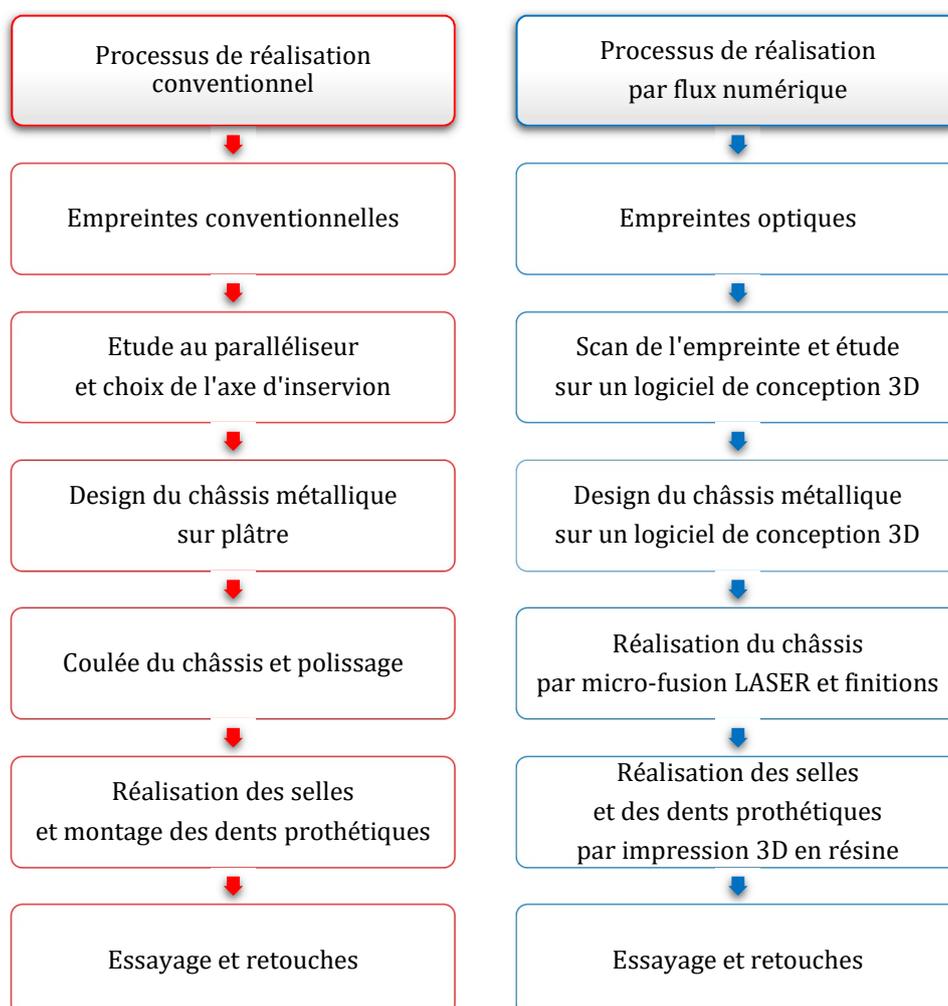
Ce processus de réalisation faisant appel à la dématérialisation des empreintes et des étapes de fabrication est communément appelé « flux numérique ».

Il permet notamment de s'abstenir des empreintes conventionnelles souvent mal supportées par le patient et des étapes de réalisation de modèles en plâtre au laboratoire.

Le flux numérique permet d'apporter une plus grande rapidité au processus de fabrication en assurant un enregistrement de bonne qualité des tissus mous. En effet l'empreinte optique permet d'éviter la compression ou les déplacements des muqueuses (73).

Il est par contre important d'indiquer que l'enregistrement de la dépressibilité reste une des limites cliniques les plus importantes à l'heure actuelle.

Tableau 1 : Tableau comparatif des étapes de réalisation d'une prothèse adjointe partielle



6. PERSPECTIVES

6.1. Application du flux numérique en prothèse adjointe complète

Plusieurs travaux détaillent des méthodes de réalisation de prothèses amovibles complètes par conception et usinage de blocs de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) ou par méthode additive à l'aide de résine photopolymérisable assistés par ordinateur (88, 89).

Dans le cas présenté par le Pr. Millet et le Dr. Bonnet (88), les étapes d'empreintes primaires et secondaires sont effectuées par méthode conventionnelle. Celles-ci ainsi que l'enregistrement des pré-rapports inter-maxillaires sont scannés et modélisés par ordinateur afin de réaliser des porte-empreintes individuels (PEI) virtuels.

Une machine-outil va par la suite réaliser des PEI permettant l'enregistrement des rapports inter-maxillaires ainsi que l'arc gothique du patient. Ces données sont enregistrées et appliquées au modèle virtuel de l'articulé du patient.

L'étape suivante correspond au montage des dents prothétique sur le modèle virtuel et à la délimitation des selles prothétiques. Un gabarit est réalisé à l'aide de la même machine-outil que précédemment.

Le gabarit en PMMA remplace le traditionnel modèle en cire. Celui-ci à l'avantage de pouvoir être testé par le patient en condition réelle pendant une semaine.

La dernière étape, après la validation du gabarit par le patient et d'éventuelles retouches, consiste à réaliser une cale permettant le montage des dents par le prothésiste selon le positionnement conçu sur le modèle virtuel. La même machine-outil va pouvoir également réaliser les selles prothétiques des prothèses adjointes complètes d'usage.

Les travaux du Pr. Lin Wei-Shao (89) poursuivent le même objectif mais présentent une approche différente. Ici les empreintes sont réalisées à l'aide d'un scanner 3D et sont transmises directement au logiciel de conception par ordinateur.

Par la suite, deux éléments sont conçus virtuellement : les selles prothétiques d'une part, présentant les espaces de fixation des dents prothétiques, et l'ensemble de l'arcade de dents prothétiques d'autre-part.

Les deux éléments sont par la suite réalisés par impression 3D par méthode additive à l'aide d'une résine photopolymérisable.

Dans les deux cas, la majorité des étapes de réalisation suit un flux numérique complet ce qui permet un échange d'information entre le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse facilité et un temps de réalisation réduit.

6.2. Châssis métallique contre châssis polymère

Les travaux du Dr. Stephen D. Campbell (74) mettent en évidence certains progrès réalisés dans la science des matériaux pouvant être utilisés dans la réalisation de prothèses adjointes partielles.

De nos jours, les châssis de ces prothèses sont soit réalisés en utilisant un alliage métallique cobalt-chrome ou une résine composée d'un polymère.

L'alliage cobalt-chrome est de nos jours le matériau le plus utilisé. Les processus de coulée du métal ou de micro-fusion LASER décrits précédemment sont maîtrisés et permettent la réalisation de châssis assez fins, rigide, résistants à la corrosion.

Selon les études, entre 8 et 15% de la population est reconnue comme sensible au nickel et entre 3,5% et 9% de la population est reconnue sensible au chrome. Avec une prévalence de la sensibilité au chrome supérieure chez les femmes (91).

Les châssis en résine polymère, quant à eux, présentent une meilleure intégration esthétique des crochets, une meilleure élasticité et un meilleur coût de production. Ils sont facilement réparables et reproductibles.

Cependant ils sont le plus souvent plus fragiles, moins résistants aux déformations et dans certains cas, ils peuvent présenter une cytotoxicité en cas de dégradation du matériau.

Après avoir mis en évidence les limites de chaque matériau, Stephen D. Campbell suggère que malgré les avancés dans le domaine de la réalisation de châssis métallique en PAP, l'utilisation de polymères de nouvelles générations pourrait remettre en question la prévalence du métal sur la résine.

En effet, de nouveaux polymères présentant des inclusions en verre, en silice, en borosilicate ou en quartz permettraient d'apporter à la résine un module d'élasticité proche de l'alliage cobalt-chrome tout en conservant des propriétés spécifiques aux polymères et recherchées dans la réalisation de PAP.

Ces nouveaux modèles de châssis en résine pour PAP pourraient être réalisés par impression 3D directe voire être produit directement au cabinet dentaire sans passer par une étape de fabrication au cabinet dentaire.

Ce qui engendrerait un coût de fabrication plus faible pour le praticien et des délais de réalisation plus courte pour le patient.

Enfin, l'auteur rapporte également des avancés sur l'utilisation d'autres métaux dans la réalisation de châssis métallique comme le titane.

6.3. Réalisation de prothèse adjointe provisoire au cabinet dentaire

De nos jours, on peut lister plusieurs éléments pouvant être réalisés entièrement à l'aide d'imprimantes 3D par méthode additive :

- les gouttières de désocclusion ou gouttière de protection nocturne
- les guides chirurgicaux dans le cadre de l'implantologie
- les modèles d'étude ou les modèles pédagogiques dans le cadre de la présentation d'un plan de traitement thérapeutique.

Des recherches en cours dans le domaine des résines composites antimicrobiennes proposent de réaliser des répliques anatomiques de dents à l'aide de l'impression 3D (90).

On peut donc imaginer dans les prochaines décennies, la mise en place de nouvelles machines-outils permettant l'impression de châssis de prothèses adjointes partielles en résine polymère photopolymérisable de nouvelle génération, présentant des propriétés mécaniques égales, voire supérieures, aux châssis métalliques actuels et aux résines de laboratoire.

Dans cette optique, le flux numérique sera appliqué à une pratique de la dentisterie prothétique ne dépendant que du matériel disponible au cabinet dentaire. Il est à noter que la réalisation d'inlay-onlay céramique, de bridge de faible portée ou de couronne unitaire est de nos jours assez largement démocratisée dans les cabinets équipées d'un scanner intraoral, d'un logiciel de conception et de fabrication assisté par ordinateur et d'une machine-outil.

Ceci amène de nombreuses réflexions concernant la compétence du chirurgien-dentiste et le savoir-faire du prothésiste dentaire devenu info-prothésiste.

En effet, de par sa formation et son expertise dans le travail des matériaux et la conception de répliques fidèles et esthétiques, le prothésiste dentaire reste le professionnel le plus à même à prendre en charge la réalisation des différents éléments prothétiques en suivant la prescription du chirurgien-dentiste qui a pour rôle de lui apporter les enregistrements les plus précis possible de l'anatomie du patient.

L'entrée de l'impression 3D dans le cadre du cabinet dentaire vient rebattre les cartes des possibilités offertes au praticien. En effet celui-ci se voit en mesure de déléguer la fabrication d'éléments en résine de grande étendue comme des selles prothétiques ou des arcades entières de dents prothétiques à l'outil numérique.

Concernant la réalisation d'éléments métalliques par méthode additive, celle-ci reste encore contrainte par la puissance électrique nécessaire à la micro-fusion LASER et le coût des machines-outils.

Enfin il est à noter que l'emploi du cobalt dans les dispositifs médicaux est en cours de discussion au sein de la Commission européen suite à des cas d'hypersensibilités de plus en plus fréquents (91, 92).

7. CONCLUSION

La prothèse adjointe partielle a, de nos jours, encore un rôle important à jouer dans le cadre du traitement des édentements d'une population âgée en constante augmentation.

Elle permet notamment de résoudre la mise en place d'une solution prothétique chez des patients présentant des contre-indications à l'implantologie.

Les techniques de CFAO vont permettre de rendre plus supportable les étapes de prises d'empreinte, parfois souvent mal supportées par les patients, et de faciliter la fabrication des châssis métalliques que ce soit au sein du laboratoire de prothèse ou par l'intermédiaire de centres de production externes spécialisés.

Ainsi, les cabinets dentaires et les laboratoires de prothèses entrent dans l'ère de « l'e-manufacturing » à savoir de la production rapide, flexible et économique de pièces métalliques prothétiques à partir de données électroniques.

Nous assistons ainsi à la naissance de nouveaux modes de travail collaboratif qui utilisent les technologies issues de la dématérialisation et de l'utilisation d'Internet comme support pour faciliter le regroupement et les échanges de données.

Le flux numérique semble devenir une norme de travail dans la plupart des domaines de la dentisterie moderne, de l'implantologie à l'orthodontie, en passant par la chirurgie maxillo-faciale et l'endodontie.

Il s'agit, pour les chirurgiens-dentistes comme pour les prothésistes de laboratoire, de faire les bons choix en termes d'investissement dans le souci constant de délivrer aux patients des prothèses de grande qualité à un coût abordable.

BIBLIOGRAPHIE

1. Sutherland I. Sketchpad : A man-machine graphical communication system [Thèse de doctorat]. [États-Unis]: Institut de Technologie du Massachusetts. Département d'ingénierie électrique, 1963. [cité janv. 1963]. Disponible sur: <https://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-574.pdf>
2. Schittly J, Schittly E. Prothèse amovible partielle: clinique et laboratoire. Collection JPIO. 2^{ème} éd. Rueil-Malmaison: CdP, 2012.
3. Duret F. Empreinte optique [Thèse d'état]. [France]: Université Claude Bernard – Lyon. Unité de Formation et de Recherche en Odontologie, 1973.
4. Duret F. et al. Principe de fonctionnement et application technique de l'empreinte optique, dans l'exercice de cabinet. Cah Prothèse 1985;13(50):73-109.
5. Descamp F, Fages M. La CFAO en odontologie : les bases, les principes et les systèmes. Collection Guide Clinique. Rueil-Malmaison: CdP, 2016.
6. Viguie G, Millet C, Gerentes P et al. Conceptions actuelles des prothèses partielles amovibles métalliques. Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-320-A-10, 2000.
7. Meyer JM, Degrange M. Alliages nickel-chrome et alliages cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-065-T10, 1992.
8. Simonpaoli Y, Josse P, Pierrisnard L et al. Manuel de technologie de prothèse. Paris: Masson, 1991.
9. Graber G, Haensler U, Wiehl P. Prothèse partielle. Collection Atlas de médecine dentaire. Paris: Flammarion, 1988.
10. Borel JC, Schittly J, Extrayat J. Manuel de prothèse amovible partielle. 2^{ème} éd. Paris: Masson, 1994.
11. Baixe S, Etienne O, Kress P et al. Apport de la CFAO en prothèse amovible partielle. Cah Prothèse 2010;(152):43-59.
12. Kannengiesser F. Le modèle de travail en prothèse fixée: concepts et préceptes [Thèse d'état]. [France]: Université de Lorraine. Unité de Formation et de Recherche en Odontologie, 2013.
13. Bellamy V et Beaumel C. Bilan démographique 2016. Insee Première [Internet] 2017; n°1630. [cité 17 janv. 2017]. Disponible sur: <https://www.insee.fr/fr/statistiques/fichier/version-html/2554860/ip1630.pdf>

14. Haute Autorité de Santé. Pose d'une prothèse amovible définitive à châssis métallique [Internet]. 2006. [cité avril 2006]. Disponible sur : https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/rapport_prothese_chassis_metallique.pdf
15. Berteretche MV, Pennequin G. Prothèse immédiate: esthétique et montage antérieur. Rev Odontostomatol (Paris) 1999;28(2):105-110.
16. Begin M, Fouilloux I. La prothèse partielle amovible : conception et tracés de châssis. Paris: Quintessence International, 2004.
17. Begin M, Fouilloux I. Les attachements en prothèse. Paris: Quintessence International, 2012.
18. Société francophone des biomatériaux dentaires. Alliages dentaires [Internet]. 2009. [cité 2009-2010]. Disponible sur <https://docplayer.fr/docview/25/6923870/#file=/storage/25/6923870/6923870.pdf>
19. Petrov YN, Prokopenko GI, Mordyuk BN et al. Influence of microstructural modifications induced by ultrasonic impact treatment on hardening and corrosion behavior of wrought Co-Cr-Mo biomedical alloy. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2016 ;58:1024-1035.
20. Esclassan R, Esclassan E, Lacoste F, Guyonnet J. Prothèse adjointe partielle : occlusion, choix et montage des dents. Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-310-F10, 2003.
21. Buch D, Batarec E, Begin M et al. Prothèse partielle amovible au quotidien. Collection Guide Clinique. Rueil-Malmaison: CdP, 1996.
22. Champion J, Soumeillan S, Guyonnet JJ, Esclassan R. Prothèse partielle adjointe : conception et réalisation d'une prothèse partielle adjointe coulée. Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-310-C10, 2001.
23. Martini LF, Santoni P. Rapports d'occlusion en prothèse partielle amovible. Cah Prothèse 1983;41:65-76.
24. Irsa A, Assemat-Tessandier X. Conceptions en prothèse adjointe partielle. Edentements encastrés latéraux. Inf Dent 1991;73(40):3597-3603.
25. Doual JM, Vermelle G. L'axe d'insertion en prothèse adjointe partielle. Cah Prothèse 1993;84:67-78.
26. Serhan I. Utilisation du paralléliseur dans le tracé d'un crochet. Art Tech Dent 1993;2:123-130.

27. Nunes S. Guide de la CFAO. Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaires (CNIFPD) et l'Union Nationale Patronale des Prothésistes Dentaires (UNPPD) [Internet]. 2011. [cité mis à jour en 2011]. Disponible sur <http://www.cnifpd.fr/guidecfao/sommaire.html>
28. Rice JA et al. Tooth preparation for rest seats for cobalt-chromium removable partial dentures completed by general dental practitioners. *J Oral Rehabil* 2011;38(1):72-78.
29. Gonzalez JM et al. Edentement partiel et parodonte réduit. *Réal Clin* 2007;18(3):275-290.
30. Kurtzman GM, Silverstein LH, Shatz PC. A technique for surgical mandibular exostosis removal. *Compend Contin Educ Dent* 2006;27(10):540-543.
31. Rudd RW, Rudd KD. A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture : part I. *J Prosthet Dent* 2001;86(3):251-261.
32. Rudd KD, Morrow RM, Bange AA. Accurate casts. *J Prosthet Dent* 1969;21(5):545-554.
33. Schittly J, Schittly E. Occlusion et prothèse amovible partielle. *Réal Clin* 1995;6:447-465.
34. Rudd RW, Rudd KD. A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture : part II. *J Prosthet Dent* 2001;86(3):262-76.
35. Santoni P. Maîtriser la prothèse amovible partielle. Rueil-Malmaison: CdP, 2004.
36. Schittly J, Schittly E. Conception et réalisation des châssis en PAP. Rueil-Malmaison: CdP, 2017.
37. Rudd RW, Rudd KD. A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture : part III. *J Prosthet Dent* 2001;86(3):277-88.
38. Renne W, Ludlow M, Fryml J, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners - an in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 2017;118(1):36-42.
39. Duret F. et al. L'empreinte optique ou la cybernétique odontologique. *Dentist News* 1984;40(01-02):32-54.
40. Nedelcu RG, Persson AS. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners : An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 2014;112(6):1461-1471.
41. Pazelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, et al. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 2014;18(6):1687-1694.

42. Cazier S, Moussaly C. Descriptif des différents systèmes d’empreinte optique. Rev Odontostomatol 2013;42:107–118.
43. Gava D. Vision conoscopique 3D – calibration et reconstruction [Thèse de doctorat]. [France]: Université René Descartes – Paris V. Unité de Formation et de Recherche en Mathématiques et en Informatique, 1998.
44. Boutteau R. Reconstruction tridimensionnelle de l’environnement d’un robot mobile, à partir d’informations de vision omnidirectionnelle, pour la préparation d’interventions [Thèse de doctorat]. [France]: Université de Rouen. Institut de Recherche en Systèmes Electroniques Embarqués (IRSEEM), 2010.
45. Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. J Prosthet Dent 2019. [Published ahead of print].
46. Bibb R, Eggbeer D, Williams R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. Rapid Prototyp J 2006;12(2): 95–99.
47. Davenport JC, Basker RM, Heath JR et al. The removable partial denture equation. Br Dent J 2000;189(8):414–424.
48. Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. Proc Inst Mech Eng H 2005;219(3):195–202.
49. Negrel D. Stellite par CAD/CAM – enfin. Tech Dent 2007 ; 243 : 33 – 38.
50. Alifui-Segbaya F, Williams RJ, George R. Additive manufacturing: a novel method for fabricating cobalt-chromium removable partial denture frameworks. Eur J Prosthodont Restor Dent 2017;25(2):73-78.
51. Williams RJ, Bibb RJ, 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.
52. Witkowskia S, Langeb R. Applications de la stéréolithographie dans la technique dentaire. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2003;113(8):879–884.
53. Kruth JP, Levy G, Klocke F et al. Consolidation phenomena in LASER and powder-bed layered manufacturing. CIRP Ann 2007;56(2):730–759.
54. Abe F, Osakada K, Shiomi M et al. The manufacturing of hard tools from metallic powders by selective laser melting. J Mater Process Technol 2001;111:210–213.

55. Wu G, Langrana N, Sandanji R et al. Solid freeform fabrication of metal components using fused deposition of metals. *Mater Des* 2002;23:97–105.
56. Dembinski L, Jouguet D. Le procédé de micro-fusion laser sur lit de poudre : généralités et cas d'application. Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne [Internet]. 2017 [cité sept. 2017]. Disponible sur http://rdm.cnrs.fr/spip.php?action=accéder_document&arg=2104&cle=d07bfaaf5646ac5a71ce7e018f1a56afeb129fe3&file=pdf%2F21_-_presentation_anf2017-dembinski-jouguet.pdf
57. Williams R. J, Bibb R, Eggbeer D, et al. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):96–99.
58. Arnold C, Hey J, Schweyen R, et al. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 2018;119(4):586-592.
59. Alageel O, Abdallah MN, Alsheghri A, et al. Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2018 ;106(3) :1174-1185.
60. Pillot S. Fusion laser sélective de lit de poudres métalliques. *Techniques de l'ingénieur* 2016;BM7900.
61. Farinia Group. Les systèmes de production industrielle pour la fabrication additive métallique [Internet]. Disponible sur <https://www.farinia.com/fr/fabrication-additive/techniques-fabrication-additive/systemes-production-industrielle-en-fabrication-additive-metallique>.
62. Soltanzadeh P, Su JM, Rezvani Habibabadi, et al. Obturator fabrication incorporating computer-aided design and 3-dimentional printing technology : a clinical report. *J Prosthet Dent* 2019 ; [Published ahead of print] Disponible sur [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(18\)30579-1/pdf](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(18)30579-1/pdf)
63. Koustoukakis T, Zinelis S, Eliades G, et al. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys : a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont* 2015;24(4):303–312.
64. Al Jabbari YS, Koutsoukakis T, Barmpagadaki X, et al. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater* 2014;30:e79–e88.
65. Barucca G, Santecchia E, Majni G, et al. Structural characterization of biomedical Co-Cr-Mo components produced by direct metal laser sintering. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2015;48:263-269.
66. Sandu L, Faur N et Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. *J Prosthet Dent* 2007;97(1):39–44.

67. Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, Kohno S. Fatigue resistance of cast occlusal rests using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys. *J Prosthet Dent* 2003;90(3):261–269.
68. Alageel O, Alsheghri AA, Algezani S, et al. Determining the retention of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 2019. [Published ahead of print] Disponible sur [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(18\)30572-9/pdf](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(18)30572-9/pdf)
69. Almufleh B, Emami E, Alageel O, et al. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures : a crossover pilot clinical trial. *J Prosthet Dent* 2018;119(4):560-567.
70. Parks ET. Digital radiographic imaging : is the dental practice ready ? *J Am Dent Assoc* 2008; 139(4):477-481.
71. Duret F, Duret B et Pelissier B. Peut-on envisager de faire des empreintes optiques en bouche ? *Stratégie Prothétique* 2005;5(1):64-74.
72. Josell SD et Siegel SM. Continuing education : an overview of Invisalign treatment [Internet]. [Etats-Unis]The Baltimore College of Dental Surgery et University of Maryland Dental School. 2007. [cité 2007]. Disponible sur <https://studyres.com/doc/7962546/an-overview-of-invisalign-treatment-continuing-education-%C2%AE>
73. Baixe S, Pilavyan E, Kress P, et al. La prothèse partielle à châssis métallique : de l’empreinte optique à la fabrication additive. *Réal Clin* 2017;28(1):45-55.
74. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, et al. Removable partial dentures : The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent* 2017;118(3):273-280.
75. Burdairon G. *Abrégé de biomatériaux dentaires*. 2^{ème} éd. Paris: Masson, 1990.
76. Berges B. *Les alliages dentaires cobalt-chrome mis en forme par fusion laser sélective*. [Thèse d’exercice]. [France]: Université de Bordeaux. Unité de Formation et de Recherche en Sciences Odontologiques, 2019.
77. Lejoyeux J. *Restauration prothétique amovible de l’édentation partielle*. Paris: Maloine, 1973.
78. Batarec E et Buch D. *Abrégé de prothèse adjointe partielle*. Paris: Masson, 1989.
79. Bjorn H. Free transplantation of gingiva propria. *Sven Tandlak Tidskr* 1963;22:684–689.
80. Borghetti A, Monnet-Corti V. *Chirurgie plastique parodontale et péri-implantaire*. Collection JPIO. 3^{ème} éd. Malakoff: CdP, 2017.
81. Young G.R. Periodontal surgery. Resection to regeneration. *Dent Today* 2003;22(12):73-76.

82. Srinivasan M, Schimmel M, Naharro M, et al. CAD/CAM milled removable complete dentures : time and cost estimation study. *J Dent* 2019;80:75-79.
83. Tervil B. La photographie numérique : relations praticien, patient et laboratoire. Rueil-Malmaison: CdP, 2006.
84. Chauzan H. Adoption of electronic dental records : examining the influence of practice characteristics on adoption in one state. *Appl Clin Inform* 2018;9(3):635-645.
85. Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics : a systematic review. *BMC Oral Health* 2017;17(1):124.
86. Resnick CM, Doyle M, Calabrese CE et al. Is it cost effective to add an intraoral scanner to an oral maxillofacial surgery practice ? *J Oral Maxillofac Surg* 2019. [Published ahead of print].
87. Mangano FG, Hauschild U, Admakin O. Full in-office guided surgery with open selective tooth-supported templates : a prospective clinical study on 20 patients. *Int J Environ Res Public Health* 2018;15(11):2361.
88. Millet C, Bonnet G. L'usage des bases prothétiques en prothèse amovible complète. *Réal Clin* 2017;28(1):54-70.
89. Lin WS, Harris BT, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer : a proof-of-concept technique. *J Prosthet Dent* 2018;120(3):331-334.
90. Yue J, Zhao P, Gerasimov JY et al. 3D-printable antimicrobial composite resins. *Adv Funct Mater* 2015;25(43):6756-6767.
91. Beaufile S, Pierron P, Millet P. L'allergie aux alliages dentaires non précieux : données de la littérature et solutions actuelles. *Actual odonto-stomatol* [Internet] 2016;275:1-12. Disponible sur <https://aos.edp-dentaire.fr/articles/aos/pdf/2016/02/aos2016275article5.pdf>
92. Bloemen K, Verstraelen S, Schoeters G et al. The collection and evaluation of data on incidence and severity of skin and respiratory allergy related to exposure of chemicals from nonfood sources. *Vito – vision on technology* [Internet] 2009. [cité décembre 2009] Disponible sur https://ec.europa.eu/health/sites/health/files/scientific_committees/docs/vito_study_allergy_en.pdf
93. Fantozzi G, Niepce JC, et Bonnefont G. Les céramiques industrielles : propriétés, mise en forme et applications. Paris: Dunod, 2013.

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Tableau comparatif des étapes de réalisation d'une prothèse adjointe partielle...56

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Prothèse adjointe partielle réalisée pour le roi Guillaume IV d'Angleterre (début du XIX ^{ème} siècle). Bromwich K. Denture made for King William IV, c1820. The Guardian. 2018...12	12
Figure 2 : PAP à châssis métallique maxillaire moderne. Disponible sur www.mybite.ca 15	15
Figure 3 : PAP mandibulaire présentant une barre linguale et une barre cingulaire. Disponible sur www.pocketdentistry.com 17	17
Figure 4 : Schémas représentant les parties constitutives des crochets d'une PAP. Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF) 18	18
Figure 5 : Schémas représentant différentes vues d'un crochet Ackers. Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF)..... 19	19
Figure 6 : Schémas représentant différentes vues d'un crochet de Nally-Martinet. Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF) 19	19
Figure 7 : Schémas représentant différentes vues d'un crochet de Bonwill. Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF)..... 19	19
Figure 8 : Schémas représentant différentes vues de crochets de Roach et RPI. Kaiser F. Prothèse partielle amovible (document PDF) 20	20
Figure 9 : Partie mâle d'un attachement extra-coronaire. Begin M. Les attachements : rôles, indications, apports respectifs. Société Odontologie de Paris. 2011 21	21
Figure 10 : Alliage cobalt-chrome sous forme de cylindre utilisés pour la coulée du châssis. Centrale d'achat du prothésiste dentaire. Wironium® Bego. 22	22
Figure 11 : Prothèses adjointes partielles mises en place chez un patient édenté partiel. Disponible sur www.advanceddentalprosthetics.ca 23	23
Figure 12 : Patient édenté partiel, avant et après la mise en place d'une PAP maxillaire. Benting D. Removable partial denture for maxillary incisors. Spear Education. 2018 24	24
Figure 13 : Arcades maxillaire et mandibulaire d'un patient édenté partiellement et présentant un bruxisme. Disponible sur www.ffofr.org 24	24
Figure 14 : Paralléliseur Tech-Dent 7000. Disponible sur Médical Expo..... 25	25
Figure 15 : Exemples de taquets occlusaux et cingulaires. Gomaa E. Rest and rest seat preparation – removable partial denture. 2015. 26	26

Figure 16 : Exemple d'un taquet occlusal en vue occlusal et en coupe. Gomaa E. Rest and rest seat preparation – removable partial denture. 2015.....	27
Figure 17 : Patiente présentant une exostose osseuse mandibulaire linguale. Centre de réhabilitation orale - Paris.....	29
Figure 18 : Empreinte primaire maxillaire chez un sujet édenté partiellement. Disponible sur McDowell Dental Laboratory Ltd.....	30
Figure 19 : Modèles d'étude en plâtre obtenus après coffrage et taille. Indiamart. Vinayak Gypsum Dental Plaster.....	31
Figure 20 : Modèles d'étude positionnés sur un articulateur. Barbet S. 2016	31
Figure 21 : Plusieurs exemples de scanners intra-oraux. Ganon E. 3D Intra Oral Scanners. 2017	35
Figure 22 : Principe de fonctionnement par triangulation active d'un scanner 3D. Disponible sur www.idboard.net	33
Figure 23 : Principe de fonctionnement d'un scanner 3D par photogrammétrie. Disponible sur www.openmvg.io	37
Figure 24 : Principe de fonctionnement d'un scanner 3D par microscopie confocale. Figure mise à disposition par Wikimedia Commons	37
Figure 25 : Scanner 3D intra-oral. Figure mise à disposition par Wikimedia Commons.....	39
Figure 26 : Scanner 3D de laboratoire DS200+. Disponible sur Machine 3D	40
Figure 27 : Spatule haptique au laboratoire de prothèse. Renishaw. The full digitization of removable partial dentures.....	41
Figure 28 : Modélisation en 3D d'un modèle de travail maxillaire scanné. 3Shape® - RPD Design	43
Figure 29 : Modélisation en 3D du design d'un crochet de Bonwill. 3Shape® - RPD Design	44
Figure 30 : Maquettes réalisées par impression 3D. Dentacast® - Ultra-high definition printing	45
Figure 31 : Schéma présentant le procédé d'impression 3D par apposition de matériau fondu. Prismadd® - Technologie FDM	46

Figure 32 : Schéma présentant le procédé d'impression 3D par stéréolithographie. Rocbor® - Stéréolithographie (SLA)	47
Figure 33 : Evolution de la température lors de la solidification d'un eutectique. Figure mise à disposition par Wikimedia Commons.....	50
Figure 34 : Schéma détaillant les différents équipements d'un mécanisme de micro-fusion LASER. Nunes S. Micro-fusion de poudres. Guide de la CFAO	50
Figure 35 : Élément réalisé à la fin du processus d'impression 3D. Nunes S. Micro-fusion de poudres. Guide de la CFAO	51
Figure 36 : Obturateur maxillaire à châssis métallique réalisé par modélisation 3D et impression 3D. Soltanzadeh P, Su JM, Rezvani Habibabadi, et al. Obturator fabrication incorporating computer-aided design and 3-dimentional printing technology : a clinical report. J Prosthet Dent. 2018, En attente de publication.....	52
Figure 37 : Unité de production 3D par micro-fusion LASER – Laboratoire Bongert / 3DRPD (La-Roche-sur-Yon, France). Unité de production 3D par micro-fusion LASER. Photographie prise in situ.....	54

BARBET (Sylvain). – Nouvelles techniques numériques en prothèse adjointe partielle – 71 f ; ill. ; tabl. ; 93 réf ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2019)

RESUME :

La prothèse dentaire adjointe partielle est un appareil permettant de remplacer une ou plusieurs dents dans le but d'améliorer la mastication, la phonétique et l'esthétique du patient.

La réalisation de ce type de restauration prothétique nécessite de nombreuses étapes impliquant des actes d'enregistrement et d'essayage au cabinet dentaire, ainsi que des opérations au laboratoire de prothèse dentaire. Ces nombreuses manipulations peuvent créer des variations et des erreurs.

Depuis l'apparition de la conception et de la fabrication assistées par ordinateur (CFAO) au cours des années 1960 et des premiers travaux d'application de ces techniques numériques nouvelles dans le domaine de la prothèse dentaire dans les années 1970, ces innovations se sont désormais démocratisées au sein des cabinets dentaires et des laboratoires de prothèse.

La littérature scientifique permet désormais d'avoir le recul nécessaire sur leurs avantages et inconvénients et d'appréhender leurs conséquences sur le travail du chirurgien-dentiste et du prothésiste dentaire.

On peut prévoir une généralisation de ces techniques malgré l'importance de l'investissement et la nécessité de formation à l'usage des outils numériques.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Prothèse adjointe

MOTS CLES MESH :

Prosthodontie / Prosthodontics

Prothèse dentaire amovible partielle / Denture, Partial, Removable

Technique de prise d'empreinte / Dental Impression Technique

Impression tridimensionnelle / Printing, Three-Dimensional

JURY :

Président : Professeur AMOURIQ Y.

Assesseur : Docteur BODIC F.

Assesseur : Docteur NÉMIROVSKY H.

Directrice : Docteur JORDANA F.

ADRESSE DE L'AUTEUR :

3, place Paul-Emile Ladmirault – 44000 Nantes

Adresse mail : sylvain.barbet.cd@outlook.fr