



HAL
open science

Évolution des armatures vissées en implantologie orale chez l'édenté complet

Emma Bourgain

► **To cite this version:**

Emma Bourgain. Évolution des armatures vissées en implantologie orale chez l'édenté complet. Chirurgie. 2020. dumas-03257698

HAL Id: dumas-03257698

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03257698>

Submitted on 11 Jun 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License

THESE

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Évolution des armatures vissées en implantologie
orale chez l'édenté complet***

Présentée par

BOURGAIN Emma

Né(e) le 14/03/1994

A Marseille

Thèse soutenue le **29/09/2020**

Devant le jury composé de

Président : Monsieur le Professeur **RUQUET Michel**

Assesseurs : Madame le Professeur **RASKIN Anne**

Monsieur le Docteur **STEPHAN Gregory**

Madame le Docteur **MENSE Chloë**

THESE

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Évolution des armatures vissées en implantologie
orale chez l'édenté complet***

Présentée par

BOURGAIN Emma

Né(e) le 14/03/1994

A Marseille

Thèse soutenue le **29/09/2020**

Devant le jury composé de

Président : Monsieur le Professeur **RUQUET Michel**

Assesseurs : Madame le Professeur **RASKIN Anne**

Monsieur le Docteur **STEPHAN Gregory**

Madame le Docteur **MENSE Chloë**

ADMINISTRATION

Mise à jour : mars 2020

Doyens Honoraires

Professeur	Raymond SANGIUOLO†
Professeur	Henry ZATTARA
Professeur	André SALVADORI
Professeur	Jacques DEJOU

Doyen Assesseurs

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Directeurs de Départements

Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET

Charges de missions

Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Patrick TAVITIAN

Responsable des Services Administratifs et Techniques

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
FOTI Bruno ⁽⁵⁶⁻⁰²⁾
MONNET-CORTI Virginie ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
ORTHLIEB Jean-Daniel ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
RASKIN Anne ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
RUQUET Michel ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
TARDIEU Corinne ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
TARDIVO Delphine ⁽⁵⁶⁻⁰²⁾
TASSERY Hervé ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad ⁽⁶⁵⁾

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM Gérard ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	LAURENT Michel ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
BANDON Daniel ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	LAURENT Patrick ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
BELLONI Didier ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	LE GALL Michel ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
BOHAR Jacques ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MAILLE Gérald ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
CAMOIN Ariane ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	PHILIP-ALLIEZ Camille ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
CAMPANA Fabrice ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	POMMEL Ludovic ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
CATHERINE Jean-Hugues ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	PRECKEL Bernard-Éric ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
GAUBERT Jacques ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	RÉ Jean-Philippe ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
GIRAUD Thomas ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	ROCHE-POGGI Philippe ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
GIRAUDEAU Anne ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	STEPHAN Grégory ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
GUIVARC'H Maud ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	TAVITIAN Patrick ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
JACQUOT Bruno ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	TERRER Elodie ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
LABORDE Gilles ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	TOSELLO Alain ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
LAN Romain ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BLANCHET Isabelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
MENSE Chloé ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI Hala ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	HAHN-GOLETTI Larissa ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
ANTEZACK Angeline ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	LIOTARD Alica ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
ARNIER Canelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MANSUY Charlotte ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
BACHET-DORISON Damienne ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MARTIN William ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
BALLESTER Benoît ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	MATTERA Rémi ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
CAMBON Isabelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MELLOUL Sébastien ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
CASAZZA Estelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	PARFU Anne ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
CASTRO Romain ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	PASCHEL Laura ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DAVID Laura ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	PILLIOL Virginie ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DEVICTOR Alix ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	REPETTO Andréa ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DODDS Méline ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	ROMANET Yvan ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
DRAUSSIN Thierry ⁽⁵⁶⁻⁰²⁾	SANTUNIONE Charlotte ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
DUMAS Cathy ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	SILVESTRI Frédéric ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
HADJ-SAID Mehdi ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	VINAÏ Michael ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

HOUVENAEGHEL Brice ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
LE FOURNIS Chloé ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾

Intitulés des sections CNU :

- 56^{ème} section : Développement, croissance et prévention
- 56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale
- 56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale
- 57^{ème} section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale
- 57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale
- 58^{ème} section : Réhabilitation orale
- 58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

A mon jury de thèse,

Monsieur le Professeur Michel RUQUET, président de Jury,

Vous me faites un grand honneur en acceptant de présider ce jury de thèse.

Je vous remercie pour votre disponibilité et votre bienveillance tout au long de mes études. Votre gentillesse, votre disponibilité et votre envie d'enseigner font partie des qualités qui nous profitent à tous. Je vous suis reconnaissante d'avoir porté un intérêt à mon sujet et d'avoir accepté d'évaluer ce travail.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon profond respect.

A mon jury de thèse,

Madame le Professeur Anne RASKIN,

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Je n'ai malheureusement pas pu concilier la spécialité implantologie et celle qui m'aurait permis de travailler à vos côtés à l'IGH. De vos cours, des quelques instants que j'ai pu partager avec vous et de l'avis de tous ceux qui vous ont côtoyé régulièrement ressortent votre énergie positive, votre bienveillance et votre savoir.

Je vous remercie de m'honorer de votre présence en ce jour important pour moi.

Soyez certaine de mon profond respect.

A mon jury de thèse,

Monsieur le Docteur Gregory STEPHAN,

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Votre rigueur et votre expérience m'ont permis de me rendre compte de la complexité de la discipline qu'est l'implantologie. J'ai eu beaucoup de plaisir à travailler à vos côtés et au sein de votre service. Cela a été une riche expérience, d'un point de vue clinique et théorique. Vous avez rendu cette spécialité fascinante. Je vous remercie de l'accompagnement dont vous avez fait preuve au cours de mes années d'études. J'espère avoir à nouveau l'occasion et le privilège de bénéficier de votre expérience à l'avenir.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de ma profonde estime.

A mon jury de thèse,

Madame le Docteur Chloë MENSE,

Je vous remercie de l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de diriger cette thèse.

Je vous remercie également pour votre patience lors de ce long travail de rédaction. Je vous ai beaucoup sollicité mais cette collaboration restera marquée par votre disponibilité et votre bienveillance. Votre réactivité, votre discernement et vos compétences m'ont énormément aidé et m'ont permis de bénéficier de conseils avisés et judicieux.

Je n'ai malheureusement jamais été officiellement dans vos vacances au pavillon, mais vous avez toujours été d'une grande aide et sympathie lorsque j'ai eu l'occasion de vous solliciter. Vous avez su transmettre l'odontologie prothétique de façon claire et passionnée lors de vos cours magistraux. Ceux-ci ont largement contribué à l'attrait que j'éprouve pour cette discipline.

J'espère que le fruit de ce travail sera à la hauteur de vos attentes.

Recevez toute ma considération et mes infinis remerciements.

TABLE DES MATIÈRES :

INTRODUCTION	1
I. PRÉSENTATION DE LA PROTHÈSE IMPLANTO-PORTÉE CHEZ L'ÉDENTÉ COMPLET	2
I.1. LA PROTHÈSE IMPLANTO-PORTÉE.....	4
I.1.1. Les implants	4
I.1.2. Les piliers	5
I.1.3. La prothèse	7
I.2. MODE DE RÉTENTION PROTHÉTIQUE	8
I.3. ARMATURE TRANSVISSÉE ET ÉDENTEMENT COMPLET	8
II. CAHIER DES CHARGES DES ARMATURES IMPLANTAIRES.....	11
II.1. IMPÉRATIFS FONCTIONNELS DES ARMATURES	11
II.1.1. Adaptation et passivité des armatures	12
I.1.1.1. Pourquoi ?	12
I.1.1.2. Comment ?	13
I.1.1.3. Évaluation clinique	16
II.2. IMPÉRATIFS MÉCANIQUES DES ARMATURES	19
II.2.1. Rigidité	19
II.2.2. Soutien de la céramique	19
II.2.3. Longueur des éléments en extension	20
II.3. IMPÉRATIFS BIOLOGIQUES DES ARMATURES	21
II.3.1. Morphologie de la prothèse	21
II.3.2. Biocompatibilité	22
II.3.3. Comportement à la corrosion.....	24
III. HISTORIQUE	26
III.1. ARMATURE EN OR, ARMATURE COULÉE	26
III.2. APPARITION DE L'USINAGE, ÉVOLUTION DES MATÉRIAUX UTILISÉS ...	31

III.3. ARMATURE USINÉE EN TITANE ET CR-CO.....	32
III.4. AUTRE MATÉRIAU D'ARMATURE USINÉ : LA ZIRCONÉ	34
III.5. MATÉRIAUX UTILISÉS : PRÉSENTATION, AVANTAGES, INCONVÉNIENTS	37
III.6. CHOIX DU MATÉRIAU ET DE LA TECHNIQUE DE FABRICATION.....	44
III.7. TRAITEMENT DE SURFACE DES ARMATURES.....	44
III.8. COSMÉTIQUE	48
IV. CONCEPTION ACTUELLE	51
IV.1. CONCEPTION DES ARMATURES.....	51
IV.1.1. Numérisation, scannage	51
IV.1.2. Conception virtuelle.....	53
IV.2. FABRICATION DES ARMATURES	55
IV.3. PRÉSENTATION DE 4 SYSTÈMES D'USINAGE	57
IV.3.1. ZFX™	58
IV.3.2. Nobel Procera®.....	61
IV.3.3. Simeda®	66
IV.3.4. Atlantis®	69
IV.3.5. Comparaison des 4 systèmes présentés.....	74
V. PERSPECTIVE D'AVENIR	76
V.1. PAEK (POLYARYLETHERCETONE)	76
V.1.1. PEEK (Polyetherethercetone)	78
V.1.2. PEKK (Polyethercetonecetone)	82
V.1.3. Comparaison des propriétés des PEEK et des PEKK	84
V.2. LES POLYMÈRES RENFORCÉS DE FIBRES (FRP).....	84
V.3. COMPOSITE DE NITRURE DE SILICIUM INFILTRÉ DE POLYMÈRES (PISNC)	87
VI. CONCLUSION	89

ANNEXES	A
Annexe 1- Bon de commande ZFX™	A
Annexe 2- Bon de commande Nobel Procera®	B
Annexe 3- Bon de commande Atlantis®	C
TABLE DES FIGURES	D
TABLE DES TABLEAUX	I
TABLE DES ANNEXES	J
BIBLIOGRAPHIE	I

INTRODUCTION :

Au 1^{er} Janvier 2020, en France, plus d'une personne sur cinq a 65 ans ou plus (1). Les progrès dans le domaine médical ainsi que l'apparition de nouvelles techniques expliquent en partie l'accroissement de cette part de la population. Malheureusement, c'est rarement que le vieillissement s'accompagne d'un état bucco-dentaire fonctionnel. Du fait du vieillissement de la population, le nombre d'édentés totaux tend de nos jours à croître avec le temps. Ces personnes sont en situation de handicap physique et social. Les prothèses amovibles peuvent répondre aux attentes de ces patients, mais il n'y a souvent qu'à l'arcade maxillaire qu'elles apportent satisfaction. Le manque de stabilité, l'inconfort et les problèmes psychologiques liés au port d'une prothèse amovible sont autant d'indications du traitement implantaire (2).

Réhabiliter un édentement total par une prothèse fixée supra-implantaire a toujours représenté un enjeu majeur. La présentation mondiale de l'ostéo-intégration et des prothèses ostéo-ancrées s'est déroulée il y a presque 40 ans (1982), lors de la conférence de Toronto (3,4).

Les premières prothèses, appelées alors « bridges sur pilotis », restauraient les édentements complets par cinq ou six implants. Ils étaient placés à la mandibule en région inter-foraminaire et au maxillaire en région incisive et prémolaire. Cela permettait d'éviter les obstacles anatomiques (sinus maxillaire, nerf alvéolaire inférieur) mais imposait d'avoir des prothèses en arcade courte ou présentant des éléments en extension.

Le taux important de survie implantaire et prothétique a fait surgir un niveau d'attente de résultat nouveau, tant sur le plan esthétique que fonctionnel, pour le patient et pour le praticien. Aujourd'hui, la chirurgie implantaire fait partie intégrante de l'arsenal thérapeutique de la plupart des praticiens. Ainsi, la prothèse sur implant est considérée comme un choix logique pour traiter quasiment toutes les formes d'édentements : complets, partiels ou unitaires.

Ce travail portera sur la réhabilitation du patient édenté complet à l'aide de prothèses complètes fixes implanto-portées. Ces prothèses reposeront sur des armatures vissées.

L'évolution des armatures, les différents matériaux utilisés, les types de conception ainsi que les perspectives d'avenir potentiellement envisageables à plus ou moins long terme seront étudiées.

I. PRÉSENTATION DE LA PROTHÈSE IMPLANTO-PORTÉE CHEZ L'ÉDENTÉ COMPLET

Différentes possibilités sont envisageables lorsque l'on souhaite réhabiliter un patient édenté complet par une solution implantaire :

- Prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI), qui permettra au patient de bénéficier d'une prothèse amovible, stabilisée par 2 ou 4 implants selon l'arcade considérée et qui seront solidarités entre eux ou non (prothèse sur attachements axiaux ou barre de jonction).
- Prothèse fixe implanto-portée : elle peut être soit scellée sur des piliers anatomiques, soit vissée. Dans ce dernier cas on parle de bridge fixe ostéo-ancré avec ou sans fausse gencive (Fig. 1.1-1.3) ou encore de prothèse « sur pilotis ». Il en existe plusieurs variantes selon le nombre d'implants posés, « All-on-five », « All-on-four », « All-on-six » ou parfois même des prothèses sur implants zygomatiques dans le cas de résorption extrême.

Les solutions de réhabilitation par PACSI ou par prothèse scellée sur piliers anatomiques ne seront pas traitées dans ce travail de thèse. Notre travail se concentrera sur les prothèses reposant sur des armatures vissées, le restreignant alors aux prothèses complètes vissées sans fausse gencive et aux prothèses hybrides.

Le terme de « prothèse hybride » est interprété différemment en français et en anglais :

- Le terme français décrit une prothèse opposant une armature vissée sur implant à une contre armature qui sera scellée ou encastrée sur l'armature (Fig. 1.4).
- Le terme anglo-saxon signifie bridge sur pilotis, hybride correspondant à la nature à la fois métallique et résineuse de la restauration (5).



Fig. 1.1 : Exemple de prothèse vissée implanto-portée en céramique sans fausse gencive (6)



Fig. 1.2 : Exemple de prothèse vissée implanto-portée en céramique avec fausse gencive (5)



Fig. 1.3 : Bridges fixes ostéo-ancrés sur pilotis avec armature métallique et dents et fausse gencive en résine (cas des Dr Tavitian et Dr Mense)



(a)



(b)

Fig. 1.4 : Exemple de prothèse hybride (6)

(a) Armature vissée sur piliers, (b) Prothèse scellée sur cette armature

I.1. LA PROTHÈSE IMPLANTO-PORTÉE

I.1.1. Les implants

C'est dans les années 1950 que le Professeur Per-Ingvar Brånemark découvre par hasard l'exceptionnelle affinité du titane pour l'os vivant. Il décide alors d'exploiter cette propriété pour réhabiliter les personnes édentées. La première pose d'implant sur un patient a été réalisée en 1965. Voulant acquérir un recul clinique conséquent, c'est 15 ans plus tard, dans les années 1980, qu'il présente ses premières publications sur le sujet à la communauté dentaire internationale. Il introduit le principe de l'ostéo-intégration qui permet d'assurer la stabilité mécanique et biologique de cette racine artificielle (7).

Fixe et esthétique en plus d'être fonctionnelle, la solution implantaire est aujourd'hui une solution de choix. Chez l'édenté complet, elle permet de remplacer les dents absentes et impacte considérablement la situation psycho-sociale du patient.

Pour être fonctionnel un implant se doit d'être ostéo-intégré. L'ostéo-intégration ne peut être permise que si la partie prothétique qui surplombe les implants est adaptée et donc passive. Cela signifie qu'un contact étroit s'est établi entre les deux entités, sans hiatus intermédiaire.

L'excellent taux de réussite rapporté par le Pr. Brånemark et son équipe (8) concerne donc les implants mais aussi la prothèse qui leur est associée. La conception et l'élaboration d'armatures adaptées est d'autant plus importante que la conception prothétique ainsi que son adaptation influencent significativement le stress appliqué sur les implants et sur les vis elles-mêmes.

L'implant en tant que tel sera donc surmonté par la prothèse. Lorsque celle-ci est *vissée*, elle le sera directement dans l'implant ou dans un pilier intermédiaire. Elle s'opposera à la prothèse *scellée*, sur un pilier anatomique, lui-même vissé dans l'implant. Ce pilier fera office de faux moignon.

I.1.2. Les piliers

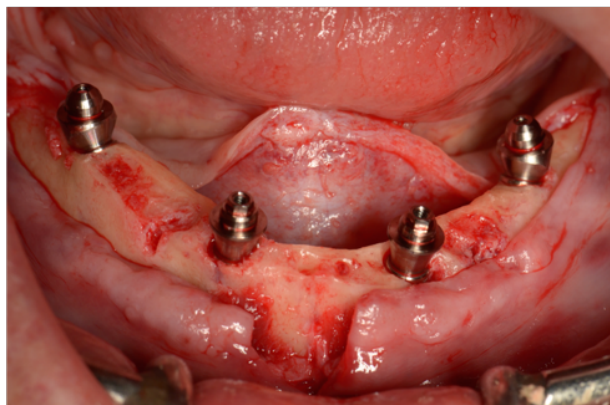
L'armature peut être fixée :

- Sans piliers prothétiques intermédiaire, directement vissée sur les implants (Fig. 1. 5).
- Sur des piliers prothétiques intermédiaires indépendants, eux-mêmes vissés sur les implants. Ici, chaque pilier est vissé indépendamment sur l'implant concerné (Fig. 1.6).

L'armature n'inclut pas de pilier dans sa structure.



Fig. 1.5 : Armature de bridge direct implant (9)



*Fig.1.6 : Mise en place de piliers prothétiques intermédiaires le jour de la chirurgie
(cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)*

La réalisation de prothèse vissée dite « direct-implant » permet un gain de hauteur prothétique et peut présenter un avantage esthétique dans les secteurs antérieurs mais nécessite une très grande rigueur chirurgicale quant au parallélisme des implants. Par ailleurs, ce concept « direct-implant » est susceptible de limiter l'étanchéité de la connectique implantaire au niveau osseux, risquant alors de provoquer une résorption osseuse péri-implantaire. En effet, selon le moyen de fixation de l'armature, le hiatus provoqué par un manque de passivité de l'armature ne sera pas positionné au même endroit.

Ainsi :

- Dans le bridge « direct implant », si l'armature n'est pas passive, c'est l'emboîtement des piliers dans les implants (au niveau osseux) qui sera limité.
- A contrario, avec la mise en place de piliers intermédiaires, tous les piliers sont indépendants et peuvent tous être parfaitement emboîtés dans les implants. Le hiatus potentiel dû à un manque d'adaptation de l'armature est alors déporté à la jonction entre les piliers et l'armature, au niveau gingival. Ce hiatus n'est pas supposé provoquer de perte osseuse.

Le hiatus est à redouter car il permet l'existence d'un réservoir bactérien et permet des micro-mouvements (10–14) au niveau de la jonction implant-pilier.

Si le hiatus existe au niveau osseux, l'espace biologique péri-implantaire et la stabilité osseuse s'en trouvent affectés (11,15–18) : la pérennité de l'ensemble implanto-prothétique est alors compromise. Dans une approche clinique rationnelle, l'utilisation de piliers prothétiques intermédiaires semble être l'approche à privilégier, le bridge complet « direct-implant » semblant présenter un risque d'agression de l'espace biologique et de perte osseuse.

Les piliers prothétiques préfabriqués de type « MUA » (Multi Unit Abutment) sont les plus fréquemment utilisés et sont simples d'utilisation (Fig. 1.7). Ils serviront d'éléments intermédiaires entre l'implant et la prothèse. Ils peuvent être droits ou angulés permettant un rattrapage d'axe, jusqu'à 30°. Ils existent sous différents diamètres et hauteurs permettant de rehausser l'assise prothétique à un niveau juxta-gingival.



Fig. 1.7 : Pilier Multi-Unit droit (gauche), Pilier Multi-Unit angulé à 30° (droite) (19)

Ils seront placés lors de la pose des implants si la stabilité primaire le permet ou lors de la deuxième phase chirurgicale. Tout au long de l'élaboration de la prothèse, les piliers sont laissés en place. In fine, ils supporteront l'armature et la partie cosmétique de la prothèse.

Ces moyens de jonction entre la prothèse et l'implant permettent entre autres une gestion prothétique à long terme plus simple. Il est en effet plus aisé de déposer des structures implantaire sur piliers que celles réalisées directement sur implant (aspect muqueux et axiaux de la désinsertion prothétique) (20). D'un point de vue muqueux, en plus d'assurer un soutien tissulaire, le fait de laisser les piliers en place lors de l'élaboration prothétique pourrait permettre de limiter les risques biologiques liés aux multiples manœuvres de dévissage-revissage, pouvant s'observer lorsque la prothèse implanto-portée s'affranchit de pilier (21).

I.1.3. La prothèse

La prothèse d'usage est composée d'une armature et d'un recouvrement cosmétique.

L'armature est l'infrastructure de la prothèse qui supporte le recouvrement cosmétique visible en bouche (Fig. 1.8). Son rôle essentiel est donc le maintien du matériau cosmétique mais elle doit également respecter les impératifs fonctionnels et biologiques.



Fig 1.8 : Exemple d'armature de bridge complet en titane et de la restauration prothétique maxillaire terminée (22)

Différents biomatériaux peuvent constituer cette armature et leurs techniques de réalisation ont beaucoup évolué, de la coulée à l'usinage. Tout cela sera détaillé plus loin dans ce travail de thèse. Enfin, les différents matériaux utilisés pour la partie cosmétique peuvent être différents de l'armature ou au contraire être identiques. L'armature et la partie esthétique peuvent même être usinées en un seul et même bloc (prothèses monolithiques).

I.2. MODE DE RÉTENTION PROTHÉTIQUE

C'est la façon dont les éléments prothétiques vont être liés à l'implant.

Prothèse vissée et prothèse scellée sur piliers anatomiques s'envisagent lorsque l'on souhaite réhabiliter le patient édenté complet par une solution implantaire. Chaque type de gestion prothétique présente ses avantages et inconvénients, ainsi que ses indications.

Dans une revue systématique menée par Sailer et al., les prothèses complètes scellées présentaient un taux de survie légèrement supérieur à celui des prothèses complètes vissées (23) mais les prothèses complètes vissées semblent présenter moins de complications biologiques et ces dernières, quand elles existent, sont beaucoup moins graves (23–25).

Aucun des deux types d'assemblage ne peut alors être déterminé comme meilleur comparé à l'autre et à l'heure d'aujourd'hui, aucune recommandation universelle ne peut être faite quant à la rétention par scellement ou par vissage. Les restaurations vissées sont privilégiées en raison de leur apparente meilleure compatibilité biologique et car plus facilement démontables. Cela permet alors un traitement plus aisé des éventuelles complications techniques et biologiques. Les risques de fracture de cosmétique et de difficulté d'élimination du ciment de scellement conduisent également à préférer les restaurations vissées sur piliers intermédiaires pour prothèses plurales vissées (type MUA).

I.3. ARMATURE TRANSVISSÉE ET ÉDENTEMENT COMPLET

Une approche moderne du traitement par restauration fixe implanto-portée des patients édentés propose l'utilisation de plusieurs prothèses partielles fixes de courte portée : trois ou quatre bridges par arcade (Fig. 1.9). La gestion prothétique serait alors simplifiée, l'ajustement passif et la précision marginale seraient obtenus de façon plus aisée que sur une prothèse complète. Si nécessaire, une ré-intervention moins coûteuse (car partielle) serait alors possible (26). Cependant, le positionnement des implants est dépendant de nombreux facteurs et obtenir une

telle conception n'est parfois pas possible. Ces prothèses de petites étendues ne seront pas traitées dans ce travail de thèse. Elles sont indiquées dans les cas de résorption osseuse faible avec une place disponible pour la prothèse qui est faible, en cas d'absence de décalage des bases osseuses et essentiellement au maxillaire dans les cas de haute exigence esthétique et avec une ligne du sourire haute.

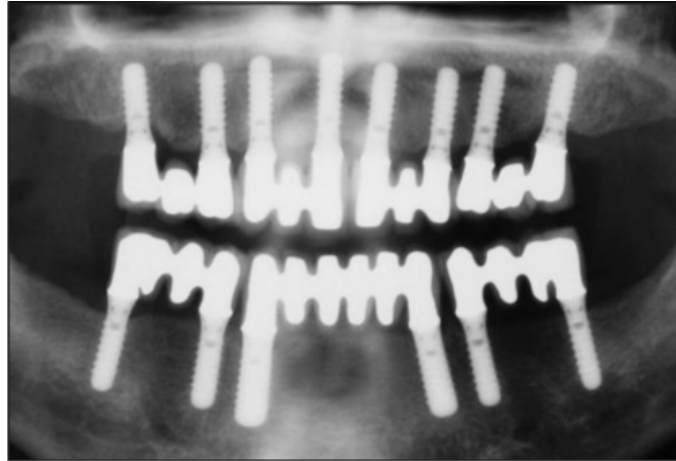


Fig. 1.9 : Radiographie panoramique de bridges sectoriels maxillaires et mandibulaires (26)

Le traitement par « prothèse sur pilotis », utilisant la méthode d'origine de Brånemark consiste (Fig. 1.10) :

- A la mandibule, à poser 4 à 5 implants symphysaires (inter-foraminaux) surmontés par une prothèse transvissée. Cette prothèse sera composée d'une armature métallique recouverte de dents et fausse gencive en résine (les mêmes que celles utilisées en prothèse amovible).
- Au maxillaire, en général 6 implants répartis de façon homogène sur l'arcade (généralement en place des 2/4/6) permettent de réhabiliter l'arcade jusqu'à la première molaire. Ce système est plus limité par les enjeux esthétiques (jonction implant-prothèse) et fonctionnels (phonation).

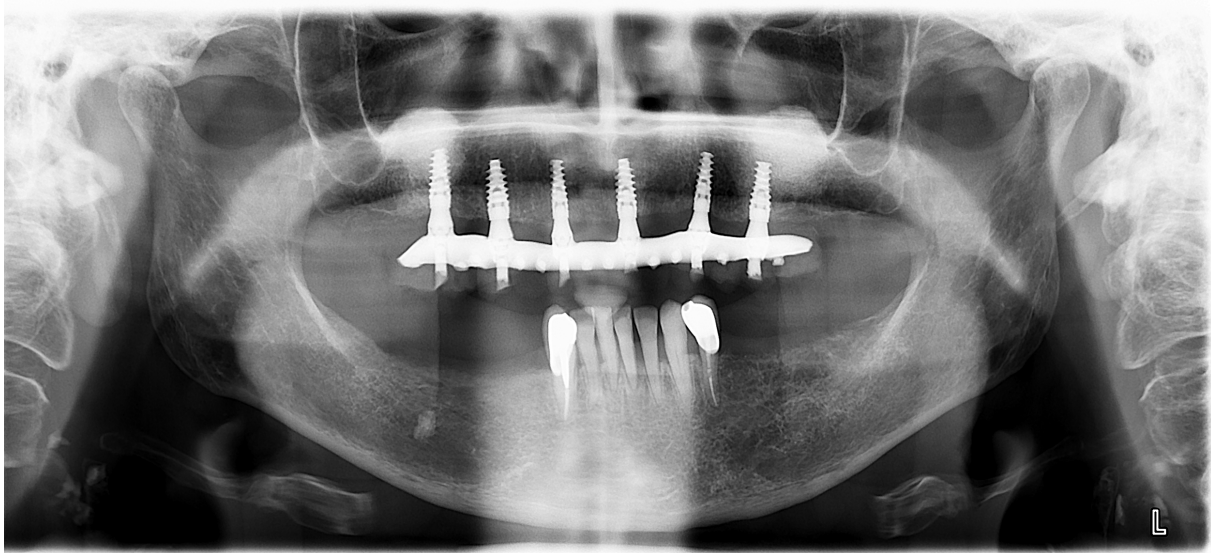


Fig. 1.10 : Exemple de « prothèse sur pilotis » maxillaire, utilisant la méthode d'origine de Brånemark (cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)

Les indications de ces prothèses sont la perte modérée de tissu (résorption modérée des crêtes), ligne du sourire basse, impossibilité de réaliser un bridge implanto-porté sans fausse gencive dans des conditions satisfaisantes.

De nos jours, des variantes de cette méthode d'origine existent, notamment la méthode dite « All-on-4 » décrite par Paolo Malo en 2003 (27), ou encore des bridges fixes ostéo-ancrés sur implants zygomatiques dans les cas de résorption extrême (Quad Zygoma).

Le patient édenté complet peut s'avérer difficile à traiter et choisir une ou l'autre des thérapeutiques suppose d'avoir pris en compte plusieurs paramètres lors d'un examen clinique détaillé : la relation inter-arcade des bases osseuses du patient (rapports maxillo-mandibulaires et classe squelettique) ainsi que son périmètre d'arcade et la nature de l'arcade antagoniste. Ces critères conditionnent la position des implants et le type de prothèse à réaliser (28).

En cas de décalage des bases important, la réalisation d'une prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI) sera plus indiquée de façon à éviter un porte-à-faux trop important entre l'armature et la résine. Face à un décalage des bases supérieur à 10mm, l'indication de chirurgie orthognathique devra être posée.

II. CAHIER DES CHARGES DES ARMATURES IMPLANTAIRES

II.1. IMPÉRATIFS FONCTIONNELS DES ARMATURES

La stabilité de l'ensemble implanto-prothétique dépendra en partie de l'armature qui sera elle-même dépendante du projet prothétique.

D'un point de vue fonctionnel, les conditions de pérennité de la prothèse supra-implantaire en lien avec l'armature sont les suivantes :

- Permettre une occlusion prothétique correctement réglée.
- Ajustement et passivité de l'armature.

Quelle que soit la discipline concernée, l'occlusion est la clé du succès à long terme de toutes les thérapeutiques dentaires. Une surcharge occlusale peut entraîner une résorption osseuse mais peut aussi avoir des répercussions sur la prothèse (fracture de vis, fracture de cosmétique et parfois même fracture d'armature).

Chez l'édenté complet, le choix du concept occlusal est primordial et se fera après analyse occlusale du patient. Afin de prendre une décision pérenne, l'équilibre global est à privilégier. La règle d'or est de favoriser la prothèse la moins stable (29). Il n'existe à ce jour pas assez de preuves permettant d'établir un référentiel clinique pour l'occlusion implantaire. D'après l'étude de Koyano en 2015 (30), la revue de l'ensemble de la littérature issue des résultats cliniques avec un appui scientifique suffisant est incapable de définir un schéma occlusal spécifique pour l'occlusion implantaire.

Une maintenance régulière et efficace, passant par des vérifications occlusales sera nécessaire, quel que soit le contexte occlusal choisi. Celui-ci devra être correct afin d'assurer la pérennité de nos traitements implantaires.

II.1.1. Adaptation et passivité des armatures

II.1.1.1. Pourquoi ?

L'adaptation est la capacité de l'armature à recouvrir complètement ses piliers, à présenter un hiatus minimal entre le pilier et l'armature en zone cervicale. Elle doit être mise en relation avec la passivité en prothèse vissée.

La passivité représente le fait de n'exercer aucune force sur les piliers implantaires. Elle est considérée par certains comme le pré-requis le plus important lorsque l'on parle de prothèse sur implants (31).

Adaptation et passivité sont nécessaires car :

- Sans celles-ci des complications mécaniques peuvent apparaître (dévissage et fracture de vis, fracture de l'implant, fracture de la céramique...) ainsi que des complications biologiques (douleurs, inflammation gingivale, perte osseuse marginales) ...
- Des contraintes permanentes s'exercent lorsque la vis de serrage ferme un éventuel hiatus. Des erreurs d'adaptation engendrent alors des forces et contraintes transmises à l'armature qui peuvent être nocives et devenir iatrogènes pour l'os et pour l'implant.

La littérature ne fournit pas d'opinions homogènes et il semblerait qu'un certain degré d'inadaptation pourrait être toléré par les implants et permettrait une pérennité des résultats (32). Il y a peu, une absence de passivité était assimilée à une perte d'os marginal autour de l'implant pouvant même aboutir à un échec de l'ostéo-intégration. Jemt et Book ont démontré que même lorsque la passivité n'était pas parfaite, dans le cas de reconstructions supra-implantaires fixées, aucune perte significative d'os marginal ne pouvait être observée et ce, sur une évaluation faite sur une période de 5 ans (33). Un certain degré de tolérance serait alors permis vis-à-vis de cette passivité. Elle reste cependant indispensable, car en son absence un nombre important de problèmes mécaniques peuvent survenir : fractures des armatures, pertes ou fractures des vis de prothèse, fractures de cosmétique résineuse ou céramique... (32)

Brånemark tolérait une erreur d'ajustage de 10 micromètres tandis que Jemt juge comme tolérable un manque d'ajustage de 150 micromètres (34). Aujourd'hui, aucun consensus concernant le niveau d'adaptation implant-prothèse n'a été établi.

II.1.2.2. Comment ?

Une excellente passivité s'obtient lorsque les empreintes ainsi que la fabrication de l'armature respectent les règles de bonne conduite énumérées ci-dessous.

Les empreintes :

Une bonne empreinte est nécessaire afin d'être la plus reproductible possible. Le support implantaire n'offre pas la même mobilité que la dent naturelle et est de l'ordre de 10 µm. Une grande précision dimensionnelle est alors nécessaire.

Deux propriétés essentielles sont recherchées concernant le matériau d'empreinte : la précision et la rigidité. Divers matériaux peuvent être utilisés (plâtre, polyéther, polyvinylsiloxane) mais aujourd'hui, c'est le plâtre qui est considéré comme un matériau de choix pour des empreintes supra-implantaires précises en cas d'édentement complet (35).

Il est recommandé d'utiliser du plâtre dur, de type classe IV (stabilité dimensionnelle, faible expansion de prise (0,08% environ), résistance à la compression élevée) (Fig. 2.1).

De nombreux auteurs s'accordent à penser que l'empreinte aux transferts reliés serait plus précise (36,37) et divers matériaux peuvent être utilisés pour relier les transferts (résine, composite flow...). Le plâtre semble s'imposer comme matériau de référence, simple et efficace (38-40) . Du fait de la rigidité de ce matériau, la solidarisation des transferts avec ce matériau n'est pas nécessaire et peut constituer un gain de temps pour le praticien.

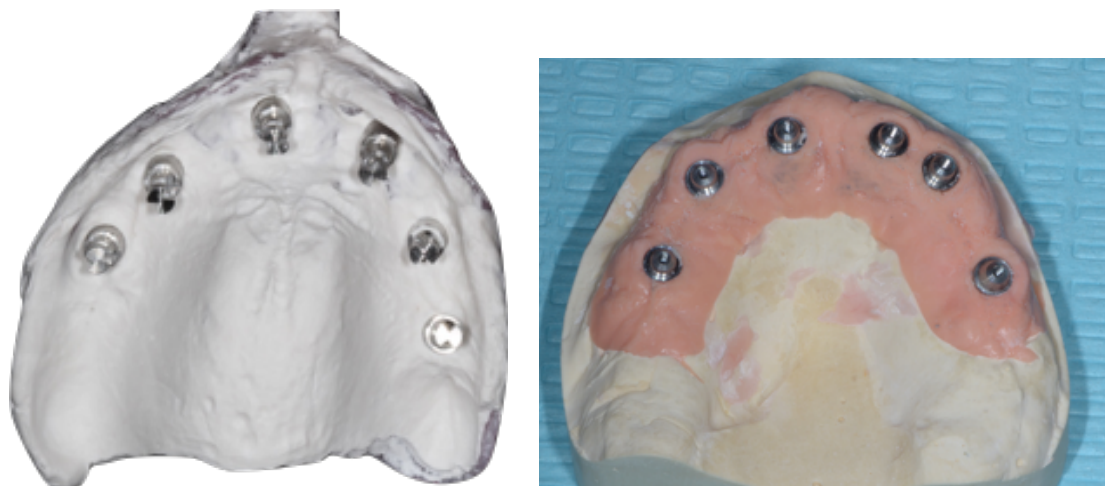


Fig. 2.1 : Empreinte au plâtre et modèle de travail (cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)

Une fois l'empreinte secondaire coulée, l'étape suivante consiste à vérifier la reproductibilité de l'empreinte vis à vis de la situation en bouche. Pour ce faire, une clé en plâtre est nécessaire (Fig. 2.2) (41). Il s'agit d'une poutre d'une section de 1cm^2 , essayée tout d'abord sur le modèle en plâtre puis en bouche. Sa mise en place suivie du serrage des transferts à 15 N.cm ne doit pas provoquer de fissure ni de fracture de ladite poutre. La fracture/fissure se produira en cas de faibles contraintes mécaniques (67).

Cet essayage permettra de faire coïncider la situation en bouche avec la situation sur le modèle. S'il n'est pas validé, un manque de passivité de l'armature en est déduit. Une nouvelle empreinte devra alors être réalisée.



Fig. 2.2 : Exemple de clé en plâtre (cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)

La réalisation de l'armature :

Différentes techniques de fabrication d'armature prothétique supra-implantaires existent. Plus elles sont précises et plus l'armature aura de chance de limiter les défauts d'ajustage et donc d'être passive.

Depuis peu, une véritable révolution numérique voit le jour : il est aujourd'hui possible d'acquérir, fabriquer et concevoir des armatures par le biais de logiciel de conception et de fabrication assistée par ordinateur (CFAO). Les récentes avancées techniques permettent de dire que les infrastructures réalisées via CFAO présenteraient une homothétie plus que satisfaisante, une excellente précision et passivité (42). Ces méthodes permettent un gain de temps tout en maintenant fiabilité et reproductibilité (43). D'après différents auteurs, les armatures CFAO présenteraient une précision supérieures à celles des armatures coulées ou soudées par laser (6,44,45).

Les empreintes optiques :

Les récentes avancées permettent de réaliser des empreintes optiques en vue de réalisation d'une prothèse implanto-portée. Cette méthode est utilisée dans les techniques de CFAO et n'est pour l'instant pas adapté aux arcades complètement édentées : couronnes unitaires et bridges partiels en sont les indications principales.

Les longs secteurs édentés sont en effets très uniformes comparés aux zones dentées. Il est très complexe de fusionner ces zones édentées sur le modèle global via des algorithmes appropriés, ce qui n'autorise pas l'utilisation de ce type d'empreinte chez l'édenté complet.

Par ailleurs, à partir d'une empreinte optique il est impossible de fabriquer en suivant un protocole tout numérique les connexions avec le pilier/l'implant le matériau cosmétique, les extensions distales, les dents et la gencive artificielle, ... La procédure conventionnelle est alors pour l'instant inévitable concernant les arcades complètement édentées.

L'empreinte numérique d'arcades édentées semble toutefois représenter un développement futur potentiel des méthodes numériques actuelles (46-48).

II.1.1.3. Évaluation clinique

Cliniquement, plusieurs tests permettent d'évaluer la passivité d'une armature implantaire :

- A l'observation :
 - Visualisation sur le modèle de travail et en bouche. Cette méthode est opérateur dépendant et dépend du sens tactile, de la finesse de la sonde, du pouvoir séparateur de l'œil, de la localisation du joint.
Une étude a montré qu'il est très compliqué d'apercevoir un hiatus de l'ordre de 50µm car la limite de résolution de l'œil est d'environ 100 µm (49).
 - Méthode de la pression digitale alternative
Méthode consistant à appuyer sur une extrémité et à observer s'il y a un hiatus ou un soulèvement qui apparaît au niveau de l'autre extrémité
- Méthode radiographique :
 - Ce test consiste à visser complètement une vis à une extrémité de la prothèse, puis à prendre un cliché radiographique de l'autre extrémité. L'opération est répétée en inversant les vis vissées.
En effet, la prothèse peut être en compression d'un côté et cela n'apparaîtra pas à la radiographie. C'est seulement lorsque la vis opposée est vissée et la première vis dévissée que l'on peut observer le soulèvement de la prothèse.

Sur les radios de bonne qualité, seuls les défauts d'adaptation dont l'épaisseur est supérieure au minimum visible à l'œil nu peuvent être observés, et ce, lorsque la connectique implantaire est plate. Lorsqu'elle est de type cône de centrage, la lecture des défauts d'adaptation est aléatoire (superposition piliers-cône des implants). Enfin, le hiatus peut être rendu invisible par la superposition des deux étages de la connectique conique en un seul plan.

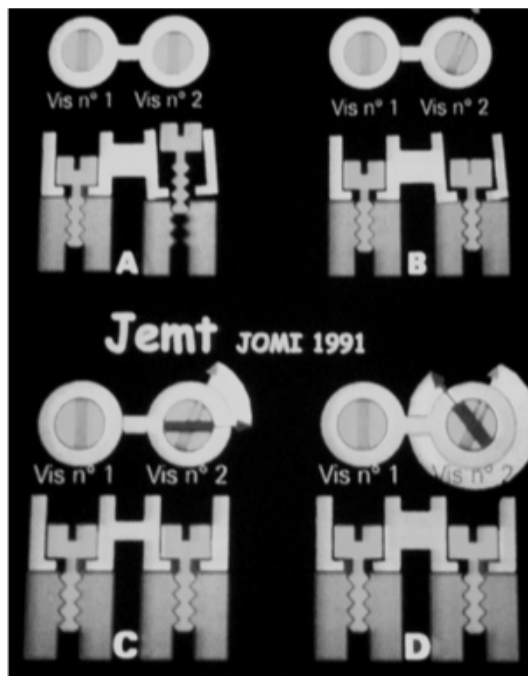
Le contrôle radiographique n'est donc pas adapté pour vérifier le parfait emboîtement des piliers dans les implants, l'absence de détection visuelle de hiatus n'étant pas la preuve d'un emboîtement parfait des pièces prothétique (9).

- Méthode du demi-tour de Jemt (50) :

Méthode consistant à serrer complètement une vis à une extrémité de la prothèse plurale. Le praticien teste alors les autres vis les unes après les autres. Il les visse de façon passive et régulière. La position de la vis en fin de serrage passif est alors enregistrée grâce à un repère sur la tête de vis. Le praticien visse alors, de façon active cette fois, et observe la nouvelle position du repère (Fig. 2.3).

Le serrage complet ne doit pas nécessiter plus d'un demi-tour pour une vis en or Brånemark, correspondant à la moitié de la distance entre 2 spires, soit une erreur d'adaptation de 150 µm (sur le Brånemark system, de Nobel Biocare).

Si plus d'un demi-tour est nécessaire, l'armature est mal adaptée et il est nécessaire d'augmenter la force de serrage pour compenser le manque d'adaptation. Cela mettra alors la vis en tension prématurée. L'armature sera dite active. Il faudra alors reprendre la réalisation de l'armature depuis le stade de l'empreinte.



- Visser la vis n°1 autant que possible (à une extrémité) (Cas A).
- Visser la vis n°2 sans exercer de résistance.
- Lorsque le contact se fait, une tension se fait ressentir.
- À ce moment, la prise d'un repère est nécessaire (Cas B).
- Si pour visser complètement on fait moins d'un demi-tour (Cas C) le vissage est dit passif.
- Si on fait plus d'un demi-tour (Cas D), le hiatus était trop important : l'armature est dite active et est donc non valide.

Fig. 2.3 : Illustration de la méthode du demi-tour de Jemt

- Test de passivité de Sheffield (51):

L'armature doit être fixée par une seule vis, à une extrémité. Sur les autres piliers, une recherche de hiatus, s'il existe, doit s'effectuer.

La procédure est ensuite à répéter sur le deuxième implant et ainsi de suite jusqu'au dernier. Si l'armature est ajustée à chaque étape, alors elle est parfaitement passive.

Quel que soient les tests utilisés, s'ils ne sont pas validés et que l'armature n'est donc pas passive, deux options s'envisagent :

- Réfection de l'empreinte pour avoir un maître modèle conforme à la situation en bouche.
 - Section judicieuse de l'armature, puis solidarisation en bouche à l'aide d'une résine (type Duralay®) après avoir validé radiographiquement l'adaptation de chaque segment prothétique sur les implants. Faire une sur-empreinte de l'armature recomposée. Il faudra ensuite réaliser le traitement de l'empreinte et élaborer un nouveau maître modèle sur lequel l'armature sectionnée sera soudée. L'essayage de l'armature soudée est à réaliser par la suite, selon le même protocole.
- Une étude pilote quant à elle démontre qu'un dispositif, initialement prévu pour être utilisé lors de la mise en place des implants (monitoring de la résistance et de la qualité de l'os pendant la mise en place) permettrait d'analyser la précision de l'ajustement entre armature/superstructure et l'implant. Il s'agit du dispositif Osseocare, Nobel Biocare® (52).
 - Le PERIOTEST peut également être utilisé pour mesurer la précision d'adaptation prothèse-implant. Un système rigide et sans mobilité signera une bonne adaptation. Un système moins rigide signera une mauvaise adaptation (53,54).

II.2. IMPÉRATIFS MÉCANIQUES DES ARMATURES

Quelques définitions préalables (55) :

- **la rigidité** est mesurée principalement par le module d'Young. Plus ce module est élevé, plus le matériau est rigide.
- **la résistance** caractérise la contrainte maximale qu'un matériau supporte avant de se rompre.

II.2.1. Rigidité

Afin de protéger les connexions ou extensions d'une fracture, une certaine rigidité est nécessaire. Elle permet d'éviter les déformations de l'armature et de protéger les piliers implantaires. Enfin, une armature rigide permettra d'éviter de transmettre des forces nocives à la crête édentée. Dans tous les cas, les zones de connexions devront être les plus larges et hautes possibles, dans le but de permettre une grande résistance à la pression et d'augmenter la rigidité. En effet, la résistance mécanique est proportionnelle à la largeur de l'armature et au cube de sa hauteur (56).

Le choix du matériau utilisé devra également être réfléchi, compte tenu de ses propriétés mécaniques. Il est néanmoins important de permettre en parallèle le respect des impératifs biologiques et esthétiques. Une épaisseur suffisante de l'armature sera par ailleurs nécessaire pour ne pas se déformer dans le four à céramique.

II.2.2. Soutien de la céramique

Afin d'éviter les fractures de céramique, celle-ci n'étant que très peu élastique, l'armature devra respecter plusieurs impératifs :

- Les angles sont à éviter (zone de fragilité de l'armature) : une anatomie aux reliefs doux et arrondis est de rigueur.

- Un espace suffisant pour le cosmétique doit être laissé par l'armature. L'épaisseur de la céramique doit être d'environ 1,2mm, répartie de façon homogène. En cas d'épaisseur supérieure, un risque de fracture de la céramique non soutenue est présent (57).
- L'armature doit initialement être lisse et sans porosité pour pouvoir supporter les traitements de surface nécessaires à l'adhésion armature-céramique.
- La jonction de métal-céramique ne doit jamais se trouver sur les trajets occlusaux.

Par ailleurs, en vestibulaire, l'épaisseur laissée au cosmétique doit être suffisante pour permettre une esthétique satisfaisante (pour la teinte notamment). En crestal, l'armature doit laisser la place à la céramique, celle-ci ayant un comportement favorable au contact des crêtes édentées (biocompatibilité, plus lisse). Avec les armatures usinées en titane on pourra également préférer une finition polimiroir en regard de la crête.

Quelle que soit la technique utilisée, l'armature doit être réalisée en fonction du montage dents sur cire réalisé et validé en amont. Pour vérifier son adéquation avec le montage il est possible d'utiliser une clef en silicone du montage directeur et de la positionner sur le modèle de travail avec l'armature en place (Fig. 2.4). Grâce à cela, la quantité de place est évaluée et on peut déterminer le soutien apporté par l'armature ainsi que l'espace laissé pour le cosmétique, qui doit être suffisant.

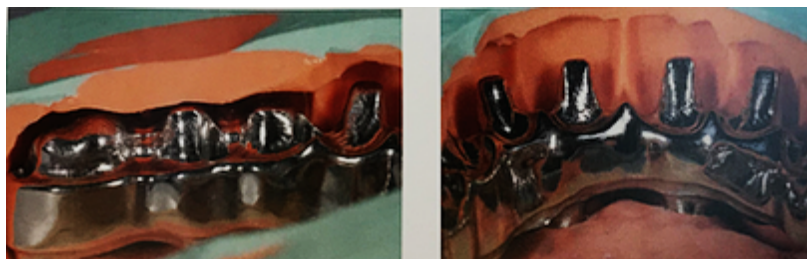


Fig. 2.4: Les clefs en silicone confirment qu'il est possible de monter le matériau cosmétique antérieur et des réaliser des éléments céramo-métalliques postérieurs (58)

II.2.3. Longueur des éléments en extension

Dans la littérature, plusieurs auteurs ont proposé des longueurs d'extensions maximales (59–65), cependant aucun consensus s'appliquant à tous les cas cliniques n'a pu être établi.

Un grand nombre de paramètres vont influencer la longueur des extensions distales des prothèses et la répartition des contraintes osseuses (66). Ils vont permettre d'adapter le choix de la morphologie de la prothèse : extensions réduites, extensions à éviter, extensions plus longues, à mettre en sous occlusion, ... Ces paramètres sont les suivants (66) :

- Paramètres liés au patient : forme d'arcade, position des foramens mentaux, propriétés de l'os, rapport couronne / implant, nature de l'arcade antagoniste, forces musculaires et parafunctions ;
- Paramètres liés aux implants nombre et répartition, dimensions, inclinaison, type d'implants ;
- Paramètres liés à la restauration prothétique : hauteur et inclinaison des piliers, armature, dents prothétiques, concept occlusal.

En outre, l'accès sous la prothèse devra être permis, afin de rendre possible les manœuvres d'hygiène.

II.3. IMPÉRATIFS BIOLOGIQUES DES ARMATURES

II.3.1. Morphologie de la prothèse

Les impératifs biologiques sont étroitement liés aux impératifs de qualité technique : adaptation et passivité.

La morphologie de la prothèse, influencée par la morphologie de l'armature, devra permettre de présenter des limites et embrasures accessibles au nettoyage. Elle devra également permettre d'avoir une position précise et fonctionnelle des dents, avec un profil d'émergence adapté. Un aspect naturel des éléments intermédiaires juxta-muqueux (espaces inter dentaires, relation avec la crête) devra être recherché.

II.3.2. Biocompatibilité

L'armature se devra d'être biocompatible. Un matériau et ses produits de dégradation sont dits biocompatibles s'ils ne provoquent aucune réaction toxique, mutagène, cancérigène, allergique ou inflammatoire. La biocompatibilité dépend des influences réciproques entre l'organisme et la prothèse. Elle dépend donc en partie du patient et de ses caractéristiques : allergie ou intolérance doivent être déterminées, de même que les autres matériaux déjà présents en bouche (56). L'un ne doit pas avoir d'effet défavorable sur l'autre.

Les céramiques présentent une très bonne biocompatibilité (67,68) (adhésion bactérienne limitée à leur surface, très faible solubilité, leurs effets toxiques sont limités...). Une étude comparant l'effet du titane et de la résine composite renforcée sur l'inflammation des tissus péri-implantaires a révélé qu'en terme d'hygiène et d'inflammation muqueuse chez le sujet édenté, le titane (finition polimiroir) est meilleur que la résine composite renforcée dans les prothèses fixes implanto-portées. La résine acrylique est quant à elle supérieure à la résine composite renforcée (Fig. 2.5) (69).

L'armature ne doit pas être iatrogène pour la crête édentée et permettre le maintien de la santé buccale et générale. Le nettoyage doit être permis et il ne doit pas y avoir de pression exercée de façon trop importante sur la crête.

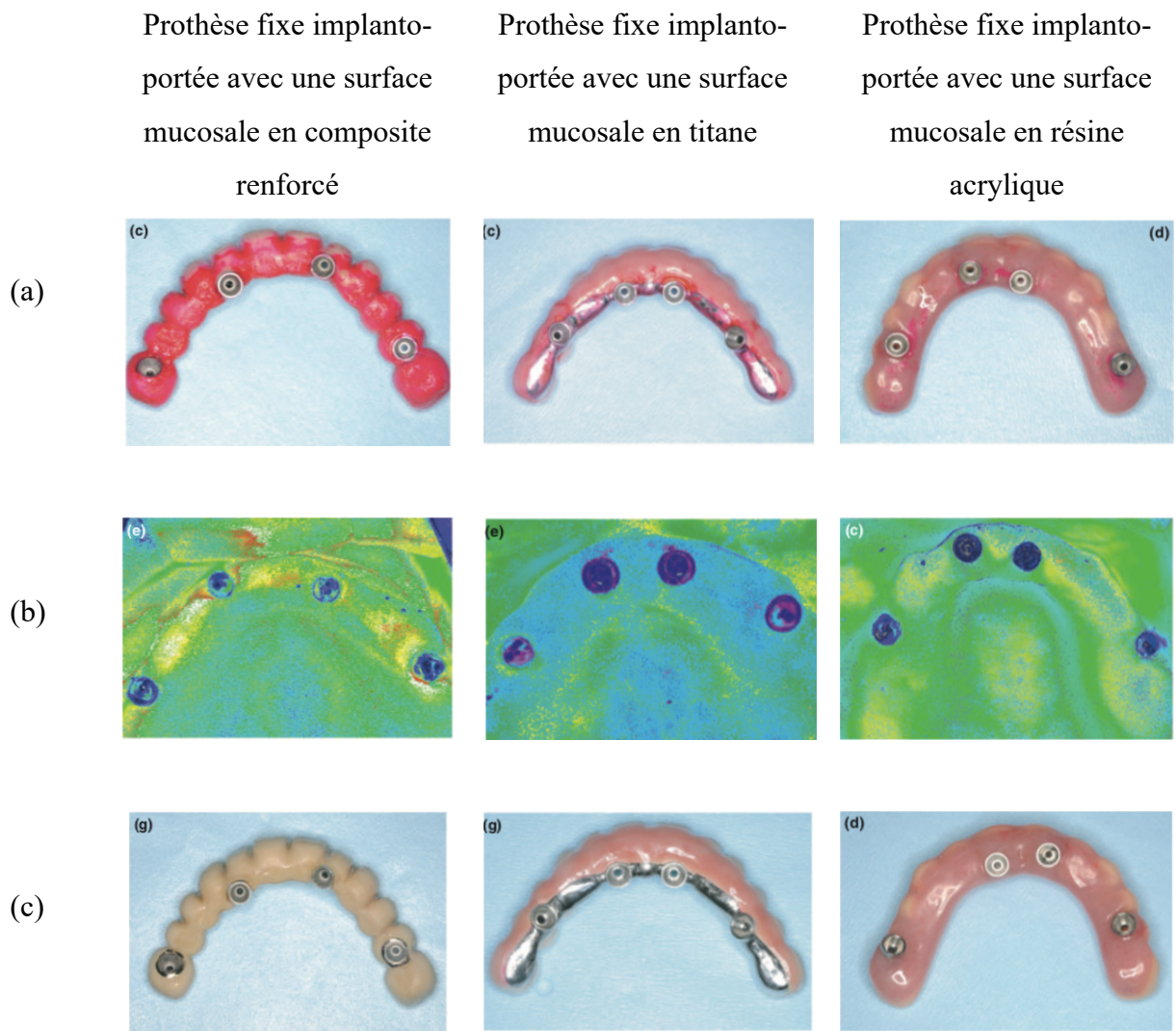


Fig. 2.5 : Comparaison des différents types de surfaces de contact mucosales (69)
(a) Révélateur de plaque sur prothèse (lors de l'évaluation initiale de l'étude)
(b) Images fluxométriques laser Doppler (lors de l'évaluation initiale de l'étude), technique étudiant le flux microvasculaire d'un tissu. Existence d'une relation « maladie parodontale-flux sanguin gingival » (70).
(c) Prothèse après nettoyage

II.3.3. Comportement à la corrosion

Le principal type de corrosion nous intéressant sera la corrosion galvanique. Celle-ci s'observe essentiellement lorsqu'il y a 2 ou plusieurs métaux présents en bouche. Plus un alliage est noble, plus il possède un potentiel galvanique. Il jouera le rôle de la cathode, responsable de la corrosion de l'anode (2^{ème} matériau), partie corrodable.

La corrosion se traduit par une dégradation du produit le moins noble : sa fonctionnalité et sa durabilité s'en trouvent altérées. La résistance à la corrosion est un facteur principal régissant la biocompatibilité (71). Qu'ils soient coulés ou usinés, les alliages métalliques des structures supra-implantaires couplé aux implants peuvent générer un courant galvanique. Ce courant pourra produire des effets locaux (maladies buccodentaires dermatologiques ou parodontales (72–74)) et généraux dans l'organisme, en plus d'une dégradation environnante (75).

Le titane, composant principal de l'immense majorité des implants ainsi que ses alliages présentent des courants galvaniques de l'ordre de quelques nano-ampères. Son potentiel ECS est de -5 mV. Il faudra autant que possible essayer de le combiner avec des matériaux avec lesquels il présentera une différence de potentiel standard allant jusqu'à 200mV. Ce fait permet d'éviter que le titane ne prenne le rôle d'anode corrodable. Concrètement, cela revient par exemple à éviter d'associer le titane avec des métaux comme le platine ou l'or pur, dont le potentiel standard ECS est supérieur à 200 mV : +374 mV et +356mV respectivement (Fig. 2.6).

Un choix judicieux du matériel prothétique à associer avec l'implant sera nécessaire. Il pourra être orienté par la capacité de résistance à la corrosion des supra-structures couplées aux implants en titane, qui peut-être plus ou moins forte. Les armatures en titane par exemple, montreront une excellente résistance à la corrosion, qu'elles soient usinées ou coulées. Les alliages à base d'or quant à eux présenteront une très bonne résistance à la corrosion qui décroît avec la teneur en or alors que les alliages en nickel-chrome ont un potentiel de corrosion élevé (76).

Ainsi, lors du couplage du titane aux alliages dentaires (*à base d'Au, Pd ou Co-Cr*), la corrosion existe, mais son niveau est faible (77) : le titane ne présentera alors qu'une minime libération d'ions dans le tissu péri-prothétique.

CLASSIFICATION PAR POTENTIELS GALVANIQUES					
Désignation	Famille d'alliage	Composition %			Potentiel ECS en milli volt dans Na Cl
		Au	Pt	Pd	
PLATINE	METAUX PURS		1000		+ 374
OR	METAUX PURS	1000			+ 356
EC 920 Diazéram SF	OR CERAMIQUE JAUNE	851	100	20	+ 232
EC 910 Diazéram	OR CERAMIQUE JAUNE	854.5	80	25	+ 220
EC 720 Céramzyl	OR CERAMIQUE BLANC	590		300	+ 217
EC 430 Forzaden	ALLIAGE BLANC A COULER	40		300	+ 213
EC 520 Actazéram	BASE PALLADIUM CERAMIQUE	20		785	+ 206
EC 730 Céramzyl 51	OR PALLADIUM BLANC	510		383	+ 184
EC 830 Dentozan	OR JAUNE A COULER	730	22	28	+ 180
EC 420 Dentozyll	ALLIAGE BLANC A COULER	100	100	220	+ 176
EC 500 Adorpall G	BASE PALLADIUM CERAMIQUE	150		520	+161
EC 530 Palzéram	PALLADIUM ARGENT CERAMIQUE			615	+ 160
EC 630 Claforzan	OR JAUNE A COULER	580	9.8	46	+ 136
EC 930 bio Adorbond p300	OR CERAMIQUE JAUNE	794	16		+118
EC 750 Céram 400	OR CERAMIQUE BLANC	400	100	190	+107
EC 460 Paladen	ALLIAGE BLANC A COULER	112	30	250	+ 106
EC 850 Inlay extra hard	OR JAUNE A COULER	685	30	35	+73
EC 860 bio Ador PF	OR JAUNE A COULER	709	35		+59
TITANE	USINE PASSIVE				- 5
Nickel Chrome (23% Cr)	CERAMIQUE				- 182
Cobalt Chrome (30% Cr)	STELLITE				- 220

Fig. 2.6 : Classification des métaux par potentiel galvanique (78)

La dégradation des céramiques dentaires existe (67,79–81) . Elle se produit en raison d'attaques chimiques (solubilité dans un environnement acide, neutre, alcalin), parfois en raison de forces mécaniques (usure) ou d'une combinaison des deux. La durabilité chimique des céramiques est

influencée par le caractère chimique du milieu corrosif, le temps d'exposition et la température. La solubilisation semble plus rapide pour les ions des phases vitreuses que pour ceux des phases cristallines. Ce processus est extrêmement lent.

III. HISTORIQUE

III.1. ARMATURE EN OR, ARMATURE COULÉE

L'armature en **or** était la solution la plus conventionnelle. Elle est raliée aux concepts de Brånemark, bien qu'en 1965 ça soit une prothèse avec une armature en **chrome-cobalt** qui venait se connecter sur les premiers implants en titane. C'est au cours des années 1970 que les armatures ont été repensées en alliages précieux : c'est une meilleure stabilité occlusale et gestion de l'esthétique par apports de céramique cosmétique qui étaient alors recherchées.

Cependant, les alliages précieux présentaient des imprécisions, liées :

- au procédé de cire perdue
- à la masse des armatures
- aux imprécisions liées aux phases de laboratoire.

Le coût de ces alliages également était à considérer. C'est pour ces raisons que ces méthodes et matériaux ont été progressivement abandonnés (82).

L'alliage chrome-cobalt a séduit par ses bonnes propriétés mécaniques, son faible coût. Il a également permis de pallier aux problèmes d'allergies rencontrés avec le nickel-chrome. Des variations de composition s'observent en fonction des alliages.

Le **titane** est ensuite rapidement venu remplacer ce matériau : la précision d'ajustage et les performances cliniques se sont alors retrouvées optimisées, bien que sa coulée soit complexe dans les structures non industrielles.

La première génération d'armatures en titane reposait sur la liaison par soudure laser de cylindres supra-implantaires préfabriqués en titane avec une barre de jonction (83). Les différents composants de la barre étaient ensuite alignés, à nouveau reliés par soudure laser. Ce

n'était qu'après empreinte que ces différentes parties étaient soudées entre elles, sur le modèle de travail.

La réalisation d'armatures par technique coulée est possible avec les alliages métalliques précieux ou non précieux. La coulée du titane est également possible mais complexe.

Lors de la coulée, un risque de distorsion existe. Celle-ci est tridimensionnelle et augmente avec la courbure du bridge et sa taille (34).

Ainsi, bien que la réalisation d'un élément unitaire soit simple, la coulée d'un bridge complet s'avère moins bien contrôlable : l'adaptation s'en voit alors diminuée.

En cas de déformation (ou parfois en première intention, lorsque la taille et la morphologie du bridge l'indiquent), il faudra alors segmenter l'armature du bridge de grande étendue et recourir à des soudures et brasures entre les différents segments composant ladite armature. Ces zones resteront des zones « fragiles » de la structure. La supra-structure sera alors plus sujette à la fracture (84). Différentes techniques existent : technique de soudo-brasage, collage, surcoulée, électro-érosion (56).

Les techniques de brasage sont généralement utilisées pour les armatures en or tandis que le soudage laser est plutôt recommandé pour les armatures en titane.

La déformation d'armature ne serait que peu variable selon le métal utilisé, d'après Gebelein (85). Il note cependant une moindre déformation des métaux nobles comparés aux métaux base métal et au titane. La déformation dépendrait de la configuration de l'armature. D'après lui, une armature passive de la dimension d'un bridge complet est impossible à réaliser par la technique coulée.

Dans l'étude de Torsello, la passivité d'une armature complète, réalisée par la méthode de cire perdue en titane, ne peut être obtenue qu'après ajustement. La coulée du titane est particulièrement compliquée en raison des difficultés de coulée propres à ce métal et peut expliquer en partie les résultats de cette étude. Cette observation est confirmée par l'étude de Mitha, d'après laquelle les armatures de bridge complet implanto-porté en titane réalisées par la technique de cire perdue présentent des défauts de passivité important, de façon systématique (86).

Concernant la technique de réalisation, l'armature qui se voudra coulée est premièrement sculptée par le prothésiste. Sa coulée est réalisée par la suite, avant d'être ajustée et surfacée. Pendant le modelage en cire, le prothésiste utilise les modèles montés sur articulateur ainsi que des clés en silicone représentant le volume de la future prothèse pour s'assurer que l'armature ait une bonne réduction homothétique (Fig. 3.1). Ces clés permettent également de guider le placement des éléments de rétention mécanique. Elles ont été réalisées à partir du montage dents sur cire validé en amont.

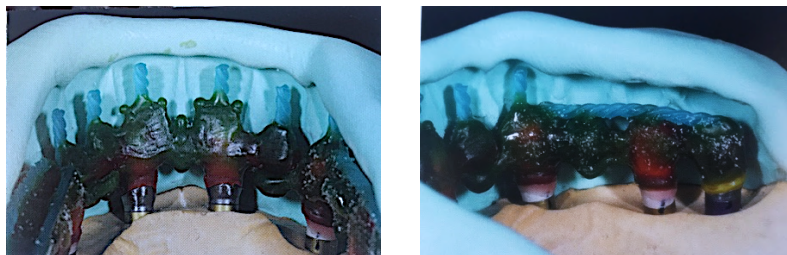


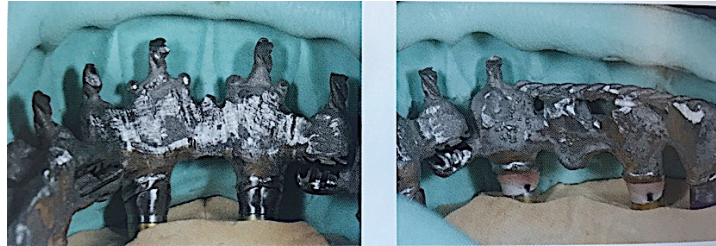
Fig. 3.1 : Exemple de clés en silicone représentant le volume de la future prothèse (58)

Lorsqu'une segmentation de l'armature s'envisage, les segments sont placés sur le modèle et ajustés après coulée (Fig. 3.2). L'essayage de chacun est ensuite réalisé en bouche et les segments sont solidarisés directement dans la cavité buccale à l'aide d'une résine. Ils sont alors replacés sur le modèle puis assemblés sur des surfaces suffisamment larges et longues via les techniques citées précédemment, au laboratoire, permettant alors d'obtenir une stabilité et adaptation suffisante. La clef en plâtre n'est pas utilisée dans ce cas-là. L'armature complète est essayée en bouche après solidarisation. Si l'essayage est jugé satisfaisant, les finitions peuvent s'envisager.

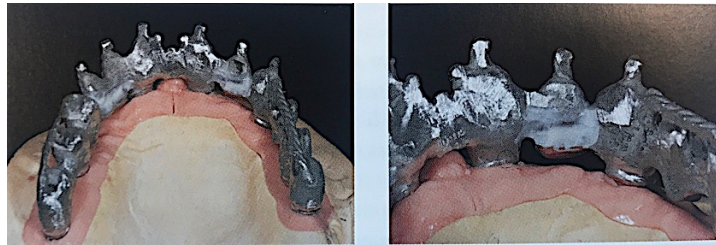
Sur les images suivantes, l'assemblage des segments est réalisé via collage.



(a)



(b)



(c)

Fig. 3.2 : Armature segmentée (58) :

(a) Modelage en cire des segments de la future armature

(b) Différents segments de l'armature coulées

(c) Assemblage des différents segments via collage

Le système « Cresco Ti Precision » (Fig. 3.3 et 3.4).

Ce système a été développé dans le but de corriger les inévitables distorsions dues à la réalisation d'une armature en titane coulée. Il utilise l'approche conventionnelle pour la fabrication de l'armature : la technique de la cire perdue. La correction de la distorsion est réalisée par section horizontale de la partie apicale de l'armature coulée suivie d'une soudure laser où la partie coronaire de l'armature est assemblée à un nouveau cylindre de titane pré-usiné monté sur les répliques de pilier du maître modèle. Ce système compatible avec 17 marques d'implants permet la réalisation de bridges implantaires transvissés de plus ou moins grande étendue dans une large gamme d'alliages (87).

Cette méthode permet d'obtenir d'excellents résultats en terme d'ajustement et de passivité, similaires à ceux observés lors des réalisations via CFAO (6) mais elle présente tout de même des inconvénients (87):

- la méthode a peu de recul clinique et il y a peu de bibliographie sur ce sujet.
- possible fracture au niveau des soudures laser en cas de défaut de réalisation ; en effet, les soudures étant réalisées par le technicien de laboratoire, leur qualité est donc opérateur-dépendant, cette méthode semble donc être plus soumise aux erreurs humaines que les autres méthodes CFAO (Procera® Bridge)
- du fait de l'utilisation de cylindres préfabriqués les profils d'émergence sont toujours identiques (cylindriques)
- la technique peut se révéler délicate à manier cliniquement ; en effet, l'angulation des puits de vis peut rendre difficile le vissage et dévissage des vis de prothèse.

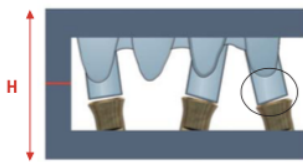


Schéma 1 : armature mal ajustée à cause des déformations de coulée placée sur les analogues de pilier avant la mise en précision



Schéma 2 : les embases prothétiques de l'armature sont ajustées selon un plan horizontal bien défini

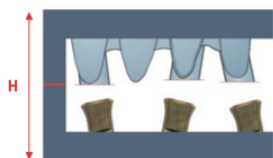


Schéma 3 : les supports de bridge préfabriqués adaptés à la marque de l'implant utilisé sont vissés sur les analogues d'implant ou de pilier

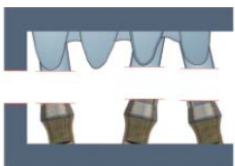


Schéma 4 : les supports de bridge sont ensuite coupés dans le même plan horizontal que les extensions de l'armature

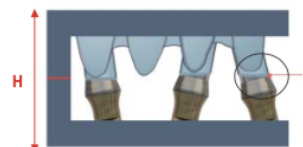


Schéma 5 : une soudure au laser réunit les surfaces : supports de bridge et armature parfaitement ajustés après la mise en précision

Fig. 3.3 : Illustration du système « Cresco Ti Precision » (87)



Fig. 3.4 : Système « Cresco Ti Precision »(6)

In vitro, on observe une diminution des contraintes distribuées à l'os lors de l'utilisation de la méthode « Cresco Ti Précision » par rapport aux armatures réalisées sans amélioration de la précision (88). Cette méthode permet de s'affranchir des problèmes liés au fraisage du titane : porosité de l'armature, dégradation des propriétés mécaniques (89), altération de l'adhérence porcelaine – structure métallique (90).

L'usinage arrive ensuite comme successeur de la technique coulée. Cette technique consiste à fraiser des blocs de céramique ou de métaux. Ce travail à froid évite alors les déformations de coulée.

III.2. APPARITION DE L'USINAGE, ÉVOLUTION DES MATÉRIAUX UTILISÉS

L'usinage a pour but de réaliser des éléments prothétiques à partir d'un matériau brut, de façon extrêmement précise. Comme vu précédemment, les structures supra-implantaires nécessitent entre autres une excellente passivité et ce procédé permet de s'en rapprocher au maximum, permettant alors d'avoir un système précis et étanche.

Une des meilleures façons de pallier aux problèmes de coulée d'armature cités plus haut consiste à utiliser l'usinage assisté par ordinateur. Cette technique s'est progressivement

instaurée dans les pratiques actuelles. Le terme de conception et/ou de fabrication assistée par ordinateur (CFAO) est employé. Cette méthode est simple, rapide, modifiable et précise.

Les résultats publiés dans la littérature permettent de penser que les prothèses implanto-portées réalisées par techniques de CFAO amènent à des résultats cliniques aussi bons que les techniques conventionnelles mais ils ne mettent pas en évidence d'amélioration significative par rapport à ces dernières aujourd'hui (91,92). Cependant, les techniques de CFAO présentent certains avantages qui semblent décisifs : la précision, la reproductibilité, les protocoles sécurisés, la diversité des matériaux utilisables, le gain de temps et le coût. Il est important de garder à l'esprit que ces techniques restent opérateurs dépendants et nécessitent une grande rigueur de protocole. La formation pour l'utilisation des logiciels informatiques et rigueur de l'élaboration prothétique sont nécessaires (42).

L'apparition de l'usinage a fait émerger de nombreux changements dans le protocole de réalisation des prothèses : les armatures auparavant coulées font place aux armatures usinées. L'utilisation d'une clef en plâtre afin de contrôler la validité de l'empreinte à partir de laquelle sera réalisée l'armature « monobloc » est nécessaire.

L'usinage est possible avec divers matériaux et s'est premièrement mis en application avec le chrome-cobalt, puis avec le titane et aujourd'hui avec la zircone.

Avec le temps, l'usinage s'est imposé comme procédé de fabrication, notamment pour le titane, à la coulée complexe dans les structures non industrielles.

L'usinage présente quelques inconvénients, à savoir : perte importante de matière première, fraises utilisées coûteuses et s'usant rapidement, faibles imprécisions d'usage (dues aux flexions des fraises), déformation du matériau (titane par exemple) (93).

III.3. ARMATURE USINÉE EN TITANE ET CR-CO

Comme vu précédemment, l'usinage s'est rapidement imposé comme procédé de fabrication. Une des avancées majeure de ce procédé est l'apparition du système Nobel Procera®, permettant d'usiner « en une seule pièce » les composants prothétiques en titane, sans aucune soudure (94). Ce système sera décrit plus loin. D'autres centres d'usinage se sont ensuite développés, parmi les plus connus : Simedra®, Zfx™ ...

Les armatures de dernière génération sont également fabriquées à partir d'une seule pièce : sous contrôle numérique via un ordinateur, cette pièce est fraisée (FAO, fabrication assistée par ordinateur). L'adaptation passive est obtenue de façon aisée. Les imprécisions d'usinage qui existaient auparavant font désormais place à des précisions d'acquisitions remarquables (95). Un des inconvénients majeur s'observe en cas de non-adaptation passive de l'armature, s'expliquant par un défaut d'enregistrement de la position des implants. Ces armatures ont en effet des possibilités de brasure limitées (même par laser) elles ne peuvent alors pas être récupérées.

Riedy a comparé la précision d'adaptation d'armatures réalisées de 2 façons différentes :

- Armature monobloc, coulé en or à partir de la technique de cire perdue
- Segments d'armature usinés en titane à partir d'une maquette en résine, secondairement puis soudés entre eux au laser.

Le système présentant la meilleure adaptation est le système usiné (49).

Takahashi quant à lui compare des armatures en or coulées en un bloc et le système Nobel Procera® « All in One » usinant des armatures en titane d'un seul bloc et mesure leur précision d'adaptation. Le système Nobel Procera® semble présenter de meilleurs résultats mais les 2 sont acceptables (96). Passivité et adaptation semblent donc meilleures via le système Nobel Procera® mais aucune valeur clinique ne peut être déduite de ces articles.

Les améliorations des méthodes d'usinage permettent aujourd'hui d'extrêmes précisions d'adaptation, et cela de façon constante. Lorsque l'adaptation de trois types d'armatures est comparée (deux en titane usinées et une en or réalisée de façon conventionnelle) il s'avère que les armatures usinées en titane permettent une meilleure précision que ceux en or et que la céramique cosmétique n'altère pas cette précision (Fig. 3.5) (97).

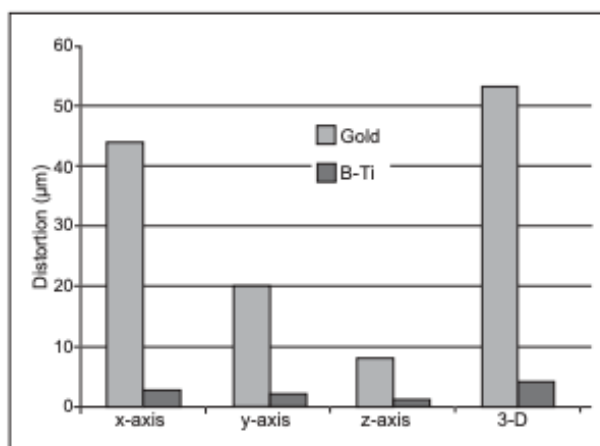


Fig. 3.5 : Distorsion moyenne du point médian des armatures en métal précieux coulé et en titane usiné par rapport au maître modèle (97)

III.4. AUTRE MATÉRIAU D'ARMATURE USINÉ : LA ZIRCONÉ

La **zirconé** a été introduite petit à petit dans le panel de matériau permettant de concevoir des armatures de grande étendue avec précision. Sa biocompatibilité, ses propriétés mécaniques et optiques sont ses points forts (98). En outre, les possibilités de conception et fabrication assistées par ordinateur permettent de réaliser des bridges transvissés de grande étendue céramo-céramique. La fausse gencive (lorsqu'elle sera réalisée) sera en céramique. Ce matériau nécessite une grande rigueur de fabrication car si ça n'est pas le cas, des fractures de l'armature ou un « chipping » peuvent s'observer. Un recouvrement en céramique uniquement sur la partie vestibulaire peut s'envisager sur un bridge « full zirconé » afin de remédier à ces inconvénients (99).

Zirconé 3Y-TZP

La zirconé cristallise dans 3 réseaux différents en fonction de la température, tout changement de structure s'accompagnant d'une variation dimensionnelle. Une des solutions pour stabiliser la zirconé est de la doper à l'oxyde d'yttrium afin d'obtenir une structure stable tétragonale. C'est dans ce contexte qu'a été fabriqué le bloc de zirconé partiellement stabilisée « 3Y-TZP » (3 Ytria tetragonal zirconia polycrystal). La taille des grains constituant le bloc de céramique 3Y-TZP ainsi que la taille et le nombre de fissures pré-existantes conditionnent les propriétés

mécaniques de cette céramique 3Y-TZP. Ces paramètres sont déterminés par les conditions de fabrication des blocs de céramique.

La cause principale des fractures des céramiques est la propagation des fissures sous l'effet des contraintes. Lorsque la zircone 3Y-TZP subit une contrainte, son état stable est modifié, mais cela est considéré comme bénéfique. En effet, cette zircone passera de l'état tétragonal à un état monoclinique, processus s'accompagnant d'une expansion tridimensionnelle. Les cristaux situés dans le champ de contrainte vont connaître une expansion, phénomène s'opposant à la propagation de fissure (100) (Fig. 3.6) . Ce phénomène se traduit par une augmentation de la tenacité du matériau, synonyme d'une meilleure résistance à long terme.

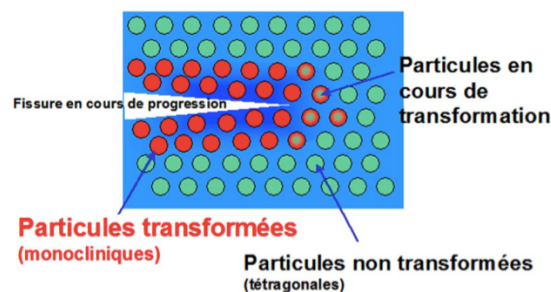


Fig. 3.6 : Mécanisme du renforcement de la céramique Y-TZP (101)

Aujourd'hui, 2 types de céramique Y-TZP sont présentes sur le marché : dense (HIP), difficilement usinable, ou micro-poreuse (CIP), facilement usinable.

L'armature des bridges en zircone se doit de respecter certains critères :

- Afin de ne pas fragiliser la connexion entre les différents intermédiaires, la connexion doit posséder un grand rayon de courbure (0,9mm au minimum) et présenter une forme en « U » (102).
- Les contraintes les plus importantes se concentrent au niveau de la connexion centrale, conduisant parfois à des fractures au niveau de la connectique médiane (103). Selon la résistance à la flexion du matériau, une augmentation de la surface de connexion devra alors s'envisager. C'est une donnée que le concepteur devra incorporer lors de la CAO (conception assistée par ordinateur).

Pour finir, la zircone peut être utilisée de façon « monolithique ». Cette utilisation permet de diminuer les éclats de céramique mais suscite 2 problèmes majeurs : l'esthétique et l'usure des dents antagonistes.

Différentes solutions ont été proposées pour pallier au problème de la blancheur excessive et du manque de translucidité de la zircone : infiltration de colorant (par immersion ou au pinceau) et modification microstructurales, respectivement (104).

Récemment, c'est l'utilisation de blocs de zircone présentant un gradient de teinte et de translucidité lors de l'usinage qui s'est proposé.

Concernant l'usure des dents antagonistes, les études in vitro montrent une usure inférieure à celle provoquée par la vitro céramique (céramique cosmétique) (105).

La zircone semble présenter une alternative totalement acceptable aux métaux utilisés actuellement pour confectionner les armatures de grandes envergures implanto-portées, comme tendent à le faire penser divers études (106–108).

L'usinage de la zircone est possible (Fig. 3.7) mais peut parfois s'avérer long. Cinquante heures sont par exemple nécessaires pour réaliser une armature en zircone HIP (type de céramique Y-TZP), présentant néanmoins une très bonne résistance et stabilité dimensionnelle.

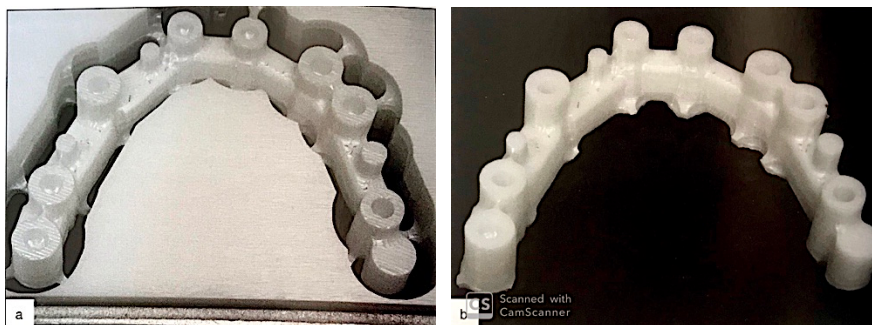


Fig. 3.7 : Armature sur son disque d'usinage (a), armature en cours de finition (b) (104)

Nouvelle génération de zircone :

Un objectif majeur des industriels était d'améliorer des propriétés esthétiques de la zircone tout en conservant ses propriétés mécaniques, dans le but d'élaborer une zircone convenant aux restaurations monoblocs et esthétiques. En 2012 puis en 2015 apparaissent alors respectivement les zircons de 2^{ème} et de 3^{ème} génération (5Y-TZP, 5mol% Y-TZP), aux propriétés esthétiques constamment améliorées.

Cette zircone 5Y-ZP de « 3^{ème} génération », appelée « zircone translucide » aurait alors la résistance de la zircone et une translucidité plus proche du disilicate de lithium. Une comparaison in vitro de la zircone 3Y-TZP, 5Y-ZP et du disilicate de lithium (109) conclut que le 5Y-ZP se situe entre le 3Y-TZP et le disilicate de lithium en terme de résistance à la flexion et de translucidité.

D'après les auteurs de cette étude, des études supplémentaires sont nécessaires pour comparer la résistance et la durabilité de ces matériaux (109).

III.5. MATÉRIAUX UTILISÉS : PRÉSENTATION, AVANTAGES, INCONVÉNIENTS

Les différents matériaux utilisés ou ayant été utilisés en pratique « courante » à ce jour et que ce travail comparera seront donc :

- L'or. Il sera utilisé sous forme d'alliage, sa concentration est variable selon les alliages utilisés. Cet élément sera associé à des éléments provenant de la mine du platine : platine, palladium, rhodium, ...
- Le chrome cobalt
- Le titane
- La zircone

Il existe 3 catégories d'alliages dentaires selon l'ADA (American Dental Association) : « high noble » (minimum 40% d'or, taux de métaux nobles 60% du poids de l'alliage), « noble », « base métal ».

Il existe également une norme, NF EN ISO 22674, qui classe les matériaux dentaires métalliques. Parmi les 6 types de matériaux métalliques classifiés, seuls les types 4 et 5

intéresseront ce travail de thèse car ils sont destinés aux réalisations prothétiques supportant des sollicitations importantes.

Comparaison des caractéristiques des différents matériaux évoqués (Tableaux 1-4)

(56,110–116):

Tableau 1- Comparaison des propriétés physiques des matériaux

Propriétés physiques				
	Or	Chrome cobalt	Titane TiAl ₆ V ₄	Zircone
T° de fusion (°C)	940 -1100	1320 – 1420	1670	Zircone : 2715 Yttrium : 1500
T° de coulée (°C)	1230-1240	1300 – 1600	1650-1720	Température de frittage : 1350-1500 (Y TZP CIP)
Coefficient d'expansion thermique (x10 ⁻⁶ /°C)	14,3 (or) 13.9 à 16.8 (alliages précieux)	14.1 à 14.5	8,5	10.4
Densité ρ (g.cm ⁻³)	19,3 (or pur)	8,3	4 ,5	6,06 (après frittage)
Conductivité thermique (W m ⁻¹ K ⁻¹)	A 20°C 317	A 20°C 12,6	A 20°C 22	A 25°C 1,9

Tableau 2- Comparaison des propriétés mécaniques des matériaux

Propriétés mécaniques				
	Or	Chrome-cobalt	Titane TiAl ₆ V ₄	Zircone
Limite élastique (MPa)	Alliages type 4 ADA (base Au) : 585	Dépend de la composition de l'alliage. Pour 4 alliages Cr-Co présentés ici (<i>Coron, System soft blank, Remanium star, Biocera 2 mill</i>): 375 à 620		
Module d'élasticité (GPa)	95 à 100	190-240	110	200-210
Dureté Vickers HV	170 à 300	260 à 285	340	1394
Resistance à la flexion (MPa)	250-500	300-800	340 à 450	1400
Tenacité (MPa m ^{1/2})	200-400	400-800	50 à 80	3.5-4.5

Tableau 3- Comparaison de la précision d'adaptation des matériaux

Précision d'adaptation			
Or	Chrome-cobalt	Titane TiAl ₆ V ₄	Zircone
Coulée par technique de cire perdue de haute précision (56)	Usinage plus précis que technique coulée. Précision semblable au titane lorsqu'il est usiné (117). Précision d'adaptation 25 microns (110)	Supérieure aux alliages précieux (diminution du joint avec la partie implantaire : qualité biologique des prothèses implantaires augmentées) (94,118). Précision d'adaptation 25 microns (110)	Acceptable mais inférieure aux systèmes coulés pour les restaurations prothétiques d'arc complet (119)

Tableau 4- Comparaison des propriétés biologiques des matériaux

Propriétés biologiques :			
Or	Chrome-cobalt	Titane TiAl ₆ V ₄	Zircone
Résistance à la corrosion			
Résistance élevée, influencée par l'additions mineures d'éléments dans les alliages. Une vérification des contrôles faits par le fabricant est nécessaire (120)	Résistance augmentée grâce au chrome (121).	Résistance très satisfaisante en milieu biologique (couche protectrice d'oxyde). Le comportement vis-à-vis de la corrosion du titane coulé, semble être similaire à celui des pièces usinées. La rugosité affecte de manière significative son comportement à la corrosion (122).	Pas de corrosion. Solubilité très faible.
Biocompatibilité			
Plus la proportion d'or est élevée, meilleur est le comportement (123)	Réaction inflammatoire chronique au contact des tissus possible (110) Bonne tolérance biologique	Excellente biocompatibilité, aucun cas d'allergie au titane encore décrit, croissance bactérienne faible à son contact.	Faible potentiel de colonisation bactérienne (dû à la rugosité et mouillabilité de la zircone).
Faible risque de réaction d'hypersensibilité (124)	Stabilité électrochimique des alliages usinés meilleure que celle des alliages coulés (125)		Pas de toxicité Pas d'allergie Diminution de la croissance bactérienne Inertie chimique

Présentation des avantages/inconvénients des matériaux évoqués (Tableau 5-9)

(56,110,111) :

Tableau 5- Or

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Recul clinique - Malléable (plus que le titane et la céramique) - Peu de risque de corrosion - Pas d'oxydation lors du frittage - Propriétés mécaniques, physico chimiques et biologiques - Possibilité d'utiliser des céramiques conventionnelles (haute fusion) - Biocompatible - Longévité et innocuité - Coulée par technique de cire perdue de haute précision - Possibilité de soudo-brasures avant ou après la mise en place de céramique 	<ul style="list-style-type: none"> - Risque de déformation à la coulée - Armature étendue plus sujette à la déformation - Esthétique moindre que la céramique (mais meilleure que le titane) - Coût - Manipulation délicate et longue, résistance mécanique - Module d'élasticité peu élevé : connexions larges nécessaires afin de garantir la rigidité de l'armature - Propriétés mécaniques qui contre indiquent ce matériau pour les bridges de grande étendue

Tableau 6- Chrome-cobalt

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Rigidité et dureté élevée - Limite élastique permettant de ne pas subir de déformations permanentes même sous contraintes élevées. - Intervalle de fusion élevée : émaillage avec céramiques feldspathique classiques possible. - Résistance à la corrosion via passivation de l'alliage 	<ul style="list-style-type: none"> - Possibilité de brasure limitée - Réaction inflammatoire chronique possible au contact des tissus - Risque de corrosion - Esthétique limitée - Coulée moins facile qu'avec les alliages nobles car densité faible. Une amélioration est possible par ajout de Beryllium (qui contrôle en plus la couche d'oxydation nécessaire à la mise en place de la céramique).

Tableau 7- Titane

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Résistance à la corrosion - Bactériostatique - Bonne mouillabilité - Biocompatible - Absence d'impuretés de surface lorsqu'il est usiné (à la différence de quand il est coulé). - Léger (4 fois moins lourd que les alliages semi précieux) : à volume égal, le poids des éléments prothétiques en titane est pratiquement deux fois moindre que ceux réalisés en alliage Co-Cr et environ quatre fois moindre que ceux réalisés en alliage base Au. - Amagnétique. - Faible densité, peu conducteur de chaleur, non toxique. - Évite le polymétallisme lorsqu'il est utilisé conjointement avec un implant en titane. - Possibilité de coulée, d'usinage et d'électro érosion. - Possibilité de soudure avec tous les procédés mais préférentiellement le laser. - Résistance mécanique. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Faible densité 2. Technique de coulée différente de celle des autres alliages (point de défusion a 1720°C) 3. Réaction de la couche d'α-case avec les composants de l'environnement : modification des propriétés mécaniques de la pièce. <ul style="list-style-type: none"> ⇒ Ces 3 points rendent la coulée du titane délicate. <p>A cela s'ajoute les impératifs pour sa réalisation : chambre à dépression, coulée sous argon, revêtement spécial, ... ainsi que sa conductivité thermique très inférieure aux autres alliages utilisés en prothèse : autant d'inconvénients rencontrés lors de l'utilisation de la technique de coulée du titane.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Possibilité de brasure limitée (mais soudage laser possible) - Transformation allotropique à 882,5°C (variations dimensionnelles lors du changement de phase) et structure dimorphe → compatible uniquement avec les céramiques basse fusion - Esthétique limitée - Pyrophore : refroidissement par eau pulvérisée nécessaire lors de l'usinage - Relative flexibilité : possibilité de flexion d'une pièce de faible épaisseur en cours d'usinage (sous pression de la fraise)

Tableau 8- Chrome-cobalt & Titane

Avantages
<ul style="list-style-type: none"> - Coût de traitement moindre pour le patient - Moins d'étapes cliniques et donc moins de temps de traitement global - Forte biocompatibilité : jonction implant prothèse sous gingivale envisageable <ul style="list-style-type: none"> - Peu de risque de corrosion - Propriétés mécaniques élevées - Précision d'adaptation

Tableau 9- Zircone Y-TZP

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> - Biocompatibilité - Propriétés mécaniques : résistance à la flexion, tenacité, module d'élasticité relativement bas : légère absorption des contraintes possible (126) - Propriétés optiques (98) - Chimiquement très stable - Pas de corrosion - Inertie vis-à-vis des moyens d'investigation modernes comme le scanner ou l'IRM. - Diminution de la prolifération bactérienne sur ce matériau 	<ul style="list-style-type: none"> - Risques de chipping (décollement) ou de fracture de l'infrastructure et de la céramique de revêtement - Complexité et coût de fabrication et d'usinage - Risque d'altération de la zircone lors de l'usinage (augmentation de la rugosité, diminution de la résistance (127), ...) - Formation de micro défauts et de contraintes résiduelles lors de l'usinage (128) - Peu de recul clinique - Vieillessement hydrique à basse température (<400°C), provoquant une diminution de la résistance en flexion de la céramique 3Y-TZP (129) et une dégradation de l'état de surface. (Une protection via émaillage par céramique cosmétique est possible). - Absence de ductibilité - Structure cristalline modifiable en fonction de la température. Des variations dimensionnelles accompagnent ce changement de phase - Test en fatigue peu favorable, propagation de fracture pouvant être un facteur d'échec. - Frittage terminal de l'3Y-TZP : 20 à 30% de rétraction du matériau. La pièce est à surdimensionner lors de l'usinage : à prévoir lors de la CAO (céramiques poreuses). -Risque de d'échec au niveau de la céramique cosmétique aggravé lorsque la restauration est implanto-portée (130)

III.6. CHOIX DU MATÉRIAU ET DE LA TECHNIQUE DE FABRICATION

Les questions cliniques aussi bien que techniques influencent le choix des matériaux.

Concernant le patient, il faudra prendre en compte d'éventuelles intolérances ou allergies, la présence d'autres matériaux métalliques en bouche, le degré de résorption, ses rapports maxillo-mandibulaires... (56). Passivité de l'infrastructure prothétique, coût, esthétique, occlusion, facilité de réalisation de la prothèse sont autant de critères à envisager dans le plan de traitement conçu pour le patient afin de permettre au praticien d'effectuer un choix éclairé (131).

Jemt a comparé deux types de prothèses type Brånemark, l'une en or, l'autre en titane soudée au laser. Les résultats se sont montrés identiques en terme de perte osseuse, en terme d'adaptation, en terme de fracture de dents en résine. Le choix du matériau d'armature n'affecterait alors pas de manière significative le résultat clinique attendu lors d'un traitement par prothèse implanto-portée (118,132,132).

Plus récemment et avec un recul de 10 ans, Örtorp et Jemt ont comparé des armatures de prothèses complètes implanto-portées réalisées en alliages d'or (technique coulée) ou en titane (usinage par CFAO). Au niveau clinique et radiographique, la différence observée concernant le taux de survie cumulé des prothèses et des implants n'a pas été jugée statistiquement significatives ($p > 0,05$). Les deux groupes ont présenté des performances cliniques et radiologiques similaires pendant 10 ans (133).

III.7. TRAITEMENT DE SURFACE DES ARMATURES

Trois facteurs principaux permettent la rétention de céramique sur armature métallique :

- Une liaison chimique.

La couche d'oxyde superficielle permet la rétention de la céramique. Un risque de décollement par cassure est néanmoins présent si cette couche est trop épaisse (134)

- Une liaison mécanique.

La porcelaine possède une telle fluidité qu'elle peut se nicher entre les interstices présents à la surface de l'armature par diffusion. L'état de surface revêt alors

une importance primordiale, d'où l'intérêt d'un sablage comme traitement de surface.

- Une liaison par compression de la céramique sur l'armature durant la cuisson. Les coefficients de dilatation thermique des différentes couches de céramique doivent s'adapter non seulement entre elles mais aussi avec la chape métallique. Le coefficient de la céramique et de la chape en titane par exemple, doivent être aussi proches que possible, celui de l'alliage légèrement supérieur (10 à 15%), pour comprimer la céramique (135)

Armature en or :

- Liaison à la céramique :

La couche d'oxyde de surface nécessaire à la liaison avec la céramique, n'est pas naturellement présente chez les alliages précieux. Afin de provoquer l'apparition de cette couche, l'indium, l'étain, le gallium doivent être ajoutés. Une attention particulière doit être portée à la coulée car ces éléments peuvent être éliminés si les procédures de coulée sont mal respectées (113).

Armature chrome-cobalt :

- Liaison à la céramique : valeur d'adhésion (norme ISO DIS 9693) : 25 MPa environ (136).

L'adhérence céramique – alliage est permise via des traitements de surface physique comme le sablage. Un traitement chimique est également nécessaire (collage) (137). Ce dernier permettrait de diminuer les tensions à l'interface alliage – céramique cosmétique, qui seraient dues aux différences de coefficient d'expansion thermique.

- Liaison à la résine : elle peut être améliorée par sablage et pas l'utilisation de primaires (138).

Armature en titane :

- Liaison à la céramique : le titane est très réactif et se recouvre spontanément au contact de l'air, de l'eau, d'un électrolyte, d'une couche d'oxyde adhérente et protectrice. La couche extérieure d' α -case est un obstacle à l'établissement de la liaison céramo-métallique. Cette couche s'élimine par sablage à l'alumine avant cuisson de la céramique (Fig. 3.8 et 3.9). Des rugosités sont alors créées à la surface, limitant le risque de fissuration à l'interface. Une micro rétention par sablage est par ailleurs obtenue, s'avérant efficace pour augmenter l'adhérence de la céramique sur le titane (139). Pour s'adapter au titane, les céramiques devront répondre à un certain nombre d'exigences, liées au comportement du métal et à la création de l'accroche.

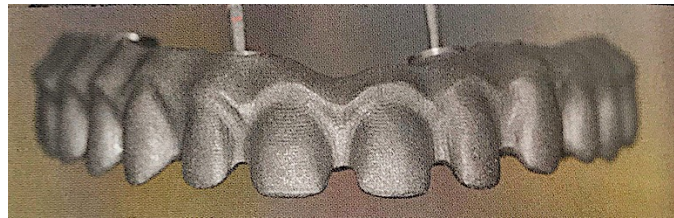


Fig. 3.8 : Armature en titane, sablée (140)

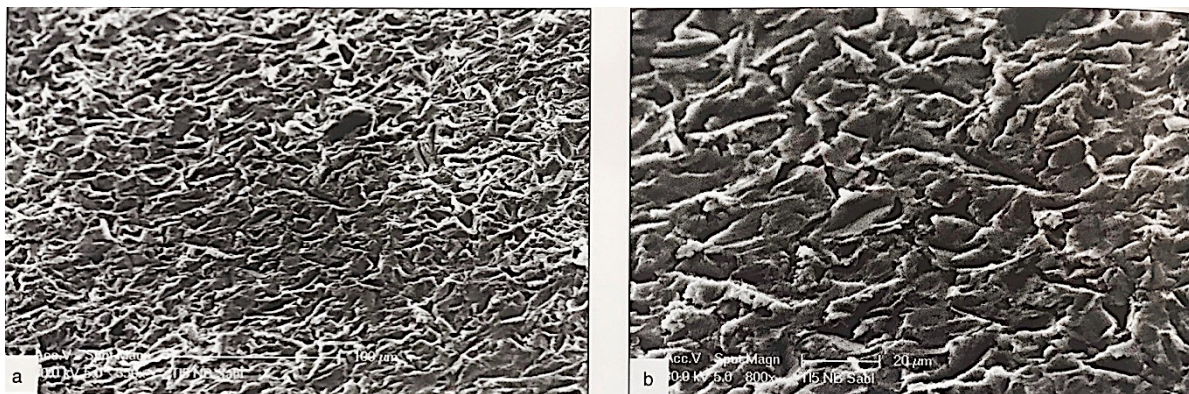


Fig. 3.9 : Micro-rétentions provoquée par sablage, grossissement échelle 100µm et 20µm (140).

- Liaison à la résine : comme pour le cobalt-chrome, elle peut être améliorée par sablage et pas l'utilisation de primaires (138).

Armature en zircone :

Les procédures d'ajustage de la surface des restaurations en zircone 3Y-TZP auraient tendance à augmenter la rugosité de l'état de surface. Cela induirait une réduction de la résistance en flexion. Des dommages superficiels sont alors créés et le réseau change de structure cristalline (128).

- Liaison à la céramique : le problème majeur de la céramique cosmétique est la présence d'éclats de céramique. Si les éclats cohésifs semblent liés aux contraintes fonctionnelles, la suppression, si possible, des éclats adhésifs impose d'améliorer la qualité de l'interface céramique/zircone. Très peu d'informations sont disponibles sur la qualité de cette adhérence entre la céramique cosmétique et la zircone. Pourtant il est évident que le succès de ce type de restauration dépend de la qualité de cette interface. Pour assurer la fixation de la céramique sur la zircone, différents paramètres entrent en jeu (104) :
 - Traitement de surface de la zircone. Une amélioration de la rétention mécanique doit se faire en accentuant la rugosité de la zircone via sablage (141). Ce sablage doit être réalisé avant frittage afin d'augmenter de façon importante cette rugosité et permettre une bonne adhérence (142). Effectuer le sablage après frittage entraînerait une modification de la cristallisation de la zircone, rompant l'homogénéité de cette dernière.
 - Les traitements chimiques tels que l'application de dichlorométhane, l'utilisation de liners semblent inefficaces...
 - D'après Göstemeyer, il existe une corrélation entre les coefficients d'expansion thermique (CET) et la force de liaison zircone-céramique cosmétique. Les forces de résistance entre la zircone et la céramique cosmétique varient en fonction du type de céramique utilisé. Dans l'idéal, le coefficient de la céramique devrait être identique ou légèrement inférieur à celui de la zircone. Les données issues de recherches sont difficilement exploitables car très dépendantes des matériaux. La meilleure combinaison devra être choisie par le prothésiste (143).

Ce différentiel de CET entre la céramique cosmétique et la zircone ajouté au gradient de température observé lors du refroidissement et de la solidification des céramiques d'infrastructure et cosmétique expliquent l'apparition de contraintes internes,

persistantes dans le matériau et jouant un rôle majeur, conjointement aux contraintes externes, dans les chips, la fatigue, l'usure, les fractures ...

Cependant, toutes les études convergent sur un point : le rôle de la conception de l'armature pour prévenir les éclats de céramique. Elles doivent être anatomiques avec des reliefs doux et arrondis (104).

- Liaison à la résine : celle-ci peut être améliorée par la création de micro-rétentions chimiques et/ou mécaniques (144).

III.8. COSMÉTIQUE

Les matériaux cosmétiques utilisés sont soit la résine acrylique, soit la céramique cosmétique.

La résine acrylique est majoritairement utilisée car elle absorbe mieux les contraintes. Les dents artificielles et la fausse gencive sont donc réalisées en résine (145). Cependant la résine est poreuse. De ce fait, l'hygiène est compromise : plaque et tartre s'accumulent (146) et peuvent alors provoquer des inflammations muqueuses pouvant aller jusqu'à la perte d'os péri-implantaire. La résine serait alors siège d'une colonisation bactérienne, d'autant plus importante que la quantité de résine est importante. C'est pour ces raisons, que dans les cas de bridges complets avec armature en titane, il est important de faire une finition polimiroir avec du titane au contact de la muqueuse et non de la résine.

La céramique est plus sujette à la fracture et amortie moins bien les charges que la résine. Un autre point à souligner est le coût financier, plus important lors de l'utilisation de céramique. La céramique présente toutefois des qualités esthétiques indéniables.

Des céramiques pour titane existent. Elles cuisent nécessairement en dessous de 882,5°C (140). Ce sont des céramiques basse fusion. Leurs propriétés physico-chimiques ont été améliorées et elles sont aujourd'hui équivalentes aux céramiques conventionnelles. Afin de contrôler l'oxydation du titane, des collages spéciaux ont été créés (93,147). Les principales difficultés jusqu'à présent rencontrées ne sont aujourd'hui plus à l'ordre du jour avec l'amélioration des propriétés physico-chimiques et l'augmentation de l'adhésion sur le titane. Il n'existe plus de nos jours de différence de qualité entre une céramique pour titane et une céramique pour alliage

précieux ou non précieux. Aujourd'hui, le choix des produits céramiques est considérable : alumine, zircone, zircone translucide, disilicate de lithium, full zircone, sont autant de possibilités que le praticien peut envisager.

Concernant la mise en place de céramique cosmétique sur les **armatures métalliques**, la consolidation de la céramique est obtenue par un frittage en phase liquide (101).

Les surfaces usinées sont polies et les surfaces anguleuses adoucies afin d'éviter les zones de tension métal-céramique. Le traitement de surface de l'armature est effectué et la première cuisson « de solidarisation » peut avoir lieu.

Les différentes masses de céramique montées sont les suivantes :

- Pour les dents : dentine opaque, dentine, masses transparentes (Fig. 3.10 - 3.13)
- Pour la fausse gencive : masse de céramique rose



Fig. 3.10 : Montage des masses de dentine, armature métallique recouverte d'opaque (58)



Fig. 3.11 : Réduction des masses de dentine (58)

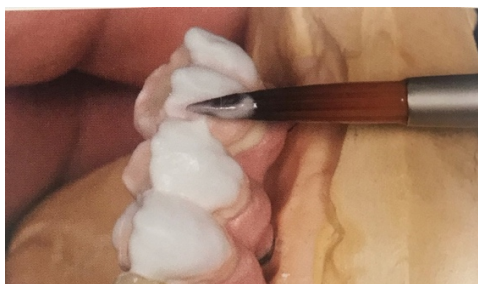


Fig. 3.12 : Application des matériaux transparents afin d'obtenir des dents légèrement plus grosses (58)

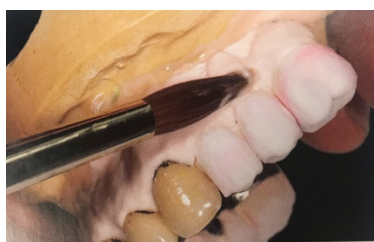


Fig. 3.13 : Application de masse de céramique rose au niveau de la gencive artificielle (58)

Concernant la mise en place de céramique cosmétique sur la **zircone**, deux techniques de mise en place existent (104):

- Cosmétique pressée : utilise la technique de cire perdue. Un lingot homogène de céramique est chauffé puis injecté dans un cylindre sous pression et remplace la cire. Cette technique diminue les risques de formation d'éclats de céramique car elle augmente la résistance à la fracture.
- Cosmétique par stratification : ajout de poudre de céramique au pinceau suivi d'un passage au four.

Si l'on compare les deux techniques, cosmétique par stratification et cosmétique pressée, on obtient (104):

- Il semble il y avoir moins de taux d'éclats de céramique avec la technique pressée en comparaison avec la technique par stratification.
- La présence de porosité est supérieure dans la technique injectée par rapport à la technique par stratification.
- Le nombre de passages au four semble affecter la force d'adhérence. Ils accroîtraient l'adhérence à la zircone mais modifieraient la structure cristalline de la céramique cosmétique.
- Au niveau cervical, l'adaptation est plus précise avec la technique pressée.

IV. CONCEPTION ACTUELLE

Une fois les implants mis en place, le plus souvent par l'intermédiaire d'un logiciel de planification implantaire, la phase de cicatrisation ostéo-muqueuse peut débiter.

C'est seulement lorsqu'une situation saine et stable est obtenue que la phase de conception et de fabrication peuvent s'envisager.

Il existe trois modes de fonctionnement de CFAO : directe (a), semi-directe (b), indirecte (c).

- (a) Le praticien réalise la chaîne numérique complète au cabinet (de l'empreinte optique à la réalisation prothétique).
- (b) Le praticien délocalise la modélisation et/ou la production de la pièce prothétique mais réalise l'empreinte optique.
- (c) Le praticien réalise une empreinte conventionnelle « physico-chimique », qui est envoyée au laboratoire qui se chargera de la numérisation.

Les deux premières utilisations (a) et (b) ne sont pas encore adaptées à l'édenté complet (l'empreinte optique n'étant pas réalisable dans ces cas-ci).

C'est donc en technique **indirecte** que se réalisera la CFAO des armatures complètes implanto-portées.

IV.1. CONCEPTION DES ARMATURES

IV.1.1. Numérisation, scannage

Il s'agit de l'acquisition des données numériques du cas. Le cas physique devient alors virtuel.

Un scanner du modèle coulé ainsi que des wax-up du projet prothétique ou des duplicatas de la prothèse provisoire sont réalisés puis traités. C'est une numérisation 3 dimensions de ces éléments qui servira de base pour la réalisation d'armature numériquement conçues.

Une technique dérivée, répandue en CFAO, consiste à réaliser des empreintes conventionnelles et des maquettes d'armatures (prototypes), issues de ces empreintes (Fig. 4.1 – 4.3). Ces maquettes sont fabriquées au laboratoire et leur homothétie par rapport au projet prothétique final contrôlée par des clés en silicone du montage directeur. Leur passivité est également

contrôlée. Cette maquette validée servira alors de modèle et sera numérisée via un scanner adapté afin de la reproduire de façon numérique.

La numérisation des maquettes s'avère nécessaire lorsque les laboratoires font appel à des logiciels de CFAO qui restreignent les champs d'application de la CFAO (comme la réalisation de certains composants supra-implantaires).



Fig. 4.1 : Réplique du bridge provisoire en résine (148)



Fig. 4.2 : Réduction homothétique avant scannage (148)



Fig. 4.3 : Armature en zircone après usinage (148)

Dans tous les cas énumérés ci-dessous, joindre avec le montage directeur une clé en silicone de celui-ci ou une empreinte de la prothèse transitoire préalablement validée par le patient et le praticien est nécessaire (afin de réaliser une armature compatible avec le projet prothétique final).

IV.1.2. Conception virtuelle

A partir des éléments numériques issus du scannage, un modèle de travail numérique est élaboré. Un « matching » est réalisé par le logiciel à partir de la numérisation du modèle de travail et du montage directeur/prothèse provisoire.

L'armature est alors virtuellement conçue avant d'être réalisée (Fig. 4.4). Des modifications peuvent bien sûr être réalisées lors de la conception numérique.

A l'écran, il est possible de tourner le modèle dans tous les sens de l'espace afin qu'il soit vu sous tous les angles et analysé en fonction de la prothèse à réaliser.

Le prothésiste dispose de nombreuses préformes numériques des dents, qu'il dispose sur le modèle une fois adapté au volume désiré, en ayant la possibilité de les déformer avec le pointeur de la souris. Le technicien de laboratoire indiquera les paramètres de réduction homothétique à apporter à l'armature avant de valider la production de l'élément prothétique. Les limites, l'espacement et l'épaisseur, la forme des intermédiaires, peuvent être modelés au besoin. Parfois, une proposition complète est réalisée par le logiciel, à laquelle on peut apporter des modifications, élément par élément.

Comme vu précédemment, une autre technique consiste à fabriquer une maquette d'armature et c'est cette maquette qui sera ensuite numérisée avant de servir de modèle au centre d'usinage.

Lorsque la phase de CAO est finalisée, on peut observer à l'écran la maquette de la future prothèse avec les dimensions calculées et contrôlées par le logiciel.

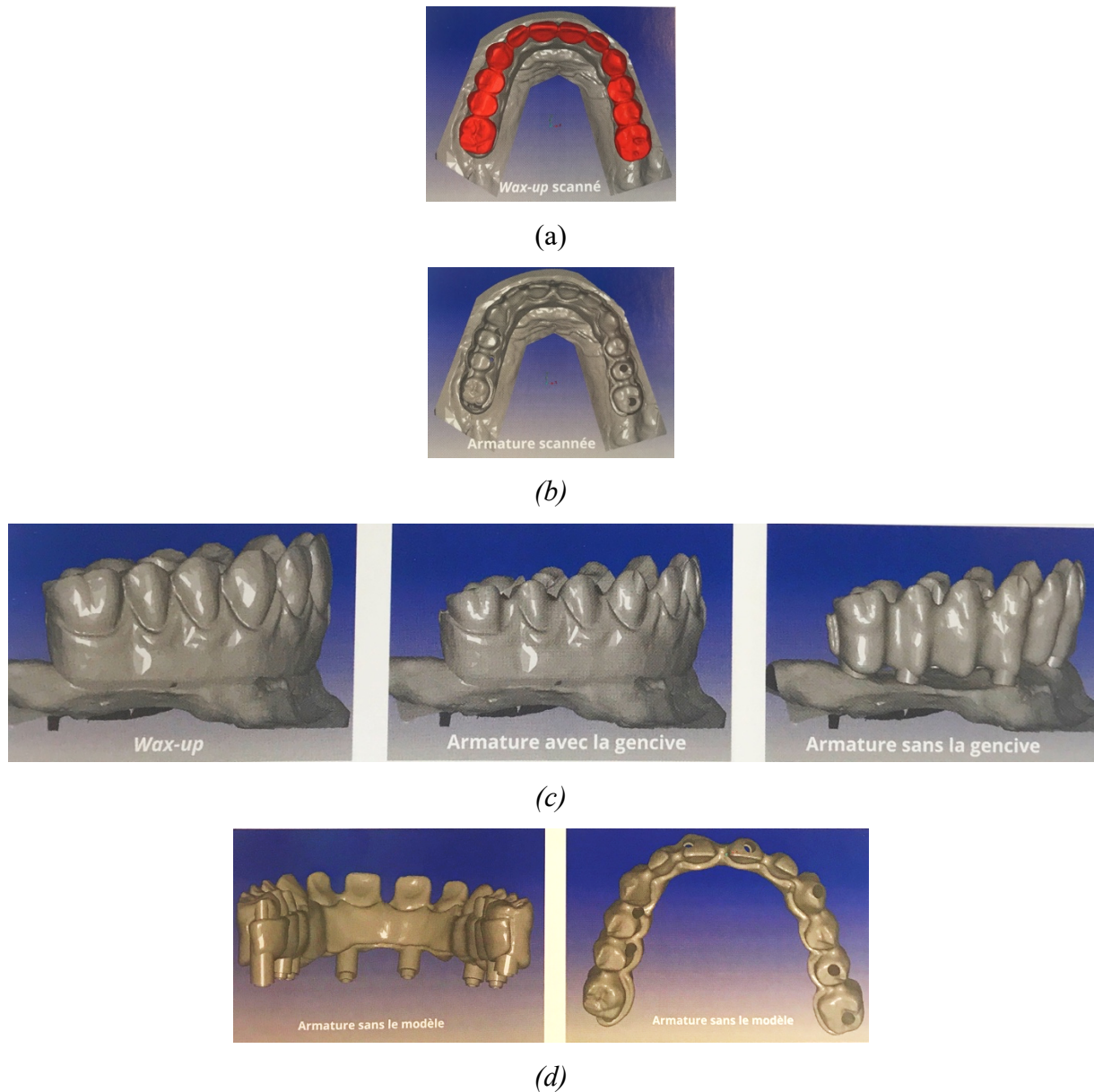


Fig. 4.4 : Conception d'une armature de bridge complet implanto-vissée maxillaire (58)

(a) Scannage du wax up

(b) Scannage de l'armature de la prothèse provisoire

(c) Visualisation sur ordinateur de la position des implants et du wax up ainsi que la conception de l'armature avec et sans fausse gencive.

(d) Des programmes de visualisation sont utilisés par le laboratoire afin d'évaluer la proposition de prothèse et communiquer les éventuelles modifications souhaitées.

Les systèmes de fabrication assistée par ordinateur (FAO) et de conception assistée par ordinateur (CAO) sont bien distincts. Une interface de transfert permet la communication de la

conception à la fabrication, puis de la fabrication assistée par ordinateur vers la machine à commande numérique.

Transférer la modélisation 3D acquise via CAO se fait généralement sous format .STL (STereo Lithography), après la procédure de numérisation. Parfois, sous certains logiciels de CAO ou de FAO, un fichier permettant l'optimisation du parcours d'outils est associé.

Les outils utilisés via la machine de FAO doivent bien sûr concorder aux objectifs prothétiques de la CAO (diamètre des fraises de machine outils et diamètre de la cavité de chape par exemple).

IV.2. FABRICATION DES ARMATURES

Une fois la conception validée, la fabrication peut débuter.

Deux types de fabrications existent à ce jour mais seulement la première sera détaillée ici car la seconde reste à ce jour peu répandue pour la réalisation de pièce de grande envergure implanto-portée.

1. La fabrication *soustractive* : elle consiste à mettre en forme un objet par enlèvement de matière. Elle s'envisage lors de l'usinage. Ce type de fabrication englobe également l'électro-érosion (soustraction de matériau à partir de matière forgée).
2. La fabrication *additive* : elle consiste à mettre en forme un objet par ajout de matière (par empilement de couches successives). Ces méthodes sont représentées par l'impression 3D, la stéréolithographie ou la micro-fusion et sont utilisées en pratique courante pour réaliser des maquettes en résine calcinable. Elles restent peu adaptées à la fabrication d'armatures implanto-portée définitives de grande étendue (149).

Afin de fabriquer la pièce, le logiciel de FAO génère un programme d'usinage en langage ISO et la machine d'usinage traitera alors via ses outils de coupe le matériau brut qui aura été choisi, toujours en intégrant les données du montage directeur. Le programmeur élabore les parcours d'outils en respectant les types d'outils, les vitesses de coupes, d'avance des instruments, et les stratégies d'usinage à mettre en œuvre.

La sculpture de la prothèse est gérée par un logiciel spécifique qui transforme les valeurs numériques de la maquette CAO en mouvements analogiques permettant des déplacements relatifs et contrôlés de la fraise et du bloc. Le déplacement des pièces peut se faire selon trois axes : vertical, latéral, et transversal d'avant en arrière, ainsi que par des rotations autour de ces

trois mêmes axes. Lorsqu'il y a possibilité de rotations supplémentaires, on parle de 5 ou 6 axes. L'usinage 5 axes est nécessaire pour les supra-structures complexes.

L'avantage de cette conception numérique est la possibilité de modifier l'armature de façon extrêmement simple comparé à ce que cela représenterait si le prothésiste réalisait le travail de ses mains. Une fois que l'adaptation de l'armature usinée est validée, sur le modèle et en bouche (avec le test de Sheffield, par exemple), le feu vert peut être donné pour réaliser le montage cosmétique.

Quel que soit le système d'usinage choisi, la logistique sera toujours la même :

1. **Prise d'empreinte**
2. **Coulée du modèle avec fausse gencive et validation de l'empreinte avec une clé en plâtre**
3. **Réalisation du montage directeur après réglage des bourrelets d'occlusion et montage sur articulateur.**
4. **Passage de la commande via un formulaire accessible sur internet : « WebOrder » (voir Annexe, A-C).**
5. **Envoi des éléments au centre de CFAO***
6. **Numérisation des modèles et des montages directeurs**
7. **Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO)**
8. **Réalisation cosmétique**

* La numérisation des éléments peut se faire de façon centralisée (au centre d'usinage) ou externalisée (au laboratoire de prothèse). Cette dernière option n'est possible uniquement si le laboratoire est équipé d'un scanner compatible avec le système d'usinage choisi.

IV.3. PRÉSENTATION DE 4 SYSTÈMES D'USINAGE

Lors du choix d'un système de CFAO différents paramètres sont à prendre en compte, notamment :

- Le type de caméra associée au procédé choisi : fabricant, traitement de surface nécessaire ou non, principe de fonctionnement, saisie en continu, possibilité d'analyse supplémentaire, enregistrement de l'occlusion, conception des piliers en fonction du logiciel, ... **Ce paramètre n'entrera pas en compte chez l'édenté complet, l'empreinte optique n'étant à ce jour pas réalisable.**
- Le logiciel utilisé pour la conception et la fabrication
- Le système, ouvert ou fermé

Les deux dernières notions énumérées ci-dessus exposent le problème de la compatibilité du système.

- Le système fermé permet une adaptation et une coordination optimale des données collectées, depuis le scanner et le logiciel de conception virtuelle jusqu'au logiciel de l'unité d'usinage (fraisage, usinage, unité de cuisson, imprimante 3D, ...).
- Le système ouvert permet l'utilisation des données de numérisation de façon libre : elles peuvent être exportées et utilisées par d'autres logiciels de planification. N'importe quel logiciel de fabrication peut être utilisé. L'utilisation des fichiers se fait sous format .STL en général, mais d'autres formats sont compatibles. Cela peut être intéressant car les unités de fabrication les plus performantes et la plupart des programmes de conceptions peuvent utiliser ces données. Cependant, ce grand nombre d'options suggère que tous les protocoles doivent pouvoir se coordonner, or chaque système a des étapes qui lui sont propres. Tout changement, par l'utilisation d'un autre logiciel par exemple, doit être encadré.

IV.3.1. ZFX™ (150)

Ce système est apparenté à la société Zimmer BIOMET™. Il existe 10 centres d'usinage ZFX™, dont un à Lyon.

Cette firme exploite tous les matériaux utilisés en pratique courante pour la réalisation de bridges complets implanto-portés : titane, zircone, chrome-cobalt.

Ce système est dit « ouvert » et est compatible avec un grand nombre de marque d'implants (Anthogyr®, Biotech®, Dentsply®, Nobel Biocare™, Straumann®, Zimmer™, Global D®, ...).

Lorsqu'elle se fera au centre ZFX™, la numérisation des éléments envoyés (Fig. 4.5 et 4.6) pourra être réalisé par la dernière génération de scanner, représentée par le scanner ZFX™ Evolution Plus. Son principe de fonctionnement est basé sur le balayage lumineux.

En tant que système ouvert, la commande peut également s'effectuer par envoi de données numériques de scannage ou par envoi de de fichiers de conception, qui doivent être compatibles.

Lorsque ZFX™ réalisera la conception de l'armature, le logiciel ZFX™- CAD sera utilisé. Une bibliothèque de dents et d'implants est intégrée au logiciel et permet de s'adapter à la situation clinique. Les processus sont automatiques mais les modifications manuelles sont possibles à tout moment : un façonnement individuel est envisageable par l'intermédiaire d'outils de forme libre (Fig. 4.7). La réduction de l'armature se fait automatiquement en fonction de la forme désirée. La distance entre l'armature et la gencive peut être modifiée sur demande, comme l'angulation et la position des piliers virtuels (Fig. 4.8).

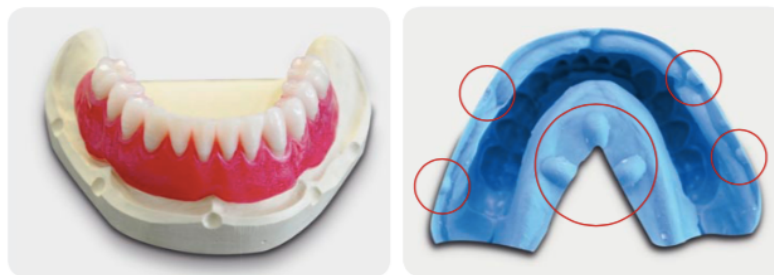
Après avoir validé la conception finale du bridge entier, les données sont envoyées au centre de fraisage via ZFX™ Dental-Net pour la fabrication de la structure en titane. Toutes les pièces sont usinées avec une machine 5 axes simultanés, la dernière sur le marché étant l'usineuse ZFX™ Inhouse5x.

Une fois réalisé, l'adaptation de l'infrastructure est vérifiée au laboratoire sur le modèle (Fig. 4.9). Afin de vérifier l'espace occlusal et de concevoir un recouvrement cosmétique en conséquence, un mordru en résine peut être réalisée (Fig. 4.9).

L'infrastructure s'essaye ensuite en bouche (Fig. 4.10) et l'ajustement est contrôlé, avant de passer aux finitions cosmétiques (Fig. 4.11).



Fig. 4.5 : Modèle en plâtre avec masque gingival, élaboré à la suite de l'empreinte (150)



(a)

(b)

Fig. 4.6 : (a) Modèle en plâtre associé au wax-up et (b) clé en silicone indexée, alternative au wax-up permettant un positionnement précis sur le modèle (150)



(a)

(b)

Fig. 4.7 : (a) Conception du profil d'émergence, (b) Proposition de conception entièrement anatomique (151)

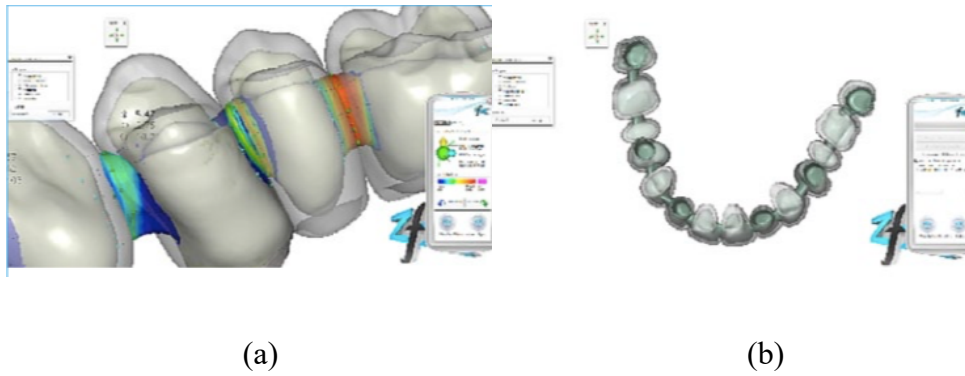


Fig. 4.8 : (a) Modification de l'angulation et de la position des piliers virtuels, (b) Vérification de la position des piliers virtuels (151)

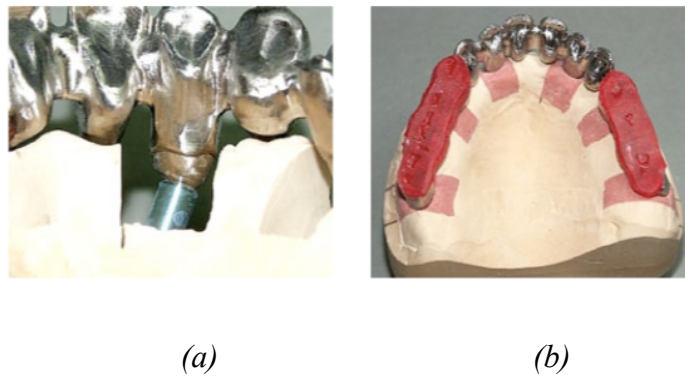


Fig. 4.9 : (a) Vérification de l'adaptation au laboratoire sur le modèle et (b) Morsure de contrôle sur le modèle (151).



Fig. 4.10 : Essayage en bouche de l'armature du patient (151)



Fig. 4.11 : Prothèse finale en bouche (placage en matériau composite) (151)

IV.3.2. Nobel Procera®

Ce système appartient au groupe Nobel Biocare™.

Le système Procera® All Ceram (permettant de réaliser des prothèses toute en céramique) a été élaboré par Andersson et Oden en 1993 (152). Ce système usinait des céramiques alumineuses. Depuis 2004, avec le lancement de Nobel Procera® Bridge Zirconia, un système de fabrication assistée par ordinateur externalisé dans des centres de production permet la réalisation d'armature de bridge en zircone. Cependant, la fabrication d'armature en titane CFAO à l'aide du système Procera® doit être mentionnée car elle représentait à l'origine l'unique indication de cette technologie (153–155)

Ce système a permis d'élaborer des armatures de bridge sur implant à partir d'un monobloc de titane préfabriqué : cette méthode évitant la soudure était alors appelée « All in One ».

Le centre d'usinage attribué à la zone Européenne est situé à Mahwah dans le New Jersey. Ce système permet la fabrication d'éléments en titane ou en céramique.

Ce système est connu pour être classé comme « fermé », mais récemment, le système de production a validé l'introduction de fichiers de numériques 3D autres que ceux issus du scanner Nobel™ / logiciel Nobel™. Un fichier devra être téléchargé pour inclure les critères de conception spécifiques aux produit et conformes aux normes de qualité de Nobel Procera®.

Lorsque la numérisation se fera au centre Nobel, elle pourra être réalisé par la dernière génération de scanner est représentée par le scanner KaVo LS3™, basé sur le principe de triangulation de bande de lumière blanches.

Lorsque Nobel Biocare™ réalisera la conception de l'armature, le logiciel DTX Studio Design™ sera utilisé. La conception peut se faire de façon informatique, soit en utilisant des couronnes dans la banque de donnée du scanner soit en scannant les provisoires / wax-up du patient. Il permet de visualiser les futures prothèses par transparence et de concevoir alors une armature numérique à l'anatomie idéale. Une fois la conception réalisée, les centres envoient ensuite la présentation virtuelle de l'armature au praticien, qui doit la valider.

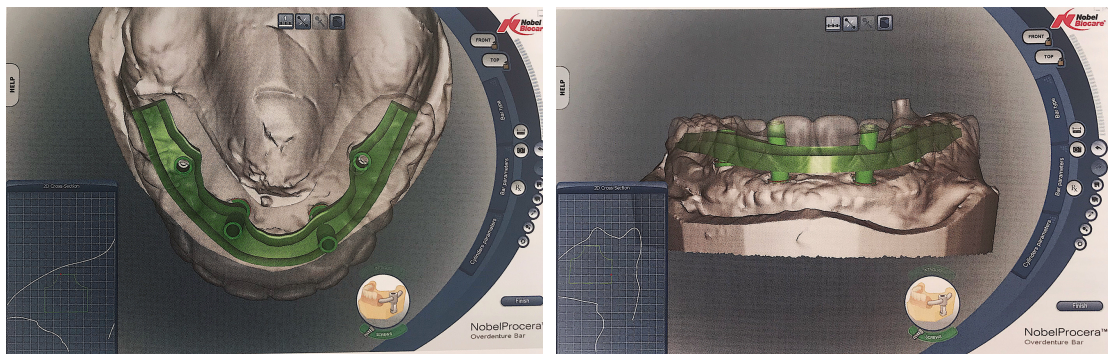
Au moins 4 types d'images sont nécessaires : occlusal, facial, segment postérieur droit, segment postérieur gauche (Fig. 4.12 et 4.13).

Après avoir validé la conception finale du bridge entier, les données sont envoyées au centre Nobel : la production reste externalisée. C'est là-bas que les armatures seront réalisées par usinage, à partir d'un bloc de titane ou de zircon.

Une fois l'armature conçue et validée, l'essayage est réalisé en bouche.

La haute prédictibilité de ces armatures fait que l'on essaye généralement plus l'armature seule, mais avec des dents prothétiques (« wax try-in »). Lors de cet essayage, la passivité, l'esthétique et les relations intermaxillaires sont alors contrôlées.

Une fois effectué, un bon de commande pour la réalisation de la prothèse définitive peut être envoyé au centre. La mise en place du matériau cosmétique peut alors débuter (Fig. 4.14 et 4.15).



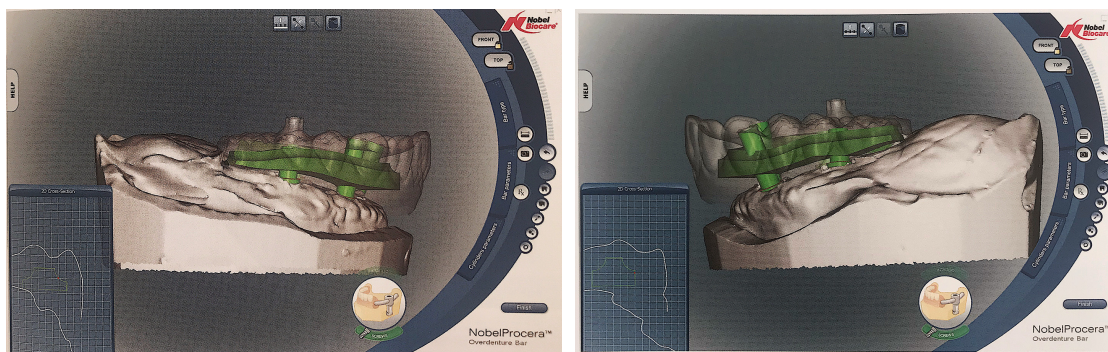
(a)

(b)

Fig. 4.12 : Images de conception d'une armature, élaborée par le centre Nobel Procera® (156) :

(a) Vue occlusale d'une armature maxillaire, l'épaisseur de l'armature coté palatin est correcte autour des implants

(b) Vue faciale d'une armature maxillaire. L'armature a été conçue pour s'intégrer au wax-up : les images « fantômes » des dents et de la base sont visibles par transparence. Ce type d'image est idéal, permettant d'apprécier l'épaisseur de l'armature d'un point de vue vertical et de situer sa localisation par rapport au montage cosmétique futur.



(c)

(d)

Fig. 4.13 : Images de conception d'une armature, élaborée par le centre Nobel Procera® (156) :

Vue postérieure droite (c) et gauche (d) d'une armature maxillaire. L'armature a été conçue pour s'intégrer au wax-up : les images « fantômes » des dents et de la base sont visibles par transparence. Ce type d'image est idéal, permettant d'apprécier l'épaisseur de l'armature d'un point de vue vertical et de la situer par rapport au montage cosmétique futur et à la longueur du segment en extension

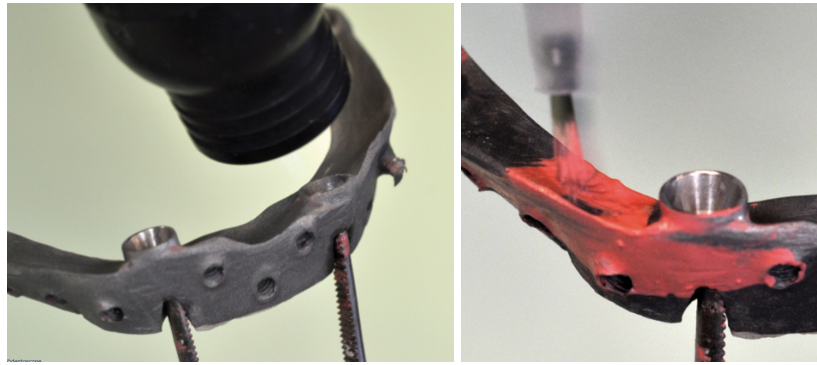


Fig. 4.14 : Montage cosmétique sur armature en titane (157)

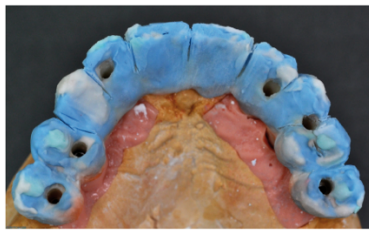


Fig. 4.15 : Stratification de la céramique sur armature en zircone (157)

« Historiquement » la fabrication Nobel requérait l'utilisation d'une « maquette d'armature », souvent réalisée à partir d'une empreinte du bridge provisoire.

Lorsque l'armature était voulue en titane, la maquette pouvait être réalisée en cire. Elle faisait alors office de montage directeur. Une maquette en résine transvissée était également réalisable. Lorsqu'une armature était désirée en zircone, la maquette se devait d'être en résine transvissée afin de permettre la réalisation d'une réduction homothétique sur le maître modèle (Fig. 4.16).

Lorsque les armatures étaient désirées *en titane*, un scanner numérisait les maquettes et les données étaient transmises au centre de production. Là-bas, les armatures étaient modélisées, le type de barre utilisé, les profils d'émergence, les finitions, les rétentions mécaniques positives ou négatives étaient ajoutées par le fabricant, en tenant compte du montage directeur (Fig. 4.17).

La modélisation de l'armature *en zircone* était quant à elle réalisée à partir du duplicata du bridge transvissé en résine (Fig. 4.18) et une réduction homothétique, permettant de matérialiser

le volume de l'armature, était élaboré. L'épaisseur de réduction était contrôlée via les clés en silicone. C'est cette maquette ainsi que le modèle qui étaient ensuite numérisés.

Le logiciel vérifiait les volumes et toutes les connexions entre les éléments. Des modifications s'envisageaient via l'outil de wax up numérique (Fig. 4.19).

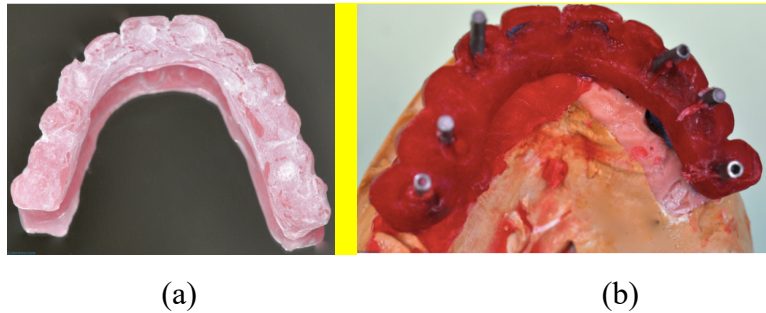


Fig. 4.16 : Duplicata en cire (a) ou en résine transvissée (b) pour la réalisation d'une armature en titane (a) ou en zircone (b) (157)

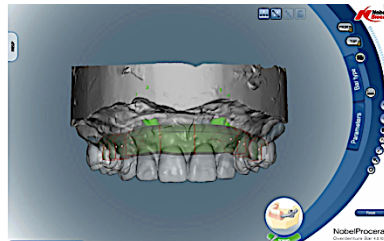


Fig. 4.17 : Modélisation d'une armature en titane (157)



Fig. 4.18 : Maquette de l'armature en résine transvissée (157)

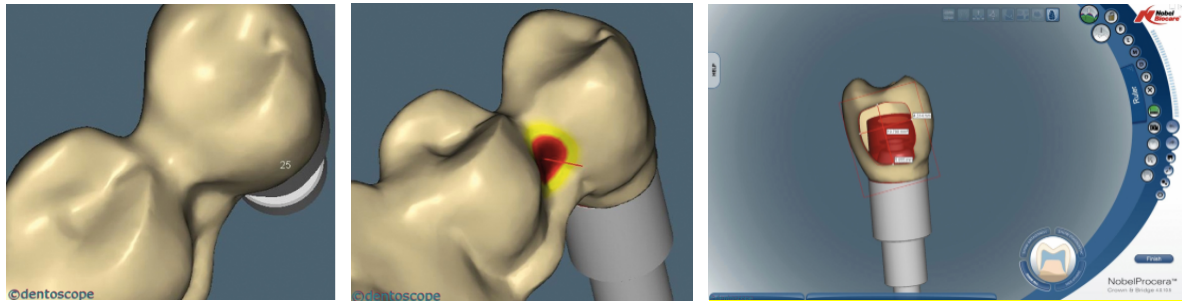


Fig. 4.19 : Modification d'une connexion sur armature virtuelle (157)

En 2020, et depuis l'intégration du scanner Procera Forte (prédécesseur du dernier scanner disponible sur le marché, le KaVo LS3) **l'utilisation de ces maquettes n'est plus indispensable.**

IV.3.3. Sameda® (158)

Ce système est apparenté au groupe Anthogyr. La société Sameda®, solution CFAO d'Anthogyr, est basée au Luxembourg.

Cette firme exploite tous les matériaux utilisés en pratique courante pour la réalisation de bridges longue portée : titane, zircone, chrome-cobalt.

Il permet la création d'armature de bridge « sur pilotis » en titane et chrome-cobalt et la fabrication de bridge supra-implantaire en titane, chrome cobalt et zircone. Il est compatible avec un grand nombre de systèmes implantaires (Anthogyr®, Biomet 3i®, Biotech®, Dentsply®, Global D®, Nobel Biocare™, Straumann®, ...).

Il est dit « ouvert ».

Lorsque la numérisation des éléments envoyés (Fig. 4.20) se fera au centre d'usinage, elle pourra être réalisée par la dernière génération de scanner, représentée par le scanner MEDIT® Identica Hybrid. Son fonctionnement est basé sur un système de numérisation à la lumière bleue.

En tant que système ouvert, la commande peut aussi s'effectuer par envoi de fichier de conception (Fig. 4.21). Ceux-ci doivent être compatibles (3 logiciels CAD compatibles : exocad®, 3shape®, dental wings® par exemple).

Lorsqu'Anthogyr réalisera la conception de l'armature, le logiciel exocad® sera utilisé. Après avoir validé la conception finale du bridge entier, les données sont envoyées au centre d'usinage pour la fabrication de la supra-structure (Fig. 4.22 et 4.23).

Toutes les pièces sont usinées avec une machine 5 axes de haute précision.



Fig. 4.20 : Validation du modèle de travail par une clé en plâtre et wax-up de l'armature (159)

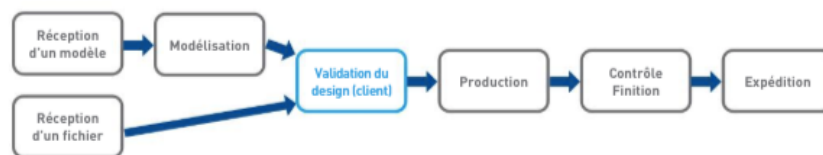


Fig. 4.21 : Chaîne de réalisation ANTHOGRYR® (160)



Fig. 4.22 : Scannage, modélisation, usinage et essai de la pièce prothétique (159)



Fig. 4.23 : Bridge d'usage en bouche (159)

Il est possible de pré-valider l'armature via la réalisation de copies en résine de celle-ci. L'adaptation vis-à-vis des tissus mous est alors contrôlée, les compressions ou espaces disponibles trop importants sont corrigés. Un rebasage de cette maquette est envisageable pour corriger les petites imperfections d'adaptation aux tissus mous (Fig. 4.24).



Fig. 4.24 : Maquette résine de l'armature, essai de la maquette, rebasage de la maquette (161)

Selon les indications cliniques, la morphologie de l'armature pourra varier (Fig. 4.25 et 4.26).

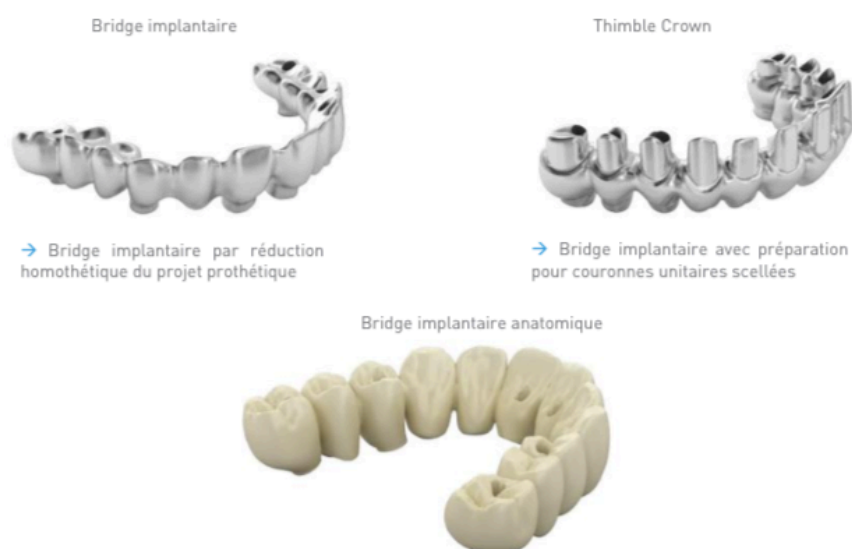


Fig. 4.25 : Différents bridges implantaires destinés à la céramisation ou à être recouverts de couronnes unitaires pour chaque dent (160)



Fig. 4.26 : Différentes supra-structures en titane (vissées) destinées à recevoir une prothèse fixe en résine (160)

IV.3.4. Atlantis® (162)

Ce système est apparenté à Dentsply Sirona. La société Atlantis®, solution CFAO de Dentsply Sirona, est basée à Hasselt, Belgique (zone EU).

Il permet de réaliser des bridges en titane ou en chrome cobalt avec la particularité de proposer une technique de fabrication additive.

Ce système est dit « ouvert » et est compatible avec un grand nombre de marque d’implants (Biomet 3i®, Dentsply®, Nobel Biocare™, Straumann®, Zimmer™, ...).

Lorsqu’Atlantis® réalisera la numérisation (Fig. 4.27), le scanner Scanner inEos X5® sera utilisé. Son fonctionnement est basé sur la projection numérique de bandes lumineuses.

En tant que système ouvert, la commande peut s’effectuer par envoi de données numériques de scannage ou par envoi de de fichiers de conception, qui doivent être compatibles. Une compatibilité avec un grand nombre de scanners de laboratoires et de logiciels actuellement commercialisés est permise. *Récemment, une coopération Dentsply Sirona et Exocad a vu le jour (un flux numérique validé entre les outils des deux groupes existe alors).*

Lorsque Atlantis® réalisera la conception de l'armature (Fig. 4.28 et 4.29), le logiciel inLab-CAD® sera utilisé

Après avoir validé la conception finale du bridge entier, les données sont envoyées au centre pour la fabrication de la supra-structure. Les pièces seront fabriquées (Fig. 4.30) :

- Par usinage, technique soustractive, avec une machine 5 axes simultanés « inLab MC X5® ». Les 2 types de bridges réalisés seront soit l'Atlantis Bridge, soit l'Atlantis Hybrid (voir page 73).
- Par technique additive, avec une imprimante 3D métallique (voir page 73).

Une fois l'armature réalisée (Fig. 4.31), le recouvrement cosmétique peut être mise en place (Fig. 4.32 et 4.33).



Fig. 4.27 : Scannage du modèle (162)

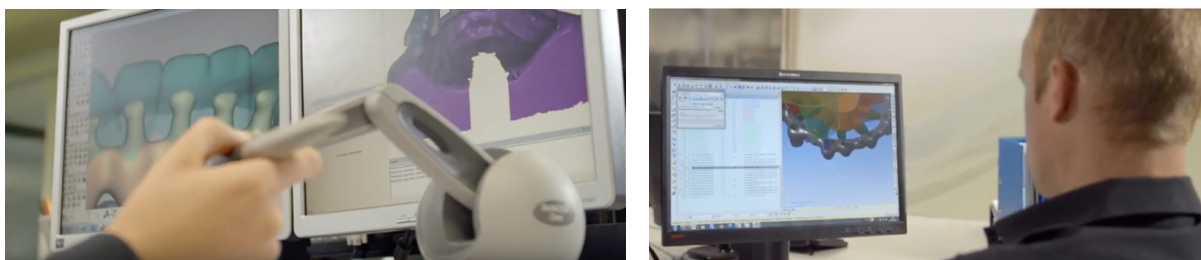


Fig. 4.28 : Conception de l'armature assistée par ordinateur (162)

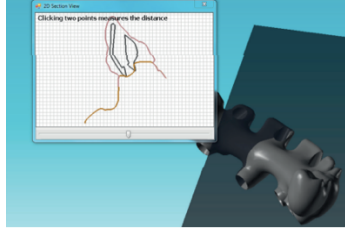
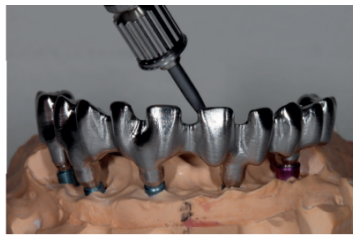


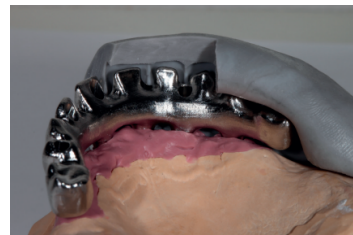
Fig. 4.29 : Visualisation tridimensionnelle de l'armature d'après le viewer (163)



Fig. 4.30 : Usinage d'une armature au sein du groupe Dentsply (162)



(a)



(b)

Fig. 4.31 : (a) Armature à la réduction homothétique destinée à un recouvrement céramique, (b) Visibilité de l'espace disponible pour la partie cosmétique (163)

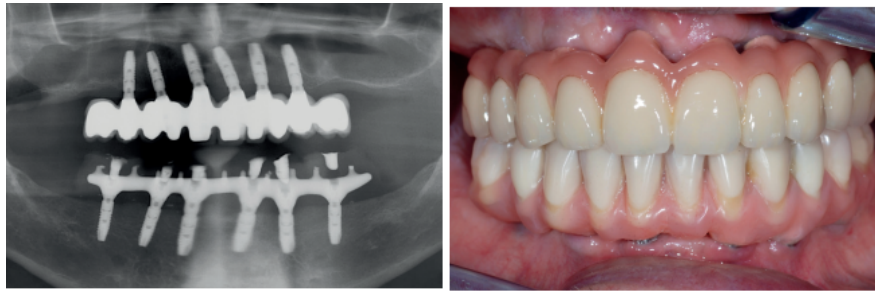


(a)



(b)

Fig. 4.32 : Restauration finale avec stratification en céramique au niveau maxillaire et composite au niveau mandibulaire (a), Visibilité des puits d'accès à distance des cuspides et des bords incisifs, minimisant le risque de fracture de la céramique et garantissant une bonne esthétique (163)



(a)

(b)

Fig. 4.33 : (a) Radiographie montrant les restaurations complètes aux ajustements passifs,
(b) Restauration finale (163)

Comme vu précédemment, le système Atlantis® permet de réaliser des bridges en titane ou en chrome cobalt usinés (Fig. 4.34):

- L'atlantis Bridge en *chrome cobalt* ou en *titane* sera se verra par la suite appliquer du matériau composite ou de la céramique.
- L'Atlantis Hybrid en *titane* ou *chrome cobalt* et est indiqué pour offrir une surface avec des éléments de rétention qui peut être finalisée avec des dents personnalisées et de la résine pour prothèse dentaire amovible.



Fig. 4.34 : Atlantis bridge et Atlantis Hybrid (162)

Depuis 2015, cette entreprise propose un système de fabrication additive utilisant la technique d'impression 3D métallique. De nouvelles possibilités pour les géométries avancées sont alors permises (Fig. 4.35).

Couche sur couche, l'imprimante 3D métallique construit la supra-structure selon un cadre détaillé au micron, permettant une conception et une finition plus détaillée. Cette méthode, utilisable avec du titane ou du chrome-cobalt, permet une individualisation des techniques tout en permettant une haute précision. Le placage de matériau composite ou céramique est ensuite permis en utilisant un nombre limité de traitements supplémentaires.

Lorsque l'on désire une armature réalisée par fabrication additive, la même saisie de commande, approbation de conception et performance de précision sont proposées par Dentsply Sirona.

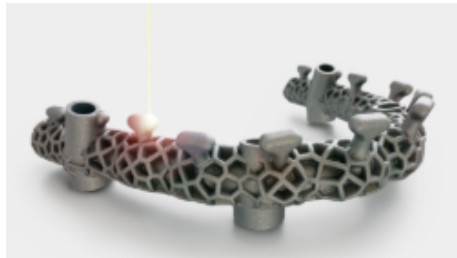


Fig. 4.35 : Exemple d'armature fabriquée par technique additive, en titane (162)

IV.3.5. Comparaison des 4 systèmes présentés

Tableau 10- Comparaison des 4 systèmes présentés (150,158,162,164)

	ZFX™	Procera®	Simeda®	Atlantis®
Fabricant	Zimmer BIOMET™	Nobel Biocare™	Anthogyr	Dentsply Sirona
	Ouvert	Fermé *	Ouvert	Ouvert
Système ouvert ou fermé		<p>* Récemment, le système de production a validé l'introduction de fichiers de numériques 3D autres que ceux issus du scanner Nobel™ / logiciel Nobel™. Un fichier devra être téléchargé pour inclure les critères de conception spécifiques aux produit et conformes aux normes de qualité de NobelProcera®.</p> <p>La production reste quant à elle externalisée, dans les centres NobelProcera®.</p> <p>Scanners compatibles : 3 Shape®, Dental wings® 7 series, Medit Identica®, Sirona inEos X5®, ZirkonZahn S600®.</p>	<p>Fichiers scan compatibles : sous format STL ou DCM.</p> <p>L'envoi d'un fichier de scan sans modèle exige l'utilisation des Scan Adapters (autant que d'analogues) Anthogyr dernière version et la validation du scanner</p>	<p>Nombreux logiciels et fichiers scan compatibles (format .stl, OBJ, ...).</p> <p><i>Récemment, une coopération Dentsply Sirona et Exocad a vu le jour (flux numérique validé entre les outils des deux groupes).</i></p>
Dernier scanner promu par la marque	Logiciel de conception compatibles: exocad®, 3shape®, dental wings®.	Logiciel de conception compatible : 3shape®.	Logiciels compatibles : exocad®, 3shape®, dental wings® (format : .stl, .xml, .constructionInfo). L'installation d'une bibliothèque spécifique aux produits Simeda® sera nécessaire.	Scanner inEos X5® : projection numérique de bandes lumineuses.
	ZFX™ Evolution Plus : balayage par projection de bande lumineuses.	KaVo LS3™ : triangulation de bande de lumière blanches.	Scanner MEDIT® Identica Hybrid : numérisation à la lumière bleue.	Technologie de balayage 5 axes.
	Système à 2 axes pour mouvements rotatifs et pivotants.	Numérisation à 3 axes.	Numérisation à 3 axes	

	ZFX™	Procera®	Simeda®	Atlantis®
Dernier logiciel CAO promu/utilisé par la marque	Zfx™ CAD	DTX Studio Design™ (anciennement NobelDesign™)	Exocad®	inLab-CAD® Software (module implantologie disponible).
Unité de fabrication promue/utilisée par les laboratoires	ZFX™ Inhouse5x 5 axes	Sans Objet (production aux centres Nobel)	Usinage machine haute précision. 5 axes	inLab MC X5® (soustractive) 5 axes Imprimante 3D métallique (additive)
Type de fabrication envisageable (additive/soustractive)	Soustractive Additive seulement pour prothèses fixes dento-portées (procédé de micro fusion laser sélective), en CrCo	Soustractive	Soustractive	Soustractive et additive
Lieu de traitement des informations/production	Lyon (France)	Mahwha, New Jersey (zone EU)	Mersch, Luxembourg	Hasselt, Belgique (zone EU)
Matériaux actuellement proposés en pratique courante pour les armatures de bridges implantato-portés de grande étendue.	Zircone, Chrome-cobalt, Titane	Zircone, Titane	Zircone, Chrome-cobalt, Titane	Titane et chrome cobalt.

V. PERSPECTIVE D'AVENIR

V.1. PAEK (Polyarylethercétone)

Ce groupe rassemble sur le plan chimique les PEEK (polyetheréthercétone) et les PEKK (polyéthercétonecétone). Le PEKK, est le dernier né de cette famille. Encore très récent, il présente toutefois d'excellentes caractéristiques, le plaçant au-dessus du PEEK. Il s'agit d'une famille de polymères thermoplastiques semi-cristallins. Ils possèdent alors plusieurs phases : une phase amorphe et une phase cristalline. Il existe deux phases de transition thermique : une phase de transition vitreuse et une phase de fusion (Figure 5.1).

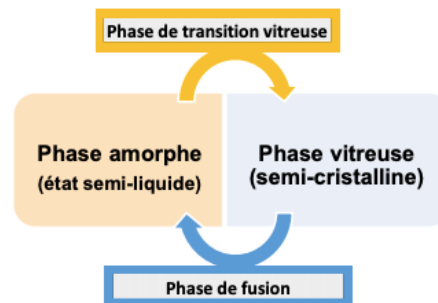


Fig. 5.1 : Phases de transition thermiques d'un polymère thermoplastique

Du point de vue de leur propriétés, PEEK et PEKK font partie des polymères thermoplastiques haute performance (ils résistent à des températures supérieures à 150 °C) (Fig. 5.2). Cette famille présente une bonne stabilité dimensionnelle, une haute résistance chimique ainsi que des bonnes propriétés mécaniques. PEEK et PEKK peuvent être améliorés par l'ajout de fibre (de carbone ou de verre) mais ces formulations restent expérimentales en odontologie (165).

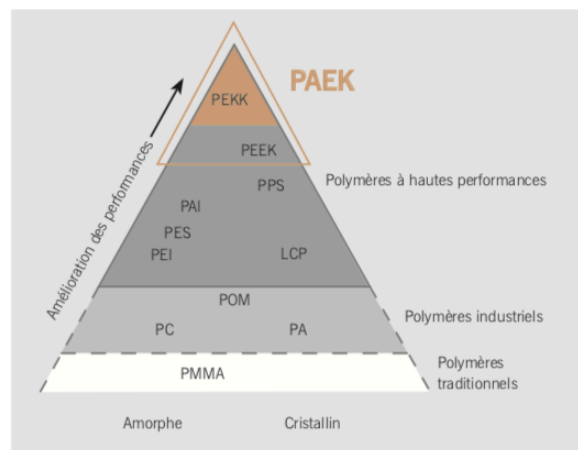


Fig. 5.2 : Différents polymères utilisés en industrie (166)

La température de désintégration des PEEK et PEKK, définie comme une rupture des liaisons intracaténaïres, est située au-delà de 400°C. Il est alors impossible de cuire un revêtement de céramique sur les armatures en PEEK ou PEKK. Un assemblage de la céramique après sa cuisson, par collage, est par contre envisageable. Au niveau cosmétique, des résines composites sont la plupart du temps utilisées mais de la résine acrylique ou un revêtement PMMA est également possible.

La qualité de la liaison entre les matériaux est un paramètre essentiel. Un traitement de surface de l'armature est nécessaire afin d'obtenir une cohésion à la partie cosmétique pour le PEEK (167) et le PEKK (données fabricant,(166)). L'utilisation d'un adhésif approprié devra également avoir lieu. Un opaquer sera par ailleurs appliqué avant la mise en place de cosmétique.

Certaines propriétés de cette famille sont intéressantes comme (168–172) :

- Leur conductivité thermique proche de celle de la dentine et de l'émail (0,22 vs 0,63 et 0,93 respectivement) et bien inférieure aux métaux tels que le chrome cobalt ou le titane (173)
- Leur coefficient de dilatation thermique, du même ordre que la dentine et l'émail (41 vs 8,4 et 11,2 x10⁻⁶ °C respectivement) (173)
- Leur modulé d'élasticité et leur résistance à la traction, s'approchant des caractéristiques biomécaniques de l'os cortical (Tableau 10). Cela permet d'interrompre les contraintes et de réduire les forces transférées à l'os, diminuant alors le risque de fracture d'une armature.
- Absence de décoloration (surtout les PEEK) (174)
- Biocompatibilité (175)
- Isolants électrique (pas d'électro galvanisation) (176)
- Radio transparent, permettant le contrôle du serrage de la vis de façon radiographique (177).
- Absence de toxicité.
- Stabilité dimensionnelle et thermique (jusqu'à 335,8°C pour le PEEK) (169).
- Faible affinité à la plaque dentaire (168,170),
- Résistance à l'usure, à la corrosion, à l'hydrolyse.
- Faible valeur de solubilité et d'absorption d'eau (plus faible que le PMMA et la résine composite) (178).

Au niveau de la fabrication des armatures, différents procédés s'envisagent, selon le matériau :

- PEEK :
 - Technique pressée
 - Moulage par injection
 - CFAO (à partir d'une maquette conçue en 3D par ordinateur ou par le prothésiste puis à partir d'un bloc de matière première, par soustraction).

3 formes de commercialisation existent : en poudre ou granulé (technique pressée), en disque ou galette (usinage), en fil pour imprimante 3D (aucune étude concernant des prothèses dentaires n'existe à ce jour). Les matériaux PEEK et PEKK sont les deux matériaux les plus répandus dans l'impression 3D professionnelle.

- PEKK :
 - Technique pressée
 - CFAO (à partir d'une maquette conçue en 3D par ordinateur ou par le prothésiste puis à partir d'un bloc de matière première, par soustraction).

2 formes de commercialisation existent : lingotin de pressée ou disque à usiner.

V.1.1. PEEK (Polyetheréthercétone)

Ce matériau initialement utilisé pour la chirurgie de fusion vertébrale est apparu dans la littérature en implantologie sous forme d'implant recouvert en titane en 1995 (179). Cliniquement, il était le plus souvent utilisé en prothèse amovible ou en prothèse fixe temporaire. Depuis, de nouvelles applications en implantologie et en prothèse ont vu le jour (168) .

Les prothèses fixes PEEK fraisé CFAO présentent une résistance à la rupture élevée : 2354N, supérieure à la zircone (981-1331N) (180). Malgré cela, le PEEK sous forme homogène est relativement faible mécaniquement (172). Ajouter des charges de céramique permettrait d'améliorer les propriétés du PEEK. Un matériau de cette composition est commercialisé par Bredent : BioHPP®, composé a 80% de PEEK et a 20% de charges céramiques de 0,3 à 0,5 µm. On observerait alors une excellente stabilité, des qualités de polissage optimales et une

grande biocompatibilité. Une teinte esthétique de BioHPP permettrait de produire des restaurations de grande qualité esthétique (168). Cela représenterait alors une bonne alternative aux armatures en chrome-cobalt lorsque la demande esthétique est importante.

D'autres combinaisons de PEEK avec d'autres matériaux comme les fibres de carbone ou de céramique existent aujourd'hui.

Les propriétés mécaniques du PEEK sont similaires à la dentine et à l'émail. Cela représente une supériorité vis-à-vis des alliages métalliques et des céramiques.

Le PEEK permet une mise en forme via CFAO mais ne peut pas être utilisé en monolithique en raison de sa teinte brune-grise. Il est plus stable, biocompatible, plus léger et présente un moindre degré de décoloration que les métaux utilisés en dentisterie. Il est aussi plus esthétique (172,181). Enfin, il présente une résistance à la plupart des substances exceptées l'acide sulfurique concentré (182).

Un traitement de surface sera nécessaire pour assembler les dents en résine à l'armature (168,183) :

- L'air abrasion avec ou sans recouvrement de silice (création de surface mouillable)
- Mordançage avec acide sulfurique (création d'une surface rugueuse traitée chimiquement).

Un système adhésif est ensuite requis : les meilleurs résultats sont obtenus par les systèmes adhésifs à base de monomères de méthylmétacrylates (184).

En raison de sa structure chimique complexe et des faibles capacités de mouillage du PEEK, une préparation de sa surface afin d'augmenter la force de la liaison PEEK-composite reste complexe. Le meilleur traitement de surface n'est pas encore déterminé.

Il faudra recouvrir le PEEK par des matériaux tels que la résine composite ou du disilicate de lithium pour garantir son bon fonctionnement. La résine composite s'altérant avec le temps, le praticien devra informer son patient que le matériau de recouvrement pourra être amené à être renouvelé.

Dans l'étude de Malo et al (185) suivant 37 patients porteurs d'une prothèse constituée d'une armature en PEEK implanto-portée, on observe :

- Une seule fracture d'armature en PEEK, sur un patient réhabilité par prothèses complètes bimaxillaires
- Aucun implant perdu
- 6 patients ont présenté des complications techniques au niveau de l'adhésion du matériau de placage

Les étapes de réalisation d'une l'armature seront les mêmes que celles précédemment décrites: empreinte, coulée du modèle avec fausse gencive, validation de l'empreinte avec une clé en plâtre, réalisation d'un montage en cire (Fig. 5.3), scannage du maitre modèle et du montage, CAO (Fig. 5.3).

Une particularité est cependant rencontrée pour la fabrication. D'après les résultats d'une étude pilote réalisée en 2014-2015, il serait nécessaire d'introduire des manchons en titane lors de la FAO d'une armature en PEEK, afin d'éviter la strangulation provoquée par le serrage des vis en titane (Fig. 5.4). Ces manchons en titane doivent être adaptés afin de recevoir l'extrémité terminale des piliers MUA (Fig. 5.5). Ils seront ajoutés lors de l'étape de fabrication.

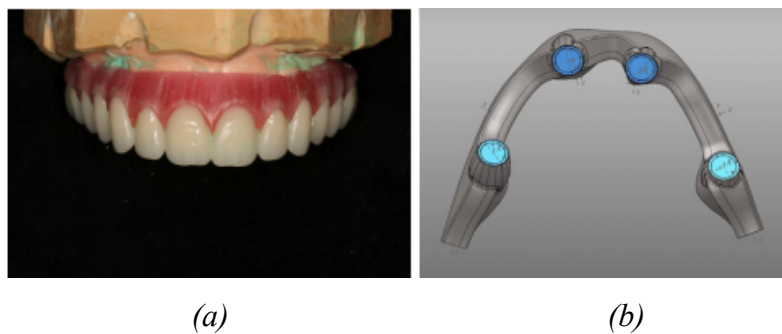


Fig. 5.3 : (a) Set-up up et dents protétiques, (b) Conception assistée par ordinateur (CAO)

(185)



Fig. 5.4 : Strangulation du PEEK au niveau du cylindre due à la compression de la vis prothétique en titane après serrage (185)

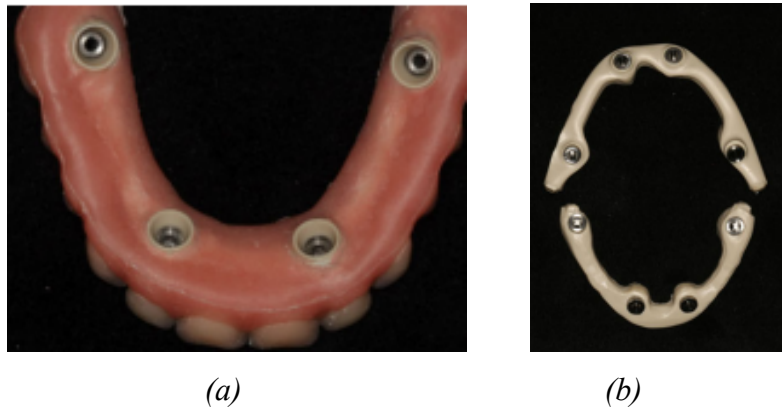


Fig. 5.5 : (a) Manchons en titane insérés dans les cylindres, (b) Armature en PEEK après FAO (185)

La mise en place du matériau du cosmétique viendra terminer la réalisation de la prothèse (Fig. 5.6).



Fig. 5.6 : Prothèses définitives en bouche (185)

V.1.2. PEKK (Polyéthercétonecétone)

Ce matériau est apparu dans le domaine médical en 2015 sous la forme d'implants crâniens imprimés en 3D. S'en est suivie une commercialisation à visée odontologique.

C'est en 2016 qu'Han et al (186) suggèrent l'utilisation d'un matériel d'armature non métallique de type polymère pour les prothèses fixes dento et implanto-portées. L'introduction du PEKK en odontologie ouvre un large champ d'applications potentielles. Son avantage vis-à-vis du PEEK est qu'il présente une résistance à la compression 80% plus élevée (187). La meilleure résistance du PEKK comparé au PEEK s'explique car les liaisons entre les cétones aromatiques sont plus fortes que les liaisons d'éther aromatiques (173).

La principale différence entre le PEEK et le PEKK repose sur le fait que la composition du PEKK permet de le classer comme un co-polymère. Deux entités ayant la même composition chimique mais des configurations stériques différentes le composent. Certaines liaisons cétones se trouvent en position méta (tordue) ou para (droite). En jouant sur le ratio de ces deux unités (droites ou tordues) dans le squelette du polymère, celui-ci présentera des configurations différentes qui permettront de moduler certaines propriétés comme la température de fusion et le taux de cristallisation.

Le PEKK existera alors sous différents « grades » en fonction de sa composition, choisie en fonction de l'indication clinique (couronne, bridge...).

Le jour où elle s'envisagera pour les PAEKs en odontologie, l'impression 3D du PEKK sera à priori relativement simplifiée comparé au PEEK. Cette hypothèse est actuellement vérifiée dans l'industrie, utilisant l'impression 3D du PEKK et du PEEK. Cela s'explique d'une part par le caractère flexible et modulable des PEKK (précédemment décrit) mais aussi par sa température de transition vitreuse élevée, permettant d'atteindre moins rapidement la cristallisation (comparé au PEEK). C'est la cristallisation qui est l'élément le plus complexe à gérer lors de l'impression 3D car ce paramètre influence la densité de la pièce et fluctue en fonction des géométries d'impression. Afin de limiter les changements de densité lors de l'impression, il est conseillé d'imprimer le PEKK en état amorphe et de le cristalliser ensuite (cuisson au four post impression, par exemple). La cristallisation est garante de bonnes propriétés de résistance, c'est pourquoi l'étape de cuisson est cruciale.

Le fait qu'il y ait plus de cétone et moins de liens éther donne donc au PEKK une température de fusion et de transition vitreuse plus élevées ainsi que des bénéfices pour certaines propriétés mécaniques. Leur facilité de mise en œuvre (technique de pressée ou usinage) et leurs propriétés mécaniques sont le point fort de ce groupe.

La surface du PEKK devra être préparée en vue de recevoir la partie cosmétique en composite. Pour des valeurs acceptables, rétention mécanique et collage chimique doivent être associés. D'après le fabricant, une combinaison d'un sablage à l'oxyde d'aluminium de 110 μm sous pression de 2 à 3 bars suivi d'un primaire et d'un adhésif sont nécessaires.

Il est complexe d'obtenir une force de liaison PEKK-résine composite très performante. Cela s'explique par une énergie de surface faible et une résistance aux modifications de surface par agents chimiques. Bien que complexe, il est possible d'obtenir un collage adéquat (188,189).

Le PEKK, au module d'élasticité proche de la dent naturelle et de l'os, permettrait l'ajustement passif d'une armature de longue portée, de répartir les contraintes et d'absorber les chocs. Il se différencierait alors des matériaux au module d'élasticité élevé tels que la zircone ou les alliages chrome-cobalt, qui résistent mieux aux forces de flexion mais qui concentrent les contraintes au sein de l'armature, générant un stress au niveau des piliers terminaux (190,191).

V.1.3. Comparaison des propriétés des PEEK et des PEKK

Tableau 11- Comparaison des propriétés des PEEK et PEKK (165,166,168–172)

	PEEK	PEKK	Os cortical
Module d'élasticité (GPa) *	3,8	4,4	17
Température de transition vitreuse (°C)	143	165 (plus élevé que le PEEK car les liaisons cétones sont plus rigides).	n/a
Température de fusion (°C)	334	386 (plus élevée que le PEEK, dû aux liaisons cétones)	n/a
Résistance à la flexion (MPa)	140-170	140-200 MPa	n/a
Résistance à la traction (MPa)	97	115	120
Résistance à la compression (MPa)	125	240	190
Densité (g.cm ⁻³)	1,3	1,4	n/a
Dureté (MPa)	250	252	n/a

* Les modules des PAEKs sont semblables à celui des résines acryliques (3-5 GPa).

V.2. LES POLYMÈRES RENFORCÉS DE FIBRE (FRP)

Les armatures métalliques, longtemps considéré comme une référence pour augmenter la rigidité d'une prothèse et protéger les implants des surcharges et des micromouvements, laissent aujourd'hui place aux matériaux composites, suscitant de plus en plus l'intérêt des praticiens. Leurs performances en prothèse partielles fixes sont évaluées depuis quelques années (192–194). Par rapport aux prothèse céramo-métalliques, ces matériaux permettent une esthétique

améliorée, un comportement proche des dents naturelles (biomorphisme) et permettent des réparations au fauteuil (192,195). Leur module d'élasticité, plus favorable que le métal et la meilleure adhésion au composite cosmétique sont leur point fort (196).

In vitro, l'intérêt des résines renforcées est démontré dans certaines applications. Ce renforcement permet une amélioration des propriétés des composites (augmentation de la résistance à la rupture, meilleure capacité de charge, ...) (192,197–199), pouvant permettre la fabrication d'armatures de prothèses fixes (200,201).

En raison de leurs caractéristiques esthétiques, les fibres de verre étaient privilégiées comme renfort de prothèses résineuses (200–203) mais leur comportement n'était pas satisfaisant comparé aux alliages mécaniques (202). Les fibres de carbone, présentant de meilleures propriétés mécaniques ont alors été introduites (rigidité, faible poids, faible coefficient de dilatation thermique, compatibilité biologique, élasticité à la rupture à température normale, résistance au fluage, ...) (204,205).

Le composite renforcé aux fibres de carbone permettrait d'assurer une bonne distribution des charges, une résistance au vieillissement et une stabilité thermique (206–208).

Les fibres de carbone présentent une biocompatibilité et des caractéristiques mécaniques optimales (208). Une application pour la fabrication d'armature de prothèse complète implanto-portée, lorsque la résine composite est renforcée aux fibres de carbone, s'envisage alors (Fig. 5.7).

En 2017, des armatures de prothèses complète implanto-portées renforcées aux fibres de carbone ont été comparées à des armatures métalliques maxillaires (207). D'après cette étude, les armatures en polymères renforcés de fibres de carbone pourraient représenter une alternative viable aux armatures métalliques dans les réhabilitations d'arcades complètes. Elles présenteraient plusieurs avantages : réduction de l'échec implantaire, diminution du risque d'écaillage, répartition des charges occlusales uniforme sur toute la structure prothétique, résistance, rigidité.



Fig. 5.7 : Armature de prothèse complète implanto-portée maxillaire en composite renforcé aux fibres de carbone (207)

Contrairement au métal, le comportement des fibres est anisotrope : elles ne renforcent pas la structure dans toutes les directions (209). La position la plus favorable des fibres serait du côté de la zone en tension de l'armature.

Le type de fibre, l'architecture des fibres, l'adhésion entre le composite et les fibres semblent jouer un rôle dans l'effet renforçant (210–214). Cependant, ce sont les propriétés physiques et chimiques du composite qui dominent et non celles liées à l'incorporation de fibres.

En 2019, une étude comparant les caractéristiques des armatures renforcées aux fibres de carbone uni ou multi directionnelles a déterminé que les fibres unidirectionnelles semblaient adaptées aux armatures complètes implanto-portées (206).

Par ailleurs, il est possible de renforcer des polymères haute performance comme les PAEKs. Apparus en 1981, la déclinaison des PAEKs par ajout de fibre de carbone ou de verre (donnant PAEKs renforcés) permettrait une liaison majorée entre la phase amorphe et la phase cristalline de la résine, ce qui permet d'augmenter certaines propriétés mécaniques (résistance à la traction et module d'élasticité par exemple) (165) sans augmenter leur dureté et donc leur fragilité. Actuellement, une gamme de PEEK renforcé aux fibres de carbone existe : la gamme « PEEK Optima ® », commercialisée par Juvora™. Commercialisés sous forme de disques usinables, ce matériau pourrait à l'avenir servir à la fabrication d'infrastructures de bridges implanto-portés, son utilisation aujourd'hui étant restreinte à la chirurgie implantaire.

V.3. COMPOSITE DE NITRURE DE SILICIUM INFILTRÉ DE POLYMÈRES (PISNC)

Ce matériau est défini comme un réseau bio-continu constitué d'un squelette en céramique poreuse interpénétré d'une phase de polymère.

La céramique en question est la céramique Si_3N_4 haute résistance. Ce matériau, utilisé pour la première fois dans des moteurs thermiques tels que les moteurs-fusées de la NASA, présente des propriétés mécaniques élevées : haute résistance, dureté, résistance à l'usure et résistance aux chocs thermiques (215–217). Elles sont biocompatibles et présentent d'inhérentes caractéristique bio-inertes. Observée au niveau de la hanche, ce matériau présente des propriétés anti-bactériennes et est mieux toléré que toutes les particules d'oxyde de Ti pouvant être libérées dans les tissus prothétiques de la hanche (218).

Ces céramiques ont été considérées comme prometteuses en odontologie, spécifiquement en implantologie (219).

Infiltrer le polymère dans cette matrice (Fig. 5.8) permettrait d'obtenir un composite avec d'excellentes propriétés mécaniques. Celui-ci pourrait être utilisé dans des applications supportant de fortes charges, en particulier en odontologie.

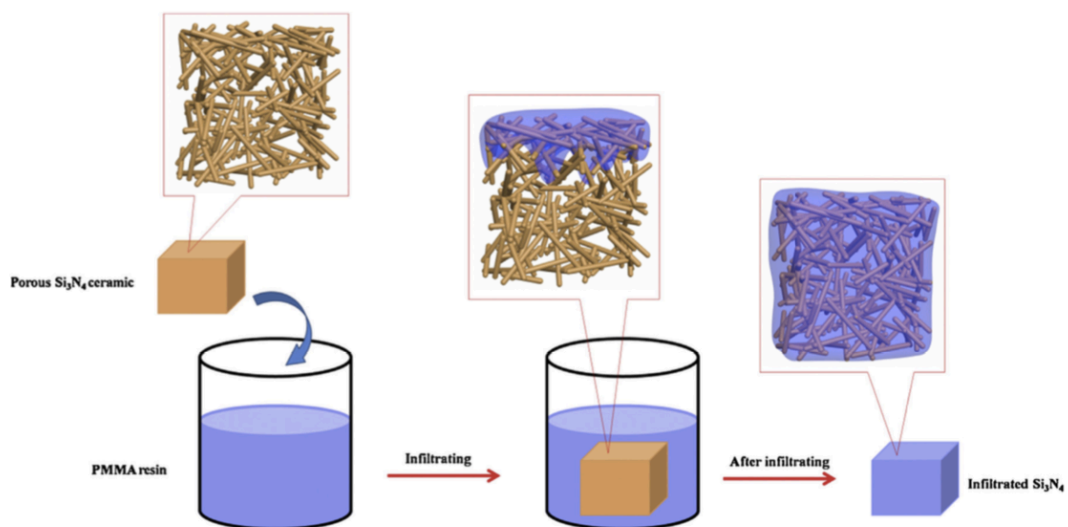


Fig. 5.8 : Illustration schématique de la procédure d'infiltration de polymère (220)

D'après l'étude de Wang et al (220), les PISNC présentent :

- Une excellente résistance à la flexion avec une dureté et un module d'élasticité modérée
- Une infiltration du polymère correcte et une bonne combinaison de la phase céramique et de la phase polymère.
- Une biocompatibilité supérieure au PMMA (sans pour autant présenter de différence significative).

Les auteurs concluent que les composites Si_3N_4 infiltrés de polymère seraient des candidats prometteurs pour les restaurations dentaires et les applications médicales à haute charge.

Des études supplémentaires sont bien sûr nécessaires mais ce matériau pourrait peut-être un jour représenter un matériau d'avenir dans le domaine des armatures de grande étendue implanto-portées.

CONCLUSION

Ce travail a permis de mettre en lumière différents éléments à prendre en compte lors de la réalisation d'une prothèse complète fixe implanto-portée, reposant sur une armature vissée :

1. Différentes **propriétés** sont indispensables afin de garantir la pérennité de l'ensemble implanto-prothétique : adaptation et passivité de l'armature, rigidité suffisante, maîtrise de la longueur des éléments d'extension et réflexion en amont quant à la morphologie de la future prothèse (montage directeur, soutien de la partie cosmétique, maintien hygiène).
2. Différentes **techniques** de réalisation d'armature implanto-vissées existent :
 - a. Technique *coulée*, exposant au risque de distorsion si la pièce désirée est de grande étendue. Contourner cet inconvénient est possible, en segmentant l'armature et en assemblant les différents segments. Cependant la zone d'assemblage représentera toujours une surface de fragilité de l'armature. Cette technique a laissé petit à petit place à l'usinage qui est devenu incontournable de nos jours.
 - b. Technique *soustractive* (usinage), et très récemment, *additive* (impression 3D entre autres).

Ces dernières sont permises grâce aux récentes avancées technologiques, permettant de concevoir et fabriquer des armatures, en étant assisté par ordinateur (**CFAO**). Cette avancée majeure a permis de s'affranchir de nombreux écueils liés à la technique coulée, tout en étant simple, rapide, modifiable et précise.

L'usinage permet la fabrication d'une armature à partir d'un unique bloc de matière. Il expose néanmoins à une perte importante de matière première et oblige d'investir dans des fraises couteuses, s'usant rapidement.

L'impression 3D consiste en un empilement de couches successives de matériau, pour aboutir à la forme désirée. Peu fréquente de nos jours, la société Atlantis®, solution CFAO d'Anthogyr, est une des rares à la proposer pour la réalisation d'armature de bridges complets implanto-portés.

3. Différents **matériaux** s'envisagent
 - a. En pratique courante :
 - Alliages d'or, peu utilisés de nos jours.
 - Alliages de chrome-cobalt, aux très bonnes propriétés mécaniques mais aux propriétés biologiques et esthétiques non-optimales.

- Titane, aux excellentes propriétés mécaniques et biologiques, mais à l'esthétique limitée, obligeant à l'utilisation de céramiques spécifiques.
 - Zircone, biocompatible, esthétique et présentant de très bonnes propriétés mécaniques. Son usinage est complexe, et un risque d'échec au niveau de la céramique cosmétique (chipping) ou pire, de l'infrastructure (fracture) existe.
- b. En pratique novatrice :
- PAEKs (Polyarylethercétones), prometteurs car présentant d'excellentes propriétés mécaniques. Celles-ci se rapprochent de celles de l'os, ce qui permettrait de diminuer les forces transférées à l'os et donc le risque de fracture. En outre, ils sont biocompatibles, esthétiques, légers.
 - Les polymères renforcés de fibres, essentiellement ceux renforcés aux fibres de carbone. Ces matériaux, biocompatibles, aux très bonnes propriétés mécaniques, répartissant les charges de manière uniforme sur toute la structure prothétique, attirent de plus en plus l'intérêt des praticiens et semblent présenter une alternative viable aux armatures actuellement utilisées dans les réhabilitations d'arcades complètes.
 - Le composite de nitrure de silicium infiltré de polymères, encore très peu étudié dans la littérature. Ce matériau pourrait, pourquoi pas, être pensé en tant matériau d'infrastructure dans un futur relativement proche. Bien sûr, des études supplémentaires sont nécessaires.

Enfin, ce travail propose une comparaison de 4 différents systèmes d'usinage, solutions CFAO de 4 grandes firmes : ZFX™ (Zimmer™), Simeda® (Anthogyr), Procera® (NobelBiocare™), Atlantis® (Dentsply Sirona).

Aucun matériau ni technique ne peut être qualifié d'« idéal ». La réalisation d'une armature devra être pensée en fonction de différents critères, en rapport avec le patient, avec le type de prothèse désirée et avec la technique de réalisation choisie ...

En 2020, le courant du « digital workflow » se démarque. Limité de nos jours à la technique indirecte de CFAO, réhabiliter l'édenté complet s'envisage de plus en plus de manière numérique. La technique de coulée tend à disparaître, alors que s'intensifie la pratique de l'usinage et qu'émerge la technologie additive. L'évolution des matériaux, quant à elle, semble se diriger vers l'utilisation de matériaux de moins en moins métalliques et présentant des propriétés sans cesse améliorées.

ANNEXE

Annexe 1- Bon de commande ZFX™ (221)



Laboratory / Signature / Stamp / Phone no. / E-mail:		Shipping address only when different from billing address:	
Patient:		Milling Centre:	
Models: <input type="checkbox"/> Upper jaw <input type="checkbox"/> Lower jaw	Antagonist: <input type="checkbox"/> Model <input type="checkbox"/> Bite registration	Tooth shade:	Date:
Waxup: <input type="checkbox"/> Wax-up Upper jaw <input type="checkbox"/> Wax-up Lower jaw	Situation: <input type="checkbox"/> Model Upper jaw <input type="checkbox"/> Model Lower jaw	Comments:	
Articulator: <input type="checkbox"/> Articulator model: _____			

Details crowns & bridges

		Shape <input type="checkbox"/> anatomical crown <input type="checkbox"/> anatomically reduced crown
Materials <input type="checkbox"/> Titan Grade 5 <input type="checkbox"/> Vita Enamic <input type="checkbox"/> Zirconium <input type="checkbox"/> Cobalt-Chrom (NP)		<input type="checkbox"/> individual shading
<input type="checkbox"/> Lithium Diskate <input type="checkbox"/> Zirconium BionX* <input type="checkbox"/> TEMP tooth shade <input type="checkbox"/> Cobalt-Chrom (Laser sintering) <input type="checkbox"/> Zirconium effect*		
<input type="checkbox"/> TEMP multicolor <input type="checkbox"/> Wax <input type="checkbox"/> PMMA transparent <input type="checkbox"/> Zirconium Multilayer/HT		
Cement gap: <input type="checkbox"/> 0,05 mm <input type="checkbox"/> _____ mm		
Reduction for ceramic: <input type="checkbox"/> 1,0 mm <input type="checkbox"/> _____ mm		

Gingiva distance Distance _____ mm Distance 0,5 mm Distance 0 mm	Girlande Mesial Distal Bukkal L/P Height _____ mm Height _____ mm Height _____ mm Height _____ mm	Surface: <input type="checkbox"/> _____ mm ² <input type="checkbox"/> rectangular <input type="checkbox"/> round <input type="checkbox"/> tapered <input type="checkbox"/> triangular <input type="checkbox"/> reverse tapered
--	--	---

Connector - Shape and position Individual connector: Draw the connector's position and shape <input type="checkbox"/> Width: _____ mm <input type="checkbox"/> Height: _____ mm	<input type="checkbox"/> Okklusal <input type="checkbox"/> Bukkal
---	---

Details abutments

Without titanium basis <input type="checkbox"/> Individual abutment <input type="checkbox"/> Screw-retained crown <input type="checkbox"/> a) anatomical <input type="checkbox"/> b) anatomically reduced	With titanium basis <input type="checkbox"/> Individual abutment <input type="checkbox"/> Screw-retained crown <input type="checkbox"/> a) anatomical <input type="checkbox"/> b) anatomically reduced	Original components e.g. Zimmer Biomet, Straumann, Camlog, MIS, ... <input type="checkbox"/> Yes	Materials <input type="checkbox"/> Titan Grade 5 <input type="checkbox"/> Zirconium BionX ² <input type="checkbox"/> Cobalt-Chrome <input type="checkbox"/> Zirconium Katana <input type="checkbox"/> Zirconium <input type="checkbox"/> TEMP multicolor <input type="checkbox"/> Zirconium effect <input type="checkbox"/> _____
<input type="checkbox"/> Ideal (Standard) – can require surgical positioning 	<input type="checkbox"/> Conditioning OK 	<input type="checkbox"/> No conditioning – adapt to the gingiva course 	<input type="checkbox"/> For customized emergence profile, please draw it within the layout
<input type="checkbox"/> Without shoulder <input type="checkbox"/> Angle Z° <input type="checkbox"/> Without shoulder <input type="checkbox"/> Angle °	Gingiva distance Distance _____ mm Distance 0,5 mm Distance 0 mm	Girlande Mesial Distal Bukkal L/P Height _____ mm Height _____ mm Height _____ mm Height _____ mm	

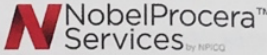
ZFX™ REV. 10/18 ©2018 Zfx GmbH

Zfx GmbH | Kopernikusstraße 15 | 85221 Dachau | Germany
 Tel. +49 (0) 8131 / 33 244 - 0 | Fax +49 (0) 8131 / 33 244 - 10 | info@zfx-dental.com | www.zfx-dental.com



Annexe 2- Bon de commande Nobel Procera® (19)

Order form for Nobel Biocare® platforms
[One case only per order sheet]




IDENTIFICATION

Customer Lab Number: _____ Equipment ID: _____ Contact person: _____ E-mail: _____ Phone: _____	Dentist: _____ Denturist: _____ Laboratory: _____ Your internal case identification: _____
---	---

CASE INFORMATION

POSITIONING



X O
 Attachment Implant

IMPORTANT

Complete the following check list:

- Master model is clean, undamaged and labelled
- Removable soft tissue extended to distal region to support the whole bar
- Implant replicas are undamaged, stable and not buried (remove soft tissue to double-check)
- Diagnostic tooth set-up
- Verification jig (optional)
- Silicone matrix (optional)
- Intaglio (optional)

For more information, please see the Model Preparation Quick Guide available on www.nobelproceraservices.com

NOBEL BIOCORE IMPLANT SYSTEM

This order form is applicable for solutions on all Nobel Biocare Implant Systems.

IMPORTANT

Please design the case for me and send for approval via e-mail*:

Same email address as above
 Other email address: _____

CONCEPTION DETAILS

Extensions length: mm

Distance from tissue: mm

Note: Production will only start after your design approval.
 * Extra charge will apply, contact your sales representative for more details.

IMPLANT BAR TYPE

Fixed

Wrap-around
 Montreal
 Montreal with Metallic Lingual

Fixed-removable

Round
 Dolder® Rigid micro
 Dolder® Rigid macro (Only delivered with gold rider)
 Dolder® Resilient micro
 Dolder® Resilient macro

Hader Reinforcement height: _____ mm

Free Shape Milled
 Paris

Buccal angle: _____°
 (from 0° to 10° by 0,5° steps)
 Lingual angle: _____°
 (from 0° to 10° by 0,5° steps)

** Nylon caps are not included
 *** Retention and metallic cap are not included

ATTACHMENTS:

Ball 2.2 (Bredent)** Qty: _____

↳ Please specify orientation:

Buccal Distal
 Lingual Occlusal

Ball 2.25 (Dalbo®-Plus) Qty: _____

Ball 2.5 (TSB) Qty: _____

Ball 2.0 (OSO)*** Qty: _____

Locator® Qty: _____

Anchor M3 Qty: _____

COMMENTS

Do not polish this bar

Send the complete order to: NobelProcera Innovation Centre Quebec (NPICQ) / BioCad Medical Inc.
750, Parc-Technologique Blvd, Quebec City (Quebec), Canada, G1P 4S3

GMT 28170 GB 1206 © NobelProcera Innovation Centre Québec, 2015
Tax ID/VAT #: 847910122RT0001

Atlantis®

For all major implant systems¹

Clinician-to-laboratory prescription form
- for Atlantis® suprastructures

Clinician's name

Date

Case or Patient ID

Clinician's postal code

Removable prostheses

Atlantis® Bar



- Titanium
- Cobalt-chrome

Atlantis® 2in1



- Titanium
- (not available in cobalt-chrome)*

Fixed prostheses

Atlantis® Bridge

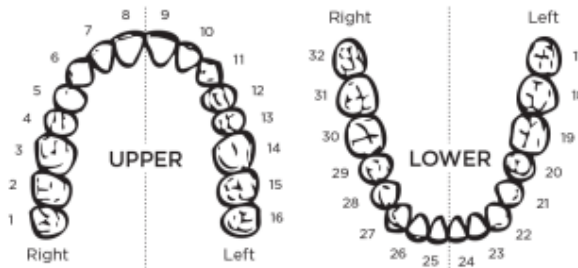


- Titanium
- Cobalt-chrome

Atlantis® Hybrid



- Titanium
- Cobalt-chrome



High gloss Basal Lingual

Notes:

.....

.....

.....

Tooth number	Manufacturer and implant system	Implant diameter Ø	Implant level	Abutment level
.....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
.....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
.....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
.....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
.....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
.....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
.....	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

¹ For the complete list of compatible implant systems, review the Atlantis suprastructures implant compatibility chart.



TABLE DES FIGURES

Fig. 1.1 : Exemple de prothèse vissée implanto-portée en céramique sans fausse gencive (6)

Fig. 1.2 : Exemple de prothèse vissée implanto-portée en céramique avec fausse gencive (5)

Fig. 1.3 : Bridges fixes ostéo-ancrés sur pilotis avec armature métallique et dents et fausse gencive en résine (cas des Dr Tavitian et Dr Mense)

Fig. 1.4 : Exemple de prothèse hybride (6)

Fig.1.5 : Armature de bridge direct implant (9)

Fig. 1.6 : Mise en place de piliers prothétiques intermédiaires le jour de la chirurgie (cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)

Fig. 1.7 : Pilier Multi-Unit droit (gauche), Pilier Multi-Unit angulé à 30° (droite) (19)

Fig 1.8 : Exemple d'armature de bridge complet en titane et de la restauration prothétique maxillaire terminée (22)

Fig. 1.9 : Radiographie panoramique de bridges sectoriels maxillaires et mandibulaires (26)

Fig. 1.10 : Exemple de « prothèse sur pilotis » maxillaire, utilisant la méthode d'origine de Brånemark (cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)

Fig. 2.1 : Empreinte au plâtre et modèle de travail (cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)

Fig. 2.2 : Exemple de clef en plâtre (cas clinique des Dr Tavitian et Dr Mense)

Fig. 2.3 : Illustration de la méthode du demi-tour de Jemt

Fig. 2.4 : Les clés en silicone confirment qu'il est possible de monter le matériau cosmétique antérieur et des réaliser des éléments céramo-métalliques postérieurs (58)

Fig. 2.5 : Comparaison des différents types de surfaces de contact mucoales (69)

Fig. 2.6 : Classification des métaux par potentiel galvanique (78)

Fig. 3.1 : Exemple de clés en silicone représentant le volume de la future prothèse (58)

Fig. 3.2 : Armature segmentée (58)

Fig. 3.3 : Illustration du système « Cresco Ti Precision » (87)

Fig. 3.4 : Système « Cresco Ti Precision » (6)

Fig. 3.5 : Distorsion moyenne du point médian des armatures en métal précieux coulé et en titane usiné par rapport au maître modèle (97)

Fig. 3.6 : Mécanisme du renforcement de la céramique Y-TZP (101)

Fig. 3.7 : Armature sur son disque d'usinage et armature en cours de finition (104)

Fig. 3.8 : Armature en titane, sablée (140)

Fig. 3.9 : Micro-rétentions provoquée par sablage, grossissement échelle 100µm et 20µm (140)

Fig. 3.10 : Montage des masses de dentine, armature métallique recouverte d'opaque (58)

Fig. 3.11 : Réduction des masses de dentine (58)

Fig. 3.12 : Application des matériaux transparents afin d'obtenir des dents légèrement plus grosses (58)

Fig. 3.13 : Application de masse de céramique rose au niveau de la gencive artificielle (58)

Fig. 4.1 : Réplique du bridge provisoire en résine (148)

Fig. 4.2 : Réduction homothétique avant scannage (148)

Fig. 4.3 : Armature en zircone après usinage (148)

Fig. 4.4 : Conception d'une armature de bridge complet implanto-vissée maxillaire (58)

Fig. 4.5 : Modèle en plâtre avec masque gingival, élaboré à la suite de l'empreinte (150)

Fig. 4.6 : Modèle en plâtre associé au wax-up et clé en silicone indexée, alternative au wax-up permettant un positionnement précis sur le modèle (150)

Fig. 4.7 : Conception du profil d'émergence et proposition de conception entièrement anatomique (151)

Fig. 4.8 : Modification de l'angulation et de la position des piliers virtuels et vérification de la position des piliers virtuels (151)

Fig. 4.9 : Vérification de l'adaptation au laboratoire sur le modèle et morsure de contrôle sur le modèle (151).

Fig. 4.10 : Essayage en bouche de l'armature du patient (151)

Fig. 4.11 : Prothèse finale en bouche (placage en matériau composite) (151)

Fig. 4.12 : Images de conception d'une armature, élaborée par le centre Nobel Procera® (156)

Fig. 4.13 : Images de conception d'une armature, élaborée par le centre Nobel Procera® (156)

Fig. 4.14 : Montage cosmétique sur armature en titane (157)

Fig. 4.15 : Stratification de la céramique sur armature en zircone (157)

Fig. 4.16 : Duplicata en cire ou en résine transvissée pour la réalisation d'une armature en titane ou en zircone (157)

Fig. 4.17 : Modélisation d'une armature en titane (157)

Fig. 4.18 : Maquette de l'armature en résine transvissée (157)

Fig. 4.19 : Modification d'une connexion sur armature virtuelle (157)

Fig 4.20 : Validation du modèle de travail par une clé en plâtre et wax-up de l'armature (159)

Fig. 4.21 : Chaîne de réalisation ANTHOGYR® (160)

Fig. 4.22 : Scannage, modélisation, usinage et essayage de la pièce prothétique (159)

Fig. 4.23 : Bridge d'usage en bouche (159)

Fig. 4.24 : Maquette résine de l'armature, essayage de la maquette, rebasage de la maquette (161)

Fig. 4.25 : Différents bridges implantaires destinés à la céramisation ou à être recouverts de couronnes unitaires pour chaque dent (160)

Fig. 4.26 : Différentes supra-structures en titane (vissées) destinées à recevoir une prothèse fixe en résine (160)

Fig. 4.27 : Scannage du modèle (162)

Fig. 4.28 : Conception de l'armature assistée par ordinateur (162)

Fig. 4.29 : Visualisation tridimensionnelle de l'armature d'après le viewer (163)

Fig. 4.30 : Usinage d'une armature au sein du groupe Dentsply (162)

Fig. 4.31 : Armature à la réduction homothétique destinée à un recouvrement céramique et visibilité de l'espace disponible pour la partie cosmétique (163)

Fig. 4.32 : Restauration finale avec stratification en céramique au niveau maxillaire et composite au niveau mandibulaire, visibilité des puits d'accès à distance des cuspides et des bords incisifs, minimisant le risque de fracture de la céramique et garantissant une bonne esthétique (163)

Fig. 4.33 : Radiographie montrant les restaurations complètes aux ajustements passifs, (b) Restauration finale (163)

Fig. 4.34 : Atlantis bridge et Atlantis Hybrid (162)

Fig. 4.35 : Exemple d'armature fabriquée par technique additive, en titane (162)

Fig. 5.1 : Phases de transition thermiques d'un polymère thermoplastique

Fig. 5.2 : Différents polymères utilisés en industrie (166)

Fig. 5.3 : Set-up up et dents protétiques, (b) Conception assistée par ordinateur (CAO) (185)

Fig. 5.4 : Strangulation du PEEK au niveau du cylindre due à la compression de la vis prothétique en titane après serrage (185)

Fig. 5.5 : Manchons en titane insérés dans les cylindres et armature en PEEK après FAO (185)

Fig. 5.6 : Prothèses définitives en bouche (185)

Fig. 5.7 : Armature de prothèse complète implanto-portée maxillaire en composite renforcé aux fibres de carbone (207)

Fig. 5.8 : Illustration schématique de la procédure d'infiltration de polymère (220)

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1- Comparaison des propriétés physiques des matériaux.....	38
Tableau 2- Comparaison des propriétés mécaniques des matériaux.....	39
Tableau 3- Comparaison de la précision d'adaptation des matériaux.....	39
Tableau 4- Comparaison des propriétés biologiques des matériaux.....	40
Tableau 5- Or.....	41
Tableau 6- Chrome-cobalt.....	41
Tableau 7- Titane.....	42
Tableau 8- Chrome-cobalt & Titane.....	43
Tableau 9- Zircone Y-TZP.....	43
Tableau 10- Comparaison des 4 systèmes présentés.....	74
Tableau 11- Comparaison des propriétés des PEEK et PEEK.....	84

TABLE DES ANNEXES

Annexe 1- Bon de commande ZFX™ : ZFX-dental. Formulaire de commande « crown-bridges (PDF) ». [Internet].

Annexe 2- Bon de commande Nobel Procera® : Drago C. Accelerated treatment protocol of a patient with edentulous jaws. In: Implant restorations : a step-by-step guide. Wiley Blackwell. Wisconsin; 2014.

Annexe 3- Bon de commande Atlantis® : Dentsply Sirona. Produits, implantologie, suprastructure atlantis. [Internet].

BIBLIOGRAPHIE

1. INSEE. Bilan démographique 2019. Insee Première n°1789, 14 janv 2019. [Internet].
2. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S. Manuel d'implantologie clinique, concepts protocoles et innovations récentes. France : Edition CdP, 2ème édition. 2008. (JPIO, ISSN 1294-0585).
3. Zarb GA, Goteborgs Universitet, University of Toronto. Proceedings of the toronto conference on osteointegration in clinical dentistry, May 1982. St Louis : Mosby. Vol. 49 à 50. 1983. 84 p.
4. Zarb GA. Introduction to osseointegration in clinical dentistry. J Prosthet Dent. 1 juin 1983;49(6):824.
5. Dada K, Daas M. Esthétique et implants pour l'édenté complet maxillaire. Paris : Quintessence International. 2011.
6. Torsello F, Di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. Clin Oral Implants Res. 2 août 2008;19(8):772-9.
7. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132.
8. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. janv 1981;10(6):387-416.
9. Asin M. Bioconscience : Bridge « direct-implant » et étanchéité de la connectique. L'Information Dentaire. 5 juin 2019; (22):12-18.
10. Steinebrunner L, Wolfart S, Bößmann K, Kern M. In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage Along the Implant-Abutment Interface of Different Implant Systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 11 déc 2005;20(6):875-81.
11. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromovements at the implant-abutment interface : measurement, causes, and consequences. Implantologie 2007 ; 15 (1) : 31-46.
12. Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant–abutment interface of two-piece dental implants. J Synchrotron Radiat. 1 mars 2010;17(2):289-94.
13. Baixe S, Tenenbaum H, Etienne O. Pénétration microbienne dans la connectique pilier-implant : revue de littérature. Rev Stomatol Chir Maxillo-Faciale Chir Orale. 1 févr

2016;117(1):20-5.

14. Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial Leakage and Marginal Fit of the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. juill 1997;12(4):1.
15. Canullo L, Schlee M, Wagner W, Covani U. International Brainstorming Meeting on Etiologic and Risk Factors of Peri-implantitis, Montegrotto (Padua, Italy), August 2014. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 9 oct 2015;30(5):1093-104.
16. Mombelli A, Van Oosten M a. C, Schürch Jr. E, Lang NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol*. déc 1987;2(4):145-51.
17. Tallarico M, Canullo L, Caneva M, Özcan M. Microbial colonization at the implant-abutment interface and its possible influence on periimplantitis: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*. juill 2017;61(3):233-41.
18. Ujiie Y, Todescan R, Davies JE. Peri-Implant Crestal Bone Loss: A Putative Mechanism. *Int J Dent*. janv 2012;1-14.
19. Drago C. Accelerated treatment protocol of a patient with edentulous jaws. In: *Implant restorations : a step-by-step guide*. Wiley Blackwell. Wisconsin; 2014.
20. Noharet R, Cannas B, Gillot L. Piliers implantaires : anticiper le choix. *Inf Dent*. 2010;(20):1-5.
21. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. *J Clin Periodontol*. 1997;24(8):568-72.
22. Dr Dupont. Laboratoire CERALOR, oral design center. Procera implant bridge. Titane. Cas clinique _A. [Internet].
23. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*. 3 oct 2012;23:163-201.
24. Wismeijer D, Braegger U, Evans C, Kapos T, et al. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Suppl):137-40.
25. Millen C, Brägger U, Wittneben J-G. Influence of Prosthesis Type and Retention Mechanism on Complications with Fixed Implant-Supported Prostheses: A Systematic Review Applying Multivariate Analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. janv 2015;30(1):110-24.
26. Galluci GO, Bernard J-P, Belser UC. Treatment of Completely Edentulous Patients with Fixed Implant-Supported Restorations: Three Consecutive Cases of Simultaneous Immediate Loading in Both Maxilla and Mandible. *Int J Periodontics Restorative Dent*. janv

2005;25(1):26-37.

27. Malo P, Rangert B, Nobre M. « All-on-Four » Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2 janv 2003;5:2.
28. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S. Theorie et pratique de la mise en charge immédiate. *Qunitessence international.* 2007.
29. Stephan G, Noharet R, Mariani P. Choix du concept occlusal chez l'édenté total réhabilité par une prothèse implantaire. *Strat Prothétique.* 2006;6(1):35-46.
30. Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil.* févr 2015;42(2):153-61.
31. Jimenez-Lopez V. *Orall rehabilitation with implant supported protheses.* Chicago ; Berlin : Quintessence Pub. Co. 1999.
32. Sahin S, Çehreli MC. The Significance Of Passive Framework Fit In Implant Prosthodontics: Current Status: *Implant Dent.* juin 2001;10(2):85-92.
33. Jemt T, Book K. Prosthesis Misfit and Marginal Bone Loss in Edentulous Implant Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* sept 1996;11(5):620-5.
34. Jemt T. In Vivo Measurements of Precision of Fit Involving Implant-Supported Protheses in the Edentulous Jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants.* mars 1996;11(2):151-8.
35. Pera F, Pesce P, Bevilacqua M, Setti P, Menini M. Analysis of different impression techniques and materials on multiple implants through 3-dimensional laser scanner. *Implant Dent* 2016;25:232-237.
36. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res.* juin 2012;23(6):676-81.
37. Moreira AHJ, Rodrigues NF, Pinho ACM, Fonseca JC, Vilaça JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2 oct 2015;17:751-64.
38. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants.* déc 1999;14(6):885-8.
39. Lee S-J, Cho S-B. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *J Adv Prosthodont.* déc 2011;3(4):177-85.
40. Selvaraj S, Dorairaj J, Mohan J, Simon P. Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different splinting materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* juin 2016;16(2):167-75.

41. Abulius R. Comment valider le modèle de travail en prothèse implantaire ? *Stratégie prothétique* 2005; 1(5):49-54.
42. Maille G, Margossian P, Loyer É, Niboyet C. Apport de la CFAO en implantologie. *Implantologie*. 2014;Hors série:1-7.
43. Belser C. Changement de paradigmes en prothèse conjointe. *Réal Clin*. 2010;Vol 21(2):79-85.
44. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric Determination of the Amount of Misfit in CAD/CAM and Cast Implant Frameworks: A Multicenter Laboratory Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 2010;25(5):920-9.
45. Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. *J Oral Implantol*. déc 2014;40(6):758-66.
46. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Photogrammetry--An Alternative to Conventional Impressions in Implant Dentistry? A Clinical Pilot Study. *Int J Prosthodont*. 1999;12(4):363-8.
47. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Weishao Lin, Morton D. The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant–Based Single Units and Complete-Arch Frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. déc 2014;29(6):1281-8.
48. Keul C, Güth J-F. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig*. 27 mai 2019;(24)2:735-45.
49. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. déc 1997;78(6):596-604.
50. Jemt T. Failures and Complications in 391 Consecutively Inserted Fixed Protheses Supported by Brånemark Implants in Edentulous Jaws: A Study of Treatment From the Time of Prosthesis Placement to the First Annual Checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Fall 1991;6(3):89-102.
51. White GE. *Osseointegrated dental technology*. USA : Quintessence Publishing. 1993.
52. Calderini A, Maiorana C, Garlini G, Abbondanza T. A Simplified Method to Assess Precision of Fit Between Framework and Supporting Implants: A Preliminary Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 9 oct 2007;22(5):831-8.
53. May KB, Edge MJ, Lang BR, Wang R-F. The Periotest Method: Implant-Supported Framework Precision of Fit Evaluation. *J Prosthodont*. 1996;5(3):206-13.
54. May KB, Lang BR, Lang BE, Wang R-F. Periotest method: Implant-supported framework fit evaluation in vivo. *J Prosthet Dent*. juin 1998;79(6):648-57.
55. Jacquot B. Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie. *Société Francoph Biomateriaux Dent*. 2010 2009;26.

56. Hombrouck Jeremie, Hue Olivier. Les armatures en prothèse dento et implanto portée, contrainte pour la mise en oeuvre et résultats. Berlin : Edition universitaires européennes. 2011.
57. Rosentiel SF, Land MF. Contemporary fixed prosthodontics. Saint Louis Mosby : Third Edition. 2001.
58. Wolfart S. Restaurations fixes implanto-portées de l'arcade complète édentée. In: Stefan Wolfart : « La prothèse en implantologie, le patient au centre du traitement ». Quintessence International. 2017.
59. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4(3):241-7.
60. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent. déc 1992;68(6):949-56.
61. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. J Prosthet Dent. août 1990;64(2):185-94.
62. Taylor TD. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(3):329-37.
63. Rasmussen E. Alternative Prosthodontic Technique for Tissue-Integrated Prostheses. J Prosthet Dent. févr 1987;57(2):198-204.
64. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. Quintessence Int Berl Ger 1985. juill 1989;20(7):473-80.
65. Taylor RL, Bergman GF. Laboratory techniques for the Branemark System. Chicago, Etats-Unis d'Amérique: Quintessence; 1990. 79 p.
66. Charlotte Mansuy. Prothèses complète ostéo-ancrées mandibulaires avec extensions : évolution des connaissances. (Thèse pour le diplôme d'Etat de docteur en chirurgie-dentaire, Sciences du Vivant). Marseille : Aix-Marseille Université. 2018.
67. Elshahawy W. La biocompatibilité. In: Advances in Ceramics: Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and environment. Costas Sikalidis. Croatia; 2011.
68. Maziero volpato C, D'Altoé Garbelotto LG, Celso Fredel M, Bondioli F. Application de la zircone en dentisterie: considérations biologiques, mécaniques et optiques. In: Advances in Ceramics: Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and environment. Costas Sikalidis. Croatia; 2011.
69. Kanao M, Nakamoto T, Kajiwara N, Kondo Y, Masaki C, Hosokawa R. Comparison of

plaque accumulation and soft-tissue blood flow with the use of full-arch implant-supported fixed prostheses with mucosal surfaces of different materials: a randomized clinical study. *Clin Oral Implants Res.* oct 2013;24(10):1137-43.

70. Gleissner, C., Kempfski, O., Peylo, S., Glatzel, J.H. & Willershausen, B. (2006) Local gingival blood flow at healthy and inflamed sites measured by laser doppler flowmetry. *Journal of Periodontology* 77: 1762–1771.

71. Eliaz N. Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review. *Materials.* janv 2019;12(3):407.

72. Martin MD, Broughton S, Drangsholt M. Oral lichen planus and dental materials: a case-control study. *Contact Dermatitis.* juin 2003;48(6):331-6.

73. Perfetti G, Maggiore C, Isidori F. A case of leukoplakia from bimetallism in a single tooth. *Attual Dent.* 27 mars 1988;4(11):36-8.

74. Johansson BI, Stenman E, Bergman M. Clinical registration of charge transfer between dental metallic materials in patients with disorders and/or discomfort allegedly caused by corrosion. *Scand J Dent Res.* août 1986;94(4):357-63.

75. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J Prosthet Dent.* 1 févr 2000;83(2):223-34.

76. Cortada M, Giner L, Costa S, Gil FJ, Rodriàguez D, Planell JA. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *J Mater Sci Mater Med.* mai 2000;11(5):7.

77. Grosgeat B, Reclaru L, Lissac M, Dalard F. Measurement and evaluation of galvanic corrosion between titanium/Ti6Al4V implants and dental alloys by electrochemical techniques and auger spectrometry. *Biomaterials.* mai 1999;20(10):933-41.

78. Niney C. La corrosion en milieu buccal. *Cookson CLAL Dental* [Internet].

79. Cheylan J-M, Archien C. Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. 2007;16:18.

80. WB blancs . Théorie de la corrosion du verre et de la céramique . In : Clarke DE , Zoitos BK , éditeurs. Corrosion du verre, de la céramique et des supraconducteurs . Park Ridge, NJ : Noyes; 1992 . p 2 - 28 .

81. Milleding P, Haraldsson C, Karlsson S. Ion leaching from dental ceramics during static in vitro corrosion testing. *Journal of Biomedical Materials Research.* 2002; 61(4):541-50.

82. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-Milled Titanium Frameworks for Implant Treatment in the Edentulous Jaw. *Int J Prosthodont.* 5 juin 1999;12(3):209-15.

83. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1 janv 1988;46(4):247-53.

84. Daas M, Dada K, Postaire M. Prothèse totale fixée implanto-portée : options thérapeutiques en fonction du stade de résorption. In: Tavitian P : « Prothèse supra-implantaires : données et conceptions actuelles ». CdP. France; 2017. p. 131-45. (JPIO).
85. Gebelein M, Richter G, Range U, Reitemeier B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal, or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. *J Prosthet Dent.* 1 févr 2003;89(2):193-200.
86. Mitha T, Owen CP, Howes DG. The Three-Dimensional Casting Distortion of Five Implant-Supported Frameworks. *Int J Prosthodont.* mai 2009;22(3):248-50.
87. Brincat DT et G. Interet d'un système de passivation des armatures pr soudure laser en implantologie orale. *Fil Dent Clin Focus.* avr 2011;n°62:4.
88. Helldén LB, Dérand T. Description and Evaluation of a Simplified Method to Achieve Passive Fit Between Cast Titanium Frameworks and Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 3 avr 1998;13(2):190-6.
89. Eliopoulos D, Zinelis S, Papadopoulos T. Porosity of cpTi casting with four different casting machines. *J Prosthet Dent.* 1 oct 2004;92(4):377-81.
90. Cai Z, Bunce N, Nunn ME, Okabe T. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. *Biomaterials.* 1 mai 2001;22(9):979-86.
91. Kapos T, Evans C. CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2 janv 2014;29:117-36.
92. Patzelt SBM, Spies BC, Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2 sept 2015;26:77-85.
93. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* août 1996;76(2):187-93.
94. Jemt T, Lindén B. Fixed Implant--Supported Prosthesis With Welded Titanium Frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent.* juin 1992;12(3):176-83.
95. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of Precision of Fit Between Cast and CNC-Milled Titanium Implant Frameworks for the Edentulous Mandible. *Int J Prosthodont.* 3 avr 2003;16(2):194-200.
96. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 1 mars 2003;89(3):256-60.
97. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of Precision of Fit Between Cast and CNC-Milled Titanium Implant Frameworks for the Edentulous Mandible. *Int J Prosthodont.* 3 avr 2003;16(2):194-200.
98. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical Advantages and

Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *International Journal of Dentistry*. 2015:1-7.

99. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *J Prosthet Dent*. oct 2015;114(4):506-12.
100. Giraud T, Dejou J. Biomatériaux de restauration en implantologie : quelques critères de choix. In: Tavitian P : « Prothèse supra-implantaires : données et conceptions actuelles ». CdP. p. 47-55. (JPIO).
101. Dejou J. Les céramiques. *Société Francoph Biomatériaux Dent*. 2009;27:1-27.
102. Takuma Y, Nomoto S, Sato T, Sugihara N. Effect of Framework Design on Fracture Resistance in Zirconia 4-unit All-ceramic Fixed Partial Dentures. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2013;54(3):149-56.
103. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*. 1 oct 2005;21(10):930-7.
104. Le Cardonnel A. Prothèse supra-implantaire et zircone. In: Tavitian P : « Prothèse supra-implantaires : données et conceptions actuelles ». CdP. 2017. p. 285-304. (JPIO).
105. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 1 nov 2014;112(5):1141-50.
106. Tischler M, Patch C, Bidra AS. Rehabilitation of edentulous jaws with zirconia complete-arch fixed implant-supported prostheses: An up to 4-year retrospective clinical study. *J Prosthet Dent*. août 2018;120(2):204-9.
107. Bidra AS, Tischler M, Patch C. Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1 févr 2018;119(2):220-4.
108. Gonzalez J, Triplett RG. Complications and Clinical Considerations of the Implant-Retained Zirconia Complete-Arch Prosthesis with Various Opposing Dentitions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 7 août 2017;32(4):864-9.
109. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent*. juill 2018;120(1):132-7.
110. Tavitian P. Prothèses supra implantaires : données et conceptions actuelles. France : Edition CdP. 2017. (JPIO).
111. Gregoire G, Grosogeat B. Alliages dentaires. *Société Francoph Biomatériaux Dent*. 2009-10;29.

112. Moulin P., Soffer E., Doukhan J.-Y: Alliages précieux en odontologie. Encyclopédie Médico-chirurgicale 23-065-P-10. 2002.
113. O'BRIEN W.J.: Dental materials and their selection - 3rd edition Quintessence Publishing Co, Carol Stream, 2002.
114. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 87 (4): 351-63, 2002.
115. Breme HJ. Metals and Implants. In: Helsen J, Breme H, eds. *Metals as biomaterials*. Chichester: John Wiley & Sons Ltd, 1998.
116. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140-7.
117. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The Precision of Fit of Cast and Milled Full-Arch Implant-Supported Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. juin 2013;28(3):687-93.
118. Jemt T, Bergendal B, Arvidson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B, et al. Implant-Supported Welded Titanium Frameworks in the Edentulous Maxilla: A 5-Year Prospective Multicenter Study. *Int J Prosthodont*. 11 déc 2002;15(6):544-8.
119. Juntavee N, Sirisathit I. Marginal accuracy of computer-aided design- and computer-aided manufacturing-fabricated full-arch zirconia restoration. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2018;10:9-17.
120. Reclaru L., Meyer J.-M.: Zonal Coulometric analysis of the corrosion resistance of dental alloys *J Dent* 1995;23:301-11.
121. Davis JR. Nickel, Cobalt, and their alloys. Materials Park : ASM International, 2000.
122. Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials* 20 (2): 183-90, 1999.
123. Grill V, Sandrucci MA, Di Lenarda R, Rorigo E, Narducci P, Martelli AM, Bareggi R : Cell proliferation rates and fibronectin arrangement as parameters for biocompatibility evaluation of dental metal alloys in vitro. *J Oral Sci* 2000 Mar, 42(1):1-7.
124. Kansu G., Aydin AK.: Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys : Part 2 - Allergenic potentials *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1996 Dec ; 4(4) : 155-61.
125. Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent*. 1 nov 2015;114(5):725-34.
126. Mahiat Y. La zircone : cette méconnue. *Stratégie Protétique*. 2006;6(1):62-6.
127. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface

treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):304-13.

128. Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, Soares FZM, Kleverlaan CJ, Valandro LF. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1 oct 2016;63:417-42.

129. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1 mars 2016;55:151-63.

130. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *J Dent.* déc 2013;41(12):1164-74.

131. Bassi F, Carr AB, Ting-Ling Chang, Estafanous EW, Garrett NR, Happonen R-P, et al. Economic Outcomes in Prosthodontics. *Int J Prosthodont.* sept 2013;26(5):465-9.

132. Jemt T, Bergendal B, Arvidsson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B, et al. Laser-Welded Titanium Frameworks Supported by Implants in the Edentulous Maxilla: A 2-Year Prospective Multicenter Study. *Int J Prosthodont.* 11 déc 1998;11(6):551-7.

133. Örtorp A, Jemt T. CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* mars 2012;14(1):88-99.

134. Ubassy G. Shape and color, the key to successful ceramic restorations. Berlin : Qunitessence publishing. 1992.

135. Y. Mahiat, Liaison métallo-céramique, Problèmes liés au coefficient de dilatation thermique. *Art Tech Dent.* 1998; 9:83–91.

136. Almilhatti HJ, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. *J Dent.* 2003; 31(3): 205-11.

137. Bezzon OL, Ribeiro RF, Rolto JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(3): 299-304.

138. Ohkubo C, Watanabe I, Hosoi T, Okabe T. Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. *J Prosthet Dent.* 1 janv 2000; 83(1):50-7.

139. Dérand T, Herø H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *Scand J Dent Res.* juin 1992; 100(3):184-8.

140. Giordanengo G. Céramique et titane en implantologie. In: Tavitian P : « Prothèses supra-implantaires : données et conceptions actuelles ». Editions CdP. 2017. p. 255-70.(JPIO).

141. Kanat B, Çömlekoğlu EM, Dündar - Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Özcan M, Ali

- Güngör M. Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. *J Prosthodont.* août 2014;23(6):445-55.
142. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dent Mater J.* 2014;33(6):778-85.
143. Göstemeyer G, Jendras M, Borchers L, Bach F-W, Stiesch M, Kohorst P. Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate. *J Prosthodont Res.* 1 avr 2012;56(2):93-101.
144. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent.* nov 2009; 37(11):891-7.
145. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1 juin 1983;49(6):843-8.
146. Nikawa H, Hamada T, Yamashiro H, Kumagai H. A Review of In Vitro and In Vivo Methods to Evaluate the Efficacy of Denture Cleansers. *Int J Prosthodont.* 3 avr 1999;12(2):153-9.
147. Oh K-T, Kim K-N. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;70B(2):318-31.
148. Gardella J. Réhabilitations maxillaires complète de grande étendue. *Inf Dent.* 2019;(32):108-14.
149. CNIFFPD - UNPPD. GUIDE DE LA CFAO DENTAIRE, 2.4 Composants CFAO - Fabrication. [Internet].
150. Zimmer Biomet. Les solutions CAD/CAM, Dentiste | ZFX-Dental. [Internet]. Disponible sur: <https://dentist.zfx-dental.com/fr/dentiste>
151. Amberg ZTM Kay, Amberg ZA. Knut Computergestützte Herstellung einer 14-gliedrigen, implantatgetragenen Brücke. Rapports d'utilisation ZFX-dental en ligne. [Internet].
152. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1 janv 1993;51(1):59-64.
153. Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. Two years of clinical experience with Procera titanium crowns. *Int J Prosthodont.* juin 1998;11(3):224-32.
154. Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H, Andersson M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand.* avr 1990;48(2):113-7.
155. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand.* oct 1989;47(5):279-86.

156. Drago C. Accelerated treatment protocol of a patient with edentulous jaws and CAD/CAM titanium framework/Fixed hybrid prostheses. In: *Implants Restorations : a step by step guide*. 4th Edition. Wiley Blackwell. USA; 2020. p. 260-2.
157. EDP Dentaire. Quels protocoles pour trois variations en Cfao ? [Internet].
158. Anthogyr. Médiathèque, Manuel et information CAD-CAM [Internet]. Disponible sur: <https://www.anthogyr.fr/bibliotheque?type=Manuel&gamme=cadcam>
159. Marcelat R. Apport des technologies numériques et de la CFAO en prothèse implantaire vissée : deux cas cliniques. *Dental Tribune*. 2014;44-50.
160. Anthogyr. Manuel de conception pour prothèses personnalisées , manuel CAD-CAM. [Internet].
161. Bruet P. Réhabilitation complète bimaxillaire par une prothèse personnalisée Simedea. *Fil Dent Clin Focus*. Mai 2015; (103):34-36.
162. Dentsply Sirona. Produits, implantologie, suprastructure atlantis. [Internet]. Disponible sur: <https://www.dentsplysirona.com/content/dentsply-sirona/fr-fr/decouvrez-nos-produits.html>
163. Halvorsen P, Thorstensen S. ATLANTISTM ISUS fixed implant suprastructures for optimal esthetics, function and patient satisfaction. *Atlantis TM*. 2014. [Internet]
164. Nobel Biocare. Les solutions prothétiques CFAO pour les laboratoires. [Internet]. Disponible sur: <https://www.nobelbiocare.com/fr/fr/home/products-and-solutions/dental-prosthetic-solutions/cad-cam-prosthetics-for-labs.html>
165. Jacquot B. Le PEEK et le PEKK, Des polymères thermoplastiques hautes performances en odontologie. *Biomatériaux Clin*. mars 2017;2(1):6-10.
166. Cendres et métaux. Documentation scientifique PEKKTON. Document en ligne. [Internet].
167. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RM de, Souza RO de, Bottino MA. Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin : Effect of Surface Treatments. *Brazilian Dental Journal* 2016 ; 27 : 693-699.
168. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. janv 2016;60(1):12-9.
169. Monich PR, Berti FV, Porto LM, Henriques B, de Oliveira APN, Fredel MC et al. Physicochemical and biological assessment of PEEK composites embedding natural amorphous silica fibers for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*. 2017; 79: 354-62.
170. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly Ether Ether Ketone

(PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*. 2015; 25(7), 580-84.

171. Xin H, Shepherd D, Dearn K. Strength of poly-etherether-ketone: effects of sterilisation and thermal ageing. *Polymer Testing*. 2013; 32(6): 1001-1005.

172. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*. 2012; 28(3):273-8.

173. Fuzessery S. Polyaryléthercétones PAEK ; Edition Techniques de l'ingénieur. Saint-Denis ; 1995.

174. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations* 2017 ; 21 ; 1191-1200.

175. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *Journal of Biomedical Materials Research* 1990 ; 24 ; 207-215.

176. Fuzessery S. Polyaryléthercétones PAEK. Vol. base documentaire : TIB147DUO., Techniques de l'ingénieur Matières thermoplastiques : monographies. Editions T.I.; 1995.

177. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach : A clinical report. *J Prosthet Dent* 2018 ; 119 : 516-521.

178. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(3):321-8.

179. Cook S, Rust-Dawicki A. Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol*. 1995;21 (3) : 176-81.

180. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental materials Journal*. 2015; 34(1): 7-12.

181. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CH. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*. 2012; 258(18):7213-8.

182. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International journal of molecular sciences*. 2014;15(4):5426-45.

183. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental materials*. 2010; 26(6): 553-9.

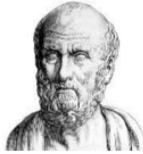
184. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(5): 1278-88.
185. Maló P, Nobre M de A, Guedes CM, Almeida R, Silva A, Sereno N, et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(5):692-702.
186. Han K-H, Lee J-Y, Shin S. Implant- and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *Int J Prosthodont*. sept 2016;29(5):451-4.
187. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—Durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater*. 1 mars 2014;30(3):357-63.
188. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: Impact of different adhesives. *Dent Mater* 2013;32:441–448.
189. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater* 2014; 30:357-63.
190. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater*. janv 2011;4(1):107-16.
191. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, Dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand* 2013; 71:1243-49.
192. Başaran EG, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. févr 2013;109(2):88-94.
193. Van Heumen CCM, Kreulen CM, Creugers NHJ. Clinical studies of fiber-reinforced resin-bonded fixed partial dentures: a systematic review. *Eur J Oral Sci*. févr 2009;117(1):1-6.
194. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, et al. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont*. févr 2001; 14(1):33-9.
195. Ohlmann B, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M, Zenthöfer A, Stober T. Comparison of incidence of complications and aesthetic performance for posterior metal-free polymer crowns and metal-ceramic crowns: results from a randomized clinical trial. *J Dent*.

juin 2014; 42(6):671-6.

196. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 413–418.
197. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Fatigue strengths of particulate filler composites reinforced with fibers. *Dent Mater J.* 2004; 23: 166–174.
198. Alander P, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Acoustic emission analysis of fiber-reinforced composite in flexural testing. *Dent Mater.* 2004; 20: 305–312.
199. Heumen Van CC, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NHJ. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mater.* 2008; 24: 1435–1443.
200. Van Heumen CCM, Tanner J, van Dijken JWV, Pikaar R, Lassila LVJ, Creugers NHJ, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dent Mater.* oct 2010; 26(10):954-60.
201. Nakamura T, Waki T, Kinuta S, Tanaka H. Strength and Elastic Modulus of Fiber-Reinforced Composites Used for Fabricating FPDs. *Int J Prosthodont.* 9 oct 2003; 16(5):549-53.
202. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(7):525-31.
203. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater.* 1 mai 2005; 21(5):421-8.
204. S.Chand. Carbon fibers for composites. *Journal of Material Science.* Vol. 35. 2000.
205. R.Taylor, Carbon matrix composites, in: T.W.Chou,A.Kelly,R.Warren (Eds.) « *Comprehensive Composite Materials* », Elsevier Science Ltd, Boston 2000, pp. 387–426.
206. Pesce P, Lagazzo A, Barberis F, Repetto L, Pera F, Baldi D, et al. Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Mater Sci Eng C.* sept 2019; 102:186-91.
207. Pera F, Pesce P, Solimano F, Tealdo T, Pera P, Menini M. Carbon fibre versus metal framework in full-arch immediate loading rehabilitations of the maxilla - a cohort clinical study. *J Oral Rehabil.* mai 2017; 44(5):392-7.
208. Menini M, Pesce P, Pera F, Barberis F, Lagazzo A, Bertola L, et al. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Mater Sci Eng C.* janv 2017; 70:646-55.
209. Jokstad A, Gokce M, Hjortsjo C. A systematic review of the scientific documentation of fixed partial dentures made from fiber-reinforced polymer to replace missing teeth. *Int J*

Prosthodont 2005; 18: 489–496.

210. Dyer S, Lassila L, Alander P, Vallittu P. Static strength of molar region direct technique glass fibre-reinforced composite fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 219–226.
211. Ellakwa A, Shortall A, Shehata M, Marquis P. The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework. *J Oral Rehab* 2001; 28: 785–791.
212. Dyer S, Lassila L, Jokinen M, Vallittu P. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20: 947-55.
213. Lassila L, Vallittu P. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5: 14-26.
214. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 485-90.
215. FLR. Silicon nitride and related materials. *J Am Ceram Soc* 2000; 83:245-65.
216. Jansen M. High performance non-oxide ceramics I. Springer Berlin Heidelberg; 2002.
217. Petzow G, Herrmann M. High performance non-oxide ceramics II. Springer Berlin Heidelberg; 2002.
218. Frydman A, Simonian K. Review of models for titanium as a foreign body. *J Calif Dentl Assoc.* 2014; 42:829–833.
219. Badran Z, Struillou X, Hughes FJ, Soueidan A, Hoornaert A, Ide M. Silicon nitride (Si₃N₄) implants: the future of dental implantology? *J Oral Implantol* 2017; 43:240–4.
220. Wang F, Guo J, Li K, Sun J, Zeng Y, Ning C. High strength polymer/silicon nitride composites for dental restorations. *Dent Mater.* sept 2019; 35(9):1254-63.
221. ZFX-dental. Formulaire de commande « crown-bridges (PDF) ». [Internet].



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

BOURGAIN EMMA - Évolution des armatures vissées en implantologie orale chez l'édenté complet

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2020

Rubrique de classement : Odontologie Prothétique – Implantologie

Résumé :

Depuis la présentation mondiale de l'ostéo-intégration et des prothèses ostéo-ancrées lors de la Conférence de Toronto, en 1982, des avancées techniques et scientifiques ont considérablement élargi l'éventail des possibilités de réalisations prothétiques implanto-vissées, permettant de réhabiliter un patient édenté complet.

Ces prothèses sont composées d'une armature et d'un recouvrement cosmétique. L'armature constitue l'infrastructure de la prothèse, supportant le recouvrement cosmétique visible en bouche. De la technique coulée à l'usinage en passant par les techniques numériques, ce travail de thèse expose l'évolution de la fabrication des supra-structures implantaire au fil du temps. Les matériaux utilisés historiquement (or), actuellement (titane, alliages chrome-cobalt, zircone) et les potentiels matériaux d'avenir (PAEKs, polymères renforcés de fibres (PRF), composite de nitrure de silicium infiltré de polymères (PISNC) sont également exposés dans ce travail.

La connaissance des propriétés des matériaux et des avantages et inconvénients des différentes procédures permettra au clinicien de choisir la solution thérapeutique la plus appropriée au patient et à sa situation clinique.

Mots clés : Implantologie, Édenté complet, Armature, Prothèse complète implanto-vissée, Prothèse sur pilotis, Coulée, Usinage, Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), Zircone, Titane, Or, Chrome-Cobalt, PAEKs, Polymères renforcés de fibres (PRF), Composite de nitrure de silicium infiltré de polymères (PISNC).

BOURGAIN EMMA– Edentulous patients : screw-retained full-arch frameworks evolution

Abstract:

Since the global presentation of osseointegration and osteo-anchored prostheses at the Toronto Conference (1982), technical and scientific advances have considerably widened the range of possibilities of screw-retained full-arch prostheses, which rehabilitate an edentulous patient. These prostheses are composed of a framework and a cosmetic covering. Framework constitutes the infrastructure of the prosthesis, supporting the cosmetic covering visible in the mouth. From casting techniques to milling and nowadays also digital techniques, this thesis exposes manufacturing of implant supra-structures evolution over time. Historically used materials (gold), currently used ones (titanium, chrome-cobalt alloys, zirconia) and the potential next generation materials (PAEKs, fiber-reinforced polymers (PRF), polymer-infiltrated silicon nitride composite (PISNC) are also discussed in this document.

Knowing the materials properties and the advantages and disadvantages of the different procedures will allow the clinician to choose the most appropriate therapeutic solution for the patient and his clinical situation.

MeSH: Implantology, Framework, Edentulous jaw, Full arch, Screw-retained implant reconstruction, Hybrid, Prosthesis, cast, milling, CAD/CAM, Zirconia, Titanium, Gold, Chrome-cobalt alloys, PAEKs, Fiber Reinforced Polymer (FRP), Polymer-infiltrated silicon nitride composite (PISNC).

Adresse de l'auteur :

295 chemin des Landons 13510 Eguilles