



HAL
open science

Les différents procédés de mise en forme d'une armature de bridge céramo-métallique de grande étendue : à propos d'un cas clinique

Léa Foret

► To cite this version:

Léa Foret. Les différents procédés de mise en forme d'une armature de bridge céramo-métallique de grande étendue : à propos d'un cas clinique . Médecine humaine et pathologie. 2017. dumas-01509846

HAL Id: dumas-01509846

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01509846>

Submitted on 18 Apr 2017

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.

**LES DIFFERENTS PROCÉDÉS DE MISE EN FORME D'UNE
ARMATURE DE BRIDGE CÉRAMO-MÉTALLIQUE DE GRANDE
ÉTENDUE : À PROPOS D'UN CAS CLINIQUE**

Année 2017

Thèse n°42-57-17-12

THÈSE

Présentée et publiquement soutenue devant
la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le Vendredi 31 Mars 2017

Par

Mademoiselle Léa FORET

Née le 07.11.1990 à Nice

Pour obtenir le grade de :

**DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
(Diplôme d'État)**

Examineurs

Monsieur le Professeur	Marc BOLLA	Président du Jury
<u>Monsieur le Docteur</u>	<u>Eric LEFORESTIER</u>	<u>Directeur de thèse</u>
Monsieur le Docteur	Olivier LAPLANCHE	Assesseur
Monsieur le Docteur	Antoine OUDIN GENDREL	Assesseur
Madame le Docteur	Léonor CERETTI	Membre invité

UNIVERSITÉ NICE-SOPHIA ANTIPOLIS
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE
24 Avenue des Diables Bleus, 06357 Nice Cedex 04

**LES DIFFERENTS PROCÉDÉS DE MISE EN FORME D'UNE
ARMATURE DE BRIDGE CÉRAMO-MÉTALLIQUE DE
GRANDE ÉTENDUE : À PROPOS D'UN CAS CLINIQUE**

Année 2017

Thèse n°42-57-17-12

THÈSE

Présentée et publiquement soutenue devant
la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le vendredi 31 Mars 2017

Par

Mademoiselle Léa FORET

Née le 07.11.1990 à Nice

Pour obtenir le grade de :

**DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
(Diplôme d'État)**

Examineurs

Monsieur le Professeur	Marc BOLLA	Président du Jury
<u>Monsieur le Docteur</u>	<u>Eric LEFORESTIER</u>	<u>Directeur de thèse</u>
Monsieur le Docteur	Olivier LAPLANCHE	Assesseur
Monsieur le Docteur	Antoine OUDIN GENDREL	Assesseur
Madame le Docteur	Léonor CERETTI	Membre invité

CORPS ENSEIGNANT

56^{ème} section : DEVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PREVENTION

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeur des Universités : Mme MULLER-BOLLA Michèle
Maître de Conférences des Universités : Mme JOSEPH Clara
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme PIERRE Audrey

Sous-section 02 : ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur des Universités : Mme MANIERE-EZVAN Armelle
Assistante Associée-Praticien Associé : Mme OUEISS Arlette
Assistant Hospitalier Universitaire : M. BUSSON Floriant

Sous-section 03 : PREVENTION, EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités : Mme LUPI-PEGURIER Laurence
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme SOSTHE Anne Laure
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme BORSA Leslie

57^{ème} section : SCIENCES BIOLOGIQUES, MEDECINE ET CHIRURGIE BUCCALE

Sous-section 01 : PARODONTOLOGIE

Maître de Conférences des Universités : M. CHARBIT Yves
Maître de Conférences des Universités : Mme VINCENT-BUGNAS Séverine
Assistant Hospitalier Universitaire : M. BORIE Gwenaël
Assistant Hospitalier Universitaire : M. RATHELOT Benjamin

Sous-section 02 : CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE, ANESTHESIE ET REANIMATION

Professeur des Universités Associées : Mme MERIGO Elisabetta
Maître de Conférences des Universités : M. COCHAIS Patrice
Maître de Conférences des Universités : M. SAVOLDELLI Charles
Assistant Hospitalier Universitaire : M. PAUL Adrien

Sous-section 03 : SCIENCES BIOLOGIQUES

Professeur des Universités : Mme PRECHEUR-SABLAYROLLES Isabelle
Maître de Conférences des Universités : Mme RAYBAUD Hélène
Maître de Conférences des Universités : Mme VOHA Christine

58^{ème} section : SCIENCES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES ENDODONTIQUES ET PROTHETIQUES

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Professeur des Universités : Mme BERTRAND Marie-France
Professeur des Universités : M. MEDIONI Etienne
Professeur Emérite : M. ROCCA Jean-Paul
Maître de Conférences des Universités : Mme BRULAT-BOUCHARD Nathalie
Maître de Conférences Associé des Universités : M. CEINOS Romain
Assistant Hospitalier Universitaire : M. MORKOWSKI-GEMMI Thomas
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DUVERNEUIL Laura
Assistant Hospitalier Universitaire : M. GANDJIZADEH GHOUCHANI Mir-Payam

Sous-section 02 : PROTHESES

Professeur des Universités : Mme LASSAUZAY Claire
Maître de Conférences des Universités : M. ALLARD Yves
Maître de Conférences des Universités : M. LAPLANCHE Olivier
Maître de Conférences des Universités : Mme POUYSSEGUR-ROUGIER Valérie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme CERETTI Léonor
Assistant Hospitalier Universitaire : M. OUDIN GENDREL Antoine
Assistant Hospitalier Universitaire : M. SABOT Jean-Guy
Assistant Hospitalier Universitaire : M. SAMMUT Arnaud

Sous-section 03 : SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES

Professeur des Universités : M. BOLLA Marc
Professeur des Universités : M. MAHLER Patrick
Maître de Conférences des Universités : Mme EHRMANN Elodie
Maître de Conférences des Universités : M. LEFORESTIER Eric
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AZAN Cindy

REMERCIEMENTS

Au président du jury,

Monsieur le Professeur Marc Bolla,
Docteur en chirurgie dentaire,
Professeur des Universités – Praticien hospitalier
Ancien Doyen de l'UFR Odontologie de l'Université de Nice Sophia- Antipolis
Président de la 58^{ème} section du Conseil national des Universités.

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider ce jury de thèse.
Je vous suis très reconnaissante pour tout ce que vous m'avez apporté au cours des vacances d'aide opératoire à vos côtés. Vos astuces et conseils en prothèse fixée et chirurgie me seront très utiles pour la suite. Je vous prie de trouver dans ce travail l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

À mon directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Eric Leforestier,
Docteur en chirurgie dentaire,
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier,
Sous-section Sciences Anatomiques et Physiologiques.

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger ce travail, de votre soutien et de votre confiance tout au long de mes études. Votre aide pendant mes années de clinique m'a été précieuse. J'ai beaucoup appris en travaillant avec vous grâce à votre bienveillance et votre expérience.

Votre patience, votre rigueur et justesse dans votre travail sont un exemple pour mon exercice futur.

À Monsieur le Docteur Olivier Laplanche,
Docteur en chirurgie dentaire,
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-section Prothèses.

Vous compter parmi ce jury est un immense plaisir et honneur. Je vous remercie d'avoir partagé votre savoir faire en prothèse et en occlusodontie. L'attention que vous portez à vos élèves, votre gentillesse et votre pédagogie sont remarquables. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de toute ma reconnaissance.

À Monsieur le Docteur Antoine Oudin Gendrel,
Docteur en chirurgie dentaire,
Assistant Hospitalier Universitaire,
Sous-section Prothèses.

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury et vous prie de croire en l'expression de mon profond respect. Votre enthousiasme, vos conseils professionnels avisés sans oublier votre humour auront marqué mes années cliniques. Merci pour votre implication dans les cas réalisés à vos côtés. Votre envie d'apprendre aux autres se ressent et donne encore plus de motivation dans le travail.

À Madame le Docteur Léonor Ceretti,
Docteur en chirurgie dentaire,
Assistante Hospitalier Universitaire,
Sous-section Prothèses.

Je suis ravie de vous compter parmi ce jury en membre invité. En 6^{ème} année, j'ai eu la chance de travailler à vos cotés en assistantat de travaux pratiques. Merci d'avoir rendu ces vendredis si agréables et j'espère que votre gentillesse et votre joie de vivre continueront à les illuminer. Veuillez trouver dans cette thèse l'expression d'une grande estime et de ma profonde considération.

Au laboratoire Dental Concept Méditerranée, je vous remercie pour votre aide essentielle à ce travail, pour votre disponibilité et la gentillesse de toute votre équipe. Merci d'avoir pris le temps de répondre à mes questions et de m'apprendre vos techniques, ce fut très enrichissant. J'espère pouvoir de nouveau travailler avec vous.

Récapitulatifs des tableaux :

- Tableau 1 : Classification des alliages selon le pourcentage en poids des principaux composants (normes ISO)
- Tableau 2 : Classification des alliages précieux en fonction de leur dureté par l'ADA
- Tableau 3 : Propriétés mécaniques des alliages précieux
- Tableau 4 : Récapitulatif des propriétés des alliages précieux principaux
- Tableau 5 : Récapitulatif des propriétés des alliages précieux mineurs
- Tableau 6 : Alliages nobles à base d'Or, composition chimique selon l'indication clinique
- Tableau 7 : Alliages nobles à base de palladium, composition chimique selon l'indication clinique
- Tableau 8 : Propriétés physiques de l'alliage nickel-chrome
- Tableau 9: Propriétés mécaniques du Nickel-chrome
- Tableau 10 : Propriétés physiques de l'alliage chrome-cobalt
- Tableau 11: Propriétés mécaniques du Chrome-Cobalt-Molybdène
- Tableau 12: Alliages à base de cobalt, composition chimique selon l'indication clinique
- Tableau 13 : Composition chimique du titane "commerciallement pur" selon la norme DIN 17850
- Tableau 14 : Propriétés physiques du titane
- Tableau 15 : Propriétés mécaniques du titane DIN 17850 (1990) en fonction du grade
- Tableau 16 : Comparaison des avantages et inconvénients des différents alliages disponibles
- Tableau 17 : Applications cliniques suivant les procédés
- Tableau 18 : Comparaison des différentes méthodes de cire perdue, de fusion laser et d'usinage

Récapitulatifs des figures :

- Figure 1 : Diagramme de phase de l'Or
- Figure 2 : Corrosion des alliages dentaires
- Figure 3 : Diagramme de phase de l'alliage Ni-Cr
- Figure 4 : Diagramme de phase de l'alliage Chrome-Cobalt
- Figure 5 : Diagramme de phase du titane
- Figures 6 et 7 : Machine à usiner ainsi que son disque (Straumann)
- Figure 8 : Exemple de chape de bridgé usinée (Laboratoire Dental Concept)
- Figure 9 : Disques de différents matériaux prêts à être usinés (Straumann)
- Figure 10 : Illustration de l'effet du laser sur la poudre métallique (Bego)
- Figure 11 : Préparation virtuelle des chapes à produire (Bego France)
- Figure 12 : Fusion laser à propement parler (Bego France)
- Figures 13 et 14 : Chapes obtenues par fusion laser, encore liées à leur support (Bego)
- Figures 15 : Vue de face
- Figure 16 : Vue de profil
- Figure 17 : Vue de face de l'occlusion initiale

- Figures 18 : Arcade maxillaire initiale
- Figure 19 : Arcade mandibulaire initiale
- Figure 20 : Panoramique dentaire
- Figures 21 : Radiographies rétro-alvéolaires au maxillaire
- Figures 22 : Radiographies rétro-alvéolaires à la mandibule
- Figures 23 et 24 : Modèles d'étude maxillaire et mandibulaire
- Figure 25 : Montage directeur du projet maxillaire
- Figure 26 : Inlays-cores maxillaires scellés
- Figures 27 et 28 : Provisoires de seconde génération
- Figures 29 et 30 : Empreinte maxillaire de travail
- Figures 30 et 31 : Modèle maxillaire prêt à être scanné
- Figure 32 : Arcade maxillaire numérisée
- Figure 33 : Arcade virtuelle
- Figure 34 : Sélection numérique des piliers de la maquette
- Figure 35 : Délimitation cervicale de la préparation
- Figure 36 : Application à l'ensemble des piliers
- Figure 37 : Chapes unitaires numériques
- Figure 38 : Chape monolithique numérique
- Figure 40 : Equilibration occlusale
- Figure 41 : Vue externe
- Figure 42 : Vue interne
- Figures 43 et 44 : Chape métallique finie
- Figure 45 : Vue du profil droit
- Figure 46 : Vue du profil gauche
- Figure 47 : Vue de face avec le mordu en occlusion
- Figures 48 et 49 : Essai clinique de la chape métallique
- Figures 50 et 51 : Dépôt de céramique avant la cuisson
- Figure 52 : Biscuit maxillaire
- Figure 53 : Vue palatine du biscuit
- Figure 54 : Vue de face du biscuit en occlusion
- Figure 55 : Cuisson de la céramique
- Figure 56 : Vue de face du bridge fini
- Figure 57 : Vue du profil droit
- Figure 58 : Vue du profil gauche
- Figures 59, 60 et 61 : Bridge céramo-métallique scellé

Table des matières

I. INTRODUCTION.....	3
II. CONTEXTE SCIENTIFIQUE DU TRAVAIL (RAPPELS)	4
1. LES ALLIAGES	4
1.1. LES ALLIAGES PRECIEUX	5
1.1.1. Composition-Structure.....	6
1.1.2. Rappels des propriétés physiques	7
1.1.3. Rappels des propriétés mécaniques	8
1.1.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité.....	9
1.1.5. Synthèse des propriétés des alliages précieux	11
1.1.6. Indications	12
1.2. LES ALLIAGES NON PRECIEUX	13
1.2.1. Nickel-Chrome	13
1.2.1.1. Composition.....	14
1.2.1.2. Propriétés physiques	14
1.2.1.3. Propriétés mécaniques	16
1.2.1.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité.....	16
1.2.1.5. Indications	17
1.2.2. Chrome Cobalt.....	17
1.2.2.1. Composition.....	17
1.2.2.2. Propriétés physiques	18
1.2.2.3. Propriétés mécaniques	20
1.2.2.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité.....	20
1.2.2.5. Indications	21
1.2.3. Titane	22
1.2.3.1. Composition.....	22
1.2.3.2. Propriétés physiques	23
1.2.3.3. Propriétés mécaniques	25
1.2.3.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité.....	25
1.2.3.5. Indications	26
1.2.4. Tableau comparatif des différents alliages	27
2. TECHNIQUES DE MISE EN FORME	28
2.1. TECHNIQUE TRADITIONNELLE : COULEE A LA CIRE PERDUE	28
2.1.1. Principes étape par étape de la méthode classique	28

2.1.2.	Méthode actuelle par soudures	29
2.1.3.	Avantages et inconvénients de la technique traditionnelle de cire perdue	31
2.2.	USINAGE	32
2.2.1.	Principes	32
2.2.2.	Les différents procédés	33
2.2.3.	Applications.....	34
2.2.4.	Avantages et inconvénients de la technique d'usinage.....	36
2.3.	IMPRESSION 3D.....	38
2.3.1.	Principes	38
2.3.2.	Applications.....	38
2.3.1.	Avantages et inconvénients des différentes techniques (73)	40
2.3.2.	Fusion laser.....	41
2.3.2.1.	Principes	41
2.3.2.2.	Applications.....	45
2.3.2.3.	Avantages et inconvénients de la mise en forme par fusion laser	46
2.4.	TABLEAU COMPARATIF DES DIFFERENTES TECHNIQUES DE MISE EN FORME.....	49
III. APPLICATION CLINIQUE		50
1. ANAMNESE		50
1.1.	MOTIF DE CONSULTATION	50
1.2.	ANAMNESE GENERALE ET LOCALE.....	50
1.3.	EXAMEN CLINIQUE.....	50
1.3.1.	Exobuccal	50
1.3.2.	Endobuccal	51
1.4.	EXAMENS RADIOGRAPHIQUES	53
1.5.	OBJECTIFS THERAPEUTIQUES	54
2. PROPOSITIONS THERAPEUTIQUES.....		55
3. ETAPES CLINIQUES ET LABORATOIRES		56
4. DISCUSSION.....		69
IV. CONCLUSION.....		71
V. ANNEXES		73
VI. BIBLIOGRAPHIE.....		74

I. INTRODUCTION

Au cours de nos vacances cliniques au sein du CHU de Nice, nous avons l'opportunité de travailler sur un large éventail de cas. Dans le cadre de notre 6^{ème} année, nous avons dû faire face à un cas complexe : Monsieur B se présentant pour des problèmes fonctionnels et esthétiques.

Les discussions avec les praticiens du centre et l'écoute des attentes du patient ont permis l'élaboration d'un plan de traitement adapté respectant : les volontés du patient, sa motivation, son contexte occlusal, sa santé parodontale, la forme et la teinte de ses dents afin d'effectuer une réhabilitation globale la plus adaptée possible.

Une fois la proposition thérapeutique acceptée, qui est une restauration céramo-métallique maxillaire de grande étendue, de nombreuses questions sont apparues concernant la conception du dispositif médical en regard de sa mise en forme et des matériaux donnés.

Nous verrons que les chapes de grande étendue sont sujettes à des déformations en technique de cire perdue. (1) En effet, la contraction du métal au cours du refroidissement, celle de la cire, l'expansion du revêtement diminuent la précision prothétique et peuvent compromettre les propriétés cliniques nécessaires. (2) La déformation de coulée est proportionnelle à la portée du bridge. (3) Après essai clinique, le praticien doit alors découper la chape puis prendre une clé. Une soudure secondaire est ensuite réalisée au laboratoire. Pour les alliages précieux, elle entraîne une réorganisation totale du réseau tandis qu'avec les non précieux, il y a persistance d'une "cicatrice" dans le réseau qui peut se traduire cliniquement par un défaut fonctionnel et esthétique du matériau cosmétique. (4,5)

Pour éviter ce problème d'autres techniques sont proposées telles que l'usinage et l'impression 3D qui semblent être de très bonnes alternatives. (6)

Cette thèse a pour objectif de faire le point sur les différents alliages disponibles ainsi que les alternatives technologiques à la technique traditionnelle de cire perdue pour la réalisation d'une chape céramo-métallique de grande étendue.

II. CONTEXTE SCIENTIFIQUE DU TRAVAIL (RAPPELS)

1. Les alliages

Un alliage est un solide obtenu par cristallisation d'un mélange d'au moins 2 métaux liquides. Après solidification, on obtient un solide polycristallin et dans ce réseau, on va trouver des atomes des deux métaux. (7)

La nature de l'alliage varie selon les métaux et les proportions de chaque métal.

Les alliages dentaires sont classés en trois catégories selon leur composition par l'American Dental Association en 1983 (8):

- "High noble" : comprenant un taux de métaux nobles supérieur ou égal à 60 % (en poids) dont un minimum de 25 % en masse d'or.
- " Noble" : comprenant un taux de métaux nobles supérieur ou égal à 25 % (en poids) sans précision pour l'or.
- "Base métal" : alliages non précieux, comprenant un taux strictement inférieur à 25 % (en poids) de métaux nobles.

Les matériaux métalliques sont classés en six types selon leurs propriétés mécaniques d'après la norme NF EN ISO 22674 de mars 2007. (Cf. annexe 1)

Tous les constituants d'un alliage présents à plus de 0,1% (fraction massique) doivent être énumérés.

Selon Naylor, les alliages destinés à être recouverts de céramique doivent :

- Être capables de s'oxyder en surface pour établir une liaison chimique
- Être facile à mettre en œuvre, répondent aux critères de biocompatibilité,
- Avoir un coefficient de dilatation thermique légèrement supérieur à celui de la céramique
- Avoir une température de fusion largement supérieure à celle-ci
- Ils ne doivent pas subir de déformation lors de cuissons répétées. (9)

Nous n'évoquerons pas les alliages semi-précieux et quart précieux en raison de leurs mauvaises propriétés électrochimiques.

On distinguera donc deux familles différentes : les alliages précieux (or, argent, cuivre, palladium, platine, zinc) et non précieux (à base de titane ou de nickel-chrome ou encore de chrome-cobalt).

1.1. Les alliages précieux

L'utilisation des alliages précieux en odontologie est très ancienne. La métallurgie de l'or fut maîtrisée très tôt par l'homme. Les civilisations égyptiennes et précolombiennes ont légué des prothèses en or. Cependant leur utilisation a diminué en France depuis les années 1970. L'évolution défavorable du coût de ces matériaux et le développement des revêtements compensateurs destinés aux alliages non précieux ont amené de nombreux praticiens à proposer plus rarement ces alliages. Il n'en est pas de même dans d'autres pays comme l'Allemagne ou la Suisse, où ces alliages sont encore très utilisés. (10)

Les avantages des alliages précieux sont nombreux, en particulier sur le plan biologique et pour leur résistance à la corrosion. (11)

Un alliage précieux est un alliage dont les composants sont principalement des métaux précieux: l'Or et les métaux de la lignée de Platine (Pt); le Palladium (Pd), l'Iridium (Ir), le Rhodium (Rh), le Ruthénium (Ru) et l'Osmium (Os).

Les alliages dentaires possèdent moins de 25% en poids de métaux nobles. Ils sont classés en fonction du composant majoritaire. (Tableau 1)

Tableau 1 : Classification des alliages selon le pourcentage en poids des principaux composants (normes ISO) (12)

	Alliages dentaires précieux à couler (type IV selon ADA)				Alliages dentaires précieux pour restaurations métallo-céramiques		
Normes	ISO 1562	ISO8891			ISO 9693		
Classe d'alliage	Base Au	Base Au	Base Au-Ag	Base Ag	Base Au	Base Au-Pd	Base Pd
Au	> 75	60 à 70	30 à 50	30	> 75	46 à 60	5
Pt, Pd	4 à 6				10 à 20	25 à 40	75 à 80
Ag	8 à 10	15 à 25	40 à 60	50 à 60		5 à 20	4
Cu	10	Exempt ou 11	Exempt ou 11	1			6
In, Ga						4 à 10	10

1.1.1. Composition-Structure

On distingue différents types d'alliages précieux. Le type I a la plus forte teneur en métaux précieux (83 %) et est le moins dur. Le type IV (75 %) est le plus dur et contient le plus d'éléments d'addition qui lui confèrent ses propriétés chimiques, physiques et mécaniques. Ce dernier est utilisé pour les chapes de CCM. (13)

Selon une ancienne norme française, ces alliages sont classés en fonction de leur dureté, cependant la plupart des alliages commercialisés de nos jours appartiennent à la catégorie des matériaux durs ou extradurs. (Tableau 2) (10,14)

Tableau 2: Classification des alliages précieux en fonction de leur dureté par l'ADA (10)

Type	Dureté Vickers (VHN)
I. Mou	60-90
II. Moyen	90-120
III. Dur	120-150
IV. Extradur	> 150

La plupart des alliages commercialisés entrent dans la catégorie des matériaux durs ou extradurs.

- Les constituants principaux sont les suivants : l'or, le platine, le palladium, l'argent et le cuivre. Tous ces métaux sont de structure cubique à faces centrées (2, 15).
- Les constituants mineurs sont : le ruthénium, l'iridium, le gallium, l'indium, l'étain et le zinc. Ces composants sont choisis en fonction de leurs rôles spécifiques pour orienter l'alliage vers la coulée classique ou la technique céramo-métallique.

1.1.2. Rappels des propriétés physiques

La **densité** correspond à la masse d'alliage pour 1 cm^3 de matériau. Elle varie en fonction de la teneur de l'alliage en Or. Une forte densité représente une qualité lors de la coulée par centrifugation permettant de reproduire avec précision les détails fins mais un inconvénient en terme de confort des patients (prothèse lourde) et au niveau économique car le prix des alliages précieux est proportionnel à son poids.

La **coulabilité** est l'aptitude de l'alliage liquide à s'écouler et reproduire parfaitement les contours du moule. Les alliages d'Or ont une très bonne coulabilité permettant d'avoir des bords cervicaux très fins et bien ajustés. (16)

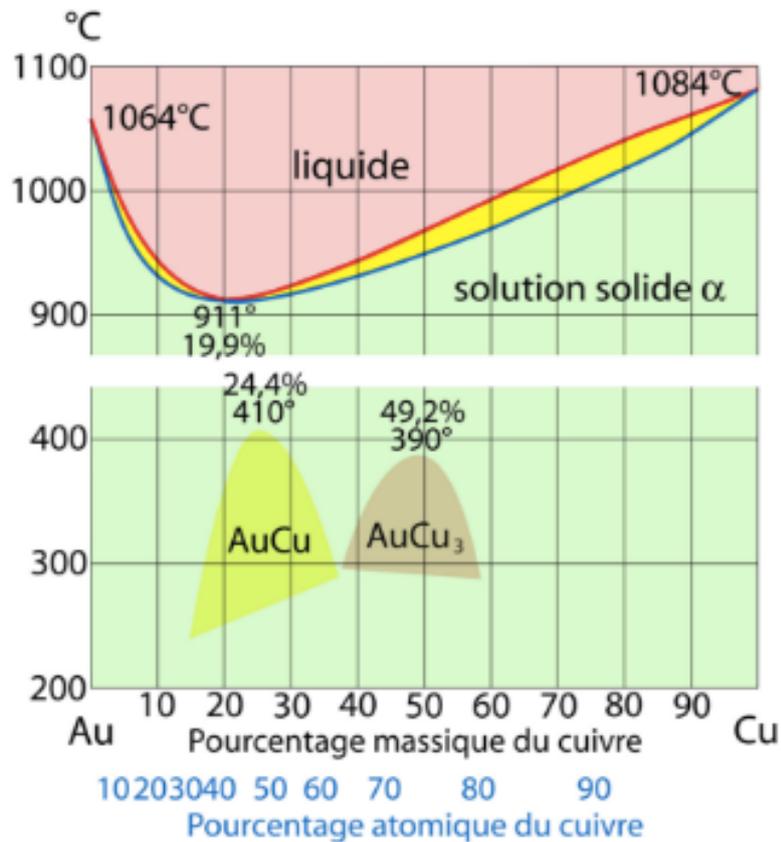
Le **coefficient de dilatation thermique** de l'or est de $14,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, qui est supérieur à celui de la dentine ($8,4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) et de l'émail ($11,2 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$).

La **conductibilité thermique** est de l'ordre de 250 W/mK , c'est-à-dire près de 500 fois celle de la dentine, 250 fois celle de l'émail et 10 fois celle de l'amalgame qui est de 23 W/mK . Cela présente un inconvénient pour les prothèses adjointes et surtout pour les couronnes sur dents vivantes mais peut-être un avantage pour une prothèse amovible car ils permettent une stimulation thermique au palais. (17)

L'**intervalle de fusion** des alliages précieux est situé entre 800°C et 1000°C pour le solidus et celui de liquidus varie de 900°C à 1100°C suivant la composition de l'alliage. (10) Leur

température de fusion est donc proche de celle de la céramique, ce qui peut entraîner des déformations de l'infrastructure au cours de l'émaillage. (18) (Figure 1)

Figure 1 : Diagramme de phase de l'Or



1.1.3. Rappels des propriétés mécaniques

La **ductilité** désigne la capacité d'un matériau à se déformer plastiquement sans se rompre. Quant à la **malléabilité**, elle représente l'aptitude d'un matériau à supporter une déformation permanente sous compression. L'Or est le métal le plus ductile et le plus malléable.

La **dureté** d'un matériau définit la résistance qu'oppose une surface de l'échantillon à la pénétration d'un poinçon. La dureté Vickers des alliages précieux varie entre 40 et 330 HVN en fonction de leur nature, de la mise en oeuvre et des traitements thermiques subis. (17)

Un corps est dit rigide si quelque soit les contraintes extérieures, il conserve sa forme. Plus la rigidité est forte plus les infrastructures des prothèses amovibles ou les chapes peuvent être affinées.

Le **module d'élasticité** varie de 80 GPa à 130 GPa suivant le type d'alliage d'Or utilisé. (Tableau 3) Il est du même ordre de grandeur que celui du titane et des alliages de titane. Il est largement inférieur à celui des alliages non précieux type nickel-chrome et cobalt-chrome. Cela autorise en prothèse fixée la réalisation de chape de 0,4mm d'épaisseur. (17)

La **limite d'élasticité** est la contrainte à partir de laquelle un matériau arrête de se déformer d'une manière élastique, réversible et commence donc à se déformer de manière irréversible.

L'**allongement à la rupture** ou allongement définit la capacité d'un matériau à s'allonger avant de rompre lorsqu'il est sollicité en traction.

Leur résistance à la flexion est parfois insuffisante pour des travaux de longue portée. (18)
Leur résistance mécanique est relativement faible. (19)

Les valeurs propriétés mécaniques des alliages précieux sont reprises dans le tableau 3.

Tableau 3 : Propriétés mécaniques des alliages précieux (20)

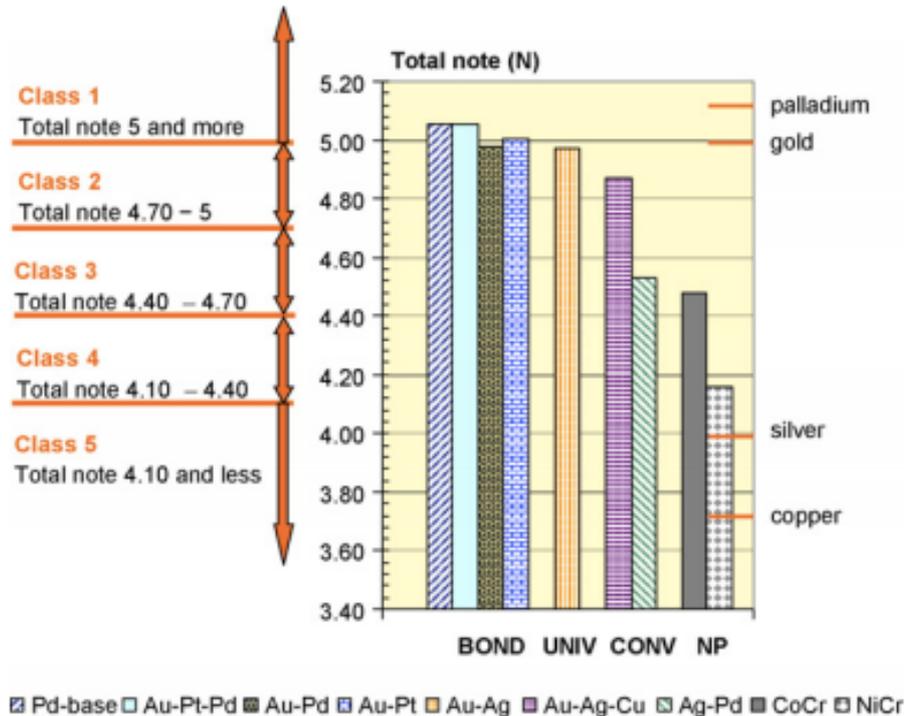
	Riche en Or	Teneur réduite en Or	Au-Pd-Ag	Pd-Cu
Module d'élasticité	90-97 GPa	100-117 GPa	95-117 GPa	94-97 GPa
Limite élastique	400-420 MPa	475-575 MPa	400-525 MPa	550-1100 MPa
Résistance à la rupture	480-500 MPa	650-730 MPa	550-730 MPa	690-1300 MPa
Allongement à la rupture	3-5 %	8-12 %	10-15%	8-10%
Dureté	175-180 VHN	210-230 VHN	185-235 VHN	350-400 VHN

1.1.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité

Les principaux métaux contenus dans les alliages précieux sont résistants à la corrosion. Ils sont pratiquement inaltérables dans les conditions du milieu buccal. Les additions mineures destinées à modifier les propriétés mécaniques ou physiques ont une influence réelle sur la résistance à la corrosion de l'alliage. (11)

C. Manaranche et H. Hornberger en 2007 ont réalisés une étude visant à établir une classification des alliages dentaires en fonction de leur résistance à la corrosion. (21) (Figure 2)

Figure 2: Corrosion des alliages dentaires (21)



Les alliages nobles à base de palladium montrent une plus grande résistance à la corrosion que l'or et que les alliages non précieux.

Une étude a montré que les alliages possédant un pourcentage le plus élevé en argent donnent des résultats défavorables au niveau de la biocompatibilité comparée à celle d'une proportion plus élevée en or. (22)

De plus on peut constater dans une autre étude, que la libération de cuivre et de zinc a un effet cytotoxique. (23)

1.1.5. Synthèse des propriétés des alliages précieux

Tableau 4 : Récapitulatif des propriétés des alliages précieux principaux (10, 12)

Métal	Propriétés
Or (Au) Jaune T°f= 1064°C	<ul style="list-style-type: none"> - Confère à l'alliage sa couleur jaune - Augmente la densité et la ductilité de l'alliage - Augmente la résistance à la corrosion - Or + Cu = durcir l'alliage lors du traitement thermique - Structure homogène ressemblant à un métal pur - Confère un point de fusion proche du sien quand il est majoritaire
Platine (Pt) Blanc-gris T°f= 1772 °C	<ul style="list-style-type: none"> - Blanchit l'alliage au-delà de 12%; - Augmente la densité - Durcit l'alliage en rigidifiant sa maille - Possède une forte résistance à la déformation - Diminue le coefficient de dilatation thermique pour être compatible avec celui des céramiques - Or + Pt = meilleure résistance à la corrosion - Augmente le point de fusion, son utilisation est donc limitée
Palladium (Pd) Blanc argenté Métallique T°f= 1554 °C	<ul style="list-style-type: none"> - Diminue la densité de l'alliage - Blanchit fortement l'alliage (5 à 6% de Pd pour blanchir complètement) - Ductile à l'état pur mais durcit les alliages précieux - Participe à la résistance à la corrosion - Augmente le point de fusion
Argent (Ag) Blanc argenté métallique T°f= 962 °C	<ul style="list-style-type: none"> - Tend à blanchir l'alliage - Diminue la densité de l'alliage - Ag + Cu = augmente la dureté - Se corrode en présence de soufre - Peut entraîner une corrosion à chaud de l'alliage (ternissure)
Cuivre (Cu) Orange cuivré, métallique; T°f= 1083°C	<ul style="list-style-type: none"> - Donne une couleur rougeâtre corrigée par l'ajout d'argent - Diminue la densité - Durcit à l'alliage si son pourcentage > 4% - Augmente la résistance mécanique - Permet à l'alliage une bonne conductibilité thermique - Diminue la résistance à la corrosion : utilisation limitée - Abaisse le point de fusion de l'alliage

Tableau 5 : Récapitulatif des propriétés des alliages précieux mineurs

Métal	Propriétés
Ruthénium (Rh)	- Diminue l'hétérogénéité de l'alliage - Rh + Pt = durcit l'alliage
Iridium (Ir)	- Provoque une germination homogène des alliages (=transformation par diffusion) - Ir + Pt : durcit l'alliage
Gallium (Ga), Indium (In), Etain (Sn)	- Diminuent la résistance à la corrosion - Abaissent le point de fusion
Zinc (Zn)	- Blanchit l'alliage - Diminue la densité - Joue un rôle de désoxydant - Zn + Pt = durcit l'alliage - Abaisse le point de fusion

1.1.6. Indications

Sa malléabilité qui facilite son travail, son inoxydabilité, son adaptabilité aux contraintes de mastication sont responsables du succès de l'alliage précieux dans les applications bucco-dentaires. (24)

L'or est utilisé à des concentrations plus ou moins élevées dans les alliages précieux pour la coulée de pièces prothétiques unitaires ou plurales, fixes ou amovibles (Tableau 6) Il est associé à des éléments issus de la mine du platine: platine, palladium, iridium, osmium, rhodium et ruthénium. (Tableau 7)

Une grande rigidité permet d'alléger les infrastructures en prothèse amovible partielle et d'affiner les chapes dans la technique céramo-métallique. Les plaques métalliques coulées et les armatures de bridge destinées à la céramisation doivent néanmoins être épaissies lorsqu'elles sont réalisées en alliages précieux par rapport aux infrastructures en Co-Cr ou en Ni-Cr.

Les ors de types III et IV sont indiqués lors de la réalisation de bridges. (16)

Les épaisseurs disponibles ne permettent pas la fabrication de bridges collés. (19)

Tableau 6 : Alliages nobles à base d'Or, composition chimique selon l'indication clinique d'après l'étude de Cheylan JM. et Archien C. (24)

	Éléments majeurs (>10%)	Éléments mineurs (<10%)
Couronnes, inlays	Or, argent, cuivre	Palladium, platine, zinc, indium, iridium, rhénium, germanium
Armatures céramisées	Or, platine, palladium	Rhodium, argent, indium, étain, fer, iridium, rhénium, cuivre

Tableau 7 : Alliages nobles à base de palladium, composition chimique selon l'indication clinique (24)

	Éléments majeurs (>10%)	Éléments mineurs (<10%)
Couronnes, inlays	Palladium, argent, cuivre, or	Zinc, indium, iridium
Armatures céramisées	Palladium, argent, or, cuivre, cobalt	Or, platine, indium, étain, gallium, ruthénium, rhénium

1.2. Les alliages non précieux

Les alliages non nobles à base de cobalt /chrome et nickel/chrome se sont développés à partir de la fin de la deuxième guerre mondiale et ont été proposés en alternative aux métaux précieux, essentiellement en raison de leur faible coût.

Les alliages dentaires non précieux sont aujourd'hui utilisés en majorité pour la conception des prothèses fixes et amovibles. En effet, ils possèdent de bonnes performances cliniques, à plus faible coût que l'or ou le palladium.

1.2.1. Nickel-Chrome

Vers 1930, dans l'industrie de l'aéronautique, ont été développés les alliages nickel-chrome puis dans les années 60 en odontologie dans les restaurations prothétiques fixes, unitaires ou plurales. (20)

1.2.1.1. Composition

Les alliages à base de nickel-chrome (Ni-Cr) contiennent 60 à 80% de nickel, 10 à 26% de chrome et sont souvent riches en fer (10 à 12%) ou en molybdène (0 à 10%). (7)

La plupart des alliages modernes ont une base ternaire Ni-Cr-Mo. (20)

Quand un alliage en fusion refroidit à l'état solide, on dit qu'il se cristallise c'est à dire que des cristaux se forment autour de petits noyaux (structures dendritiques). Au cours du refroidissement, ces cristaux grandissent jusqu'à entrer en contact : on peut alors appeler ces cristaux des grains. La taille de ces grains (entre 10 et 1000 μm) va influencer les propriétés de l'alliage.

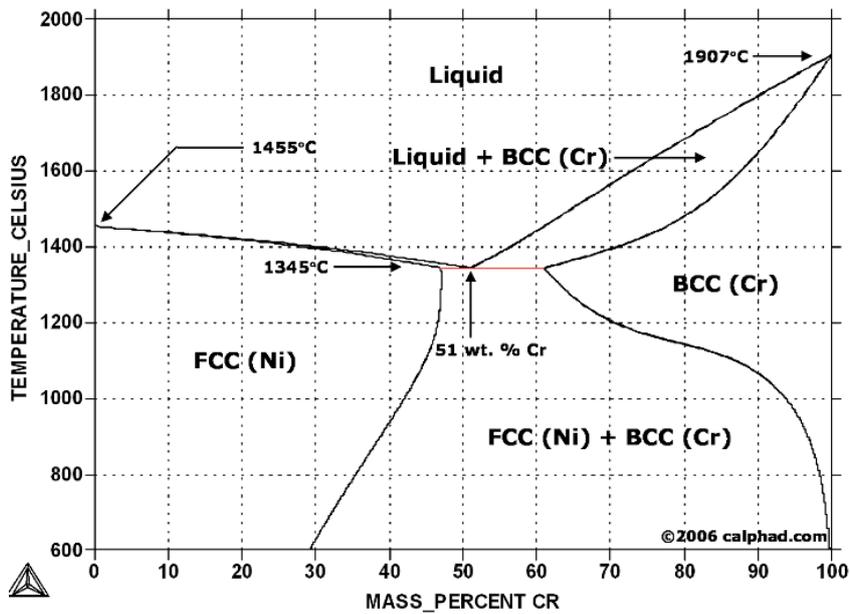
Le nickel constitue avec le chrome et le molybdène la matrice dendritique et interdendritique des alliages Ni-Cr-Mo, sous la forme d'une solution solide de substitution. Il en est de même pour le Cobalt au sein des alliages Co-Cr-Mo. Les éléments participant à la formation des précipités dans la matrice sont le molybdène, le chrome, le silicium, le bore, le carbone et l'aluminium.

Le molybdène associé au nickel et au chrome participe à la formation des phases intermédiaires qui se forment dans les zones interdendritiques des alliages base NiCo. Le carbone participe également avec le chrome et le molybdène à la formation des carbures. Ces derniers peuvent précipiter aux joints de grains et modifient ainsi les propriétés mécaniques de l'alliage. (25)

1.2.1.2. Propriétés physiques

Un diagramme de phase permet de choisir le mélange approprié d'un alliage. Il faut que le solidus d'un alliage soit supérieur d'au minimum 100°C à la température de cuisson des premières couches de céramique. (7) (Figure 3)

Figure 3 : Diagramme de phase de l'alliage Ni-Cr (26)



Ci-dessous le tableau 8 reprend les propriétés physiques de cet alliage.

Tableau 8 : Propriétés physiques de l'alliage nickel-chrome

Ni-Cr	
Température de fusion	<p>D'après le diagramme de phase (Figure 3) :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Point de fusion de Ni pure = 1455°C - Point de fusion de Cr pure = 1907°C - Intervalle de fusion du NiCr autour de 1345°C - Ni diminue la température de fusion - L'ajout de bore forme avec le nickel des composés intermétalliques qui contribuent à abaisser le point de fusion de l'alliage (25)
Coulabilité	<ul style="list-style-type: none"> - Améliorée par l'ajout de silicium qui peut former avec le nickel des précipités très fins - Également augmentée par la présence de béryllium, de bore ou de manganèse : ce qui améliore la précision de fonderie des alliages à base de nickel
Coefficient de dilatation thermique	Compris entre 13,9 à 15,5. 10 ⁻⁶ /°C
Conductivité thermique	90,7 W/mK

1.2.1.3. Propriétés mécaniques

Ci-dessous le Tableau 9 reprend les propriétés mécaniques de cet alliage.

Tableau 9: Propriétés mécaniques du nickel-chrome (20)

	Ni-Cr
Module d'élasticité	145-220 GPa
Limite élastique	= 460-640 MPa - Favorable mais généralement inférieure à celle des alliages précieux - Limitée par le nickel
Résistance à la rupture	- Très bonne résistance à la rupture = 520-820 MPa - Augmentée par la présence de chrome
Allongement à la rupture	6-15%
Dureté	= 330-465 VHN - Plus dur que les alliages précieux - Augmentée par la présence de chrome

1.2.1.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité

Elles sont comparables à celles des alliages précieux. Le nickel et le chrome sont responsables d'une bonne résistance à la corrosion. La passivité des alliages nickel-chrome en milieu buccal est assurée par le chrome. (16)

Plus de 15% de la population occidentale possède une allergie déclarée au nickel, en raison de la fréquence des contacts avec des produits de la vie courante contenant du nickel. (20) Celui-ci provoque une réaction d'hypersensibilité de type IV (retardée). (7, 27)

1.2.1.5. Indications

L'utilisation de l'alliage nickel-chrome s'est développée dans les années 1960 pour les prothèses fixes. (20)

Ils sont privilégiés pour les arcs orthodontiques, les reconstitutions coronoradiculaires et les prothèses fixes unitaires et plurales. Cependant à forte dose, le nickel serait susceptible de provoquer le cancer notamment en modifiant le niveau de calcium intracellulaire et en induisant un stress oxydatif. (28) À cause des problèmes d'allergie/sensibilité au nickel présents dans la population, ces alliages sont souvent remplacés par des alliages à base de cobalt pour la réalisation de prothèses amovibles. (7,29)

Les alliages Ni-Cr causent des changements chromatiques significatifs (brillance réduite, couleur jaune-verdâtre) comparés aux alliages précieux et aux alliages Cr-Co ce qui peut engendrer des problèmes au niveau esthétique.

1.2.2. Chrome Cobalt

Le chrome-cobalt (Co-Cr) a été découvert par Elwood Haynes dans les années 1900 en fusionnant du cobalt et du chrome et utilisé en dentisterie au milieu des années 1930. (20)

On le distingue des alliages à base de nickel et de chrome. (14)

Il est aujourd'hui un alliage de choix du fait de ses grandes qualités mécaniques, sa bonne tolérance biologique ainsi que son moindre coût.

Il n'existe pas de classification officielle des alliages en chrome-cobalt.

Nous verrons que l'alliage chrome-cobalt satisfait au type 5 de la classification NF EN ISO 22674 de mars 2007. (7)

1.2.2.1. Composition

Les alliages à base de chrome-cobalt contiennent 50 à 70 % de cobalt, 20 à 30% de chrome de 2 à 7% molybdène auxquels peut être ajoutés du manganèse, du carbone, du fer, du tungstène et du silicium. (7)

1.2.2.2. Propriétés physiques

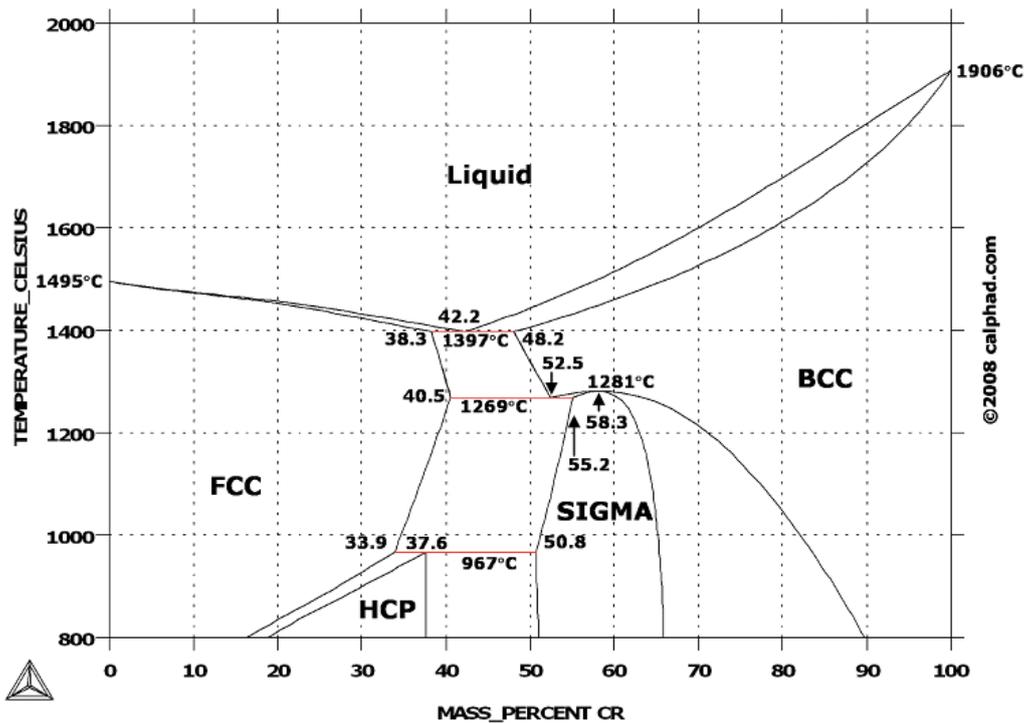
Ci-dessous le tableau 10 reprend les propriétés physiques de cet alliage.

Tableau 10 : Propriétés physiques de l'alliage chrome-cobalt

	Cr-Co
Masse volumique	7,5 à 8 g/cm ³ (25)
Température de fusion	<ul style="list-style-type: none"> - Point de fusion de Cr pure = 1906°C - Point de fusion du Co pure = 1495°C comme nous pouvons le voir sur le diagramme. (26) - Intervalle de fusion entre 1250 à 1400°C : il est élevé et dépend de la concentration en cobalt - Température de coulée : comprise entre 1300° et 1600°. (17) - Le bore peut rabaisser la température de fusion. (19) - Le béryllium contribue à abaisser sensiblement l'intervalle de fusion (sous 1200°C), facilitant ainsi les opérations de fonderie et limitant le retrait. (7)
Coefficient de dilatation thermique	<ul style="list-style-type: none"> = 13,9x10-6/°C - Pas très éloigné de celui de la dent qui est de 11,4x10-6 /°C - Il est comparable à celui des alliages précieux (14,3x10-6/°C pour l'or), et permet donc l'utilisation de céramiques identiques. (17)
Conductivité thermique	8 J/m.s°C : environ deux fois plus faible que celle de l'or (20)

Le diagramme de phase permet de savoir où se place l'alliage de Cr-co utilisé et de vérifier la compatibilité avec la température de cuisson de la céramique choisie. (39) (Figure 4)

Figure 4 : Diagramme de phase de l'alliage Chrome-Cobalt (26)



Les différentes phases sont :

- Phase cubique face centrée (FCC) : riche en cobalt
- Phase hexagonale compacte (HCP) : riche en cobalt également
- Phase cubique simple (BCC) : riche en chrome

Le cobalt pur a une structure cristallographique de type hexagonale compacte à température ambiante et présente une transformation allotropique à 400° en donnant une structure cubique faces centrées. L'ajout de chrome ou tungstène permet une élévation de la température de cette réaction. (31)

On retrouve l'alliage chrome-cobalt sous deux formes : cubique face centrée (retrouvée en phase γ) et hexagonale compacte (en phase ϵ , stable à température ambiante). (32)

L'ajout de carbone stabilise l'alliage en phase γ (cubique face centrée) en supprimant la formation de la phase hexagonale compacte. Cela renforce donc l'alliage et sa limite d'élasticité varie avec leurs concentrations. (33) La plupart des alliages à base de cobalt devraient alors présenter une structure d'une solution solide dont la cristallisation est de type cubique à faces centrées. (20)

En effet, au cours d'un lent refroidissement (solidification lente), de nombreux carbures M_23C_6 vont se former (à partir de carbone, de chrome et de molybdène) au niveau au niveau

des zones interdendritites ou aux limites des grains (phase σ) qui expliquent l'amélioration des performances mécaniques de l'alliage. (34)

1.2.2.3. Propriétés mécaniques

Les valeurs des propriétés physiques et mécaniques sont variables d'un alliage à l'autre, il est donc conseillé aux utilisateurs de lire la fiche technique donnée pour avoir des informations plus précises.

Les alliages à base de chrome-cobalt possèdent la plus grande résistance à la fatigue, rupture et traction de tous les alliages dentaires, ils possèdent donc des performances mécaniques supérieures à celles des alliages Ni-Cr. (Tableau 11)

Tableau 11: Propriétés mécaniques du Chrome-Cobalt-Molybdène (7)

	CoCrMo
Module d'élasticité	145-230 GPa
Limite élastique	460-690 MPa
Résistance à la rupture	520-825 MPa Excellente résistance mécanique avec 70% de cobalt (58)
Allongement à la rupture	1,5-15%
Dureté	330-460 VHN - Assurée par le cobalt

Il a été montré qu'en association un traitement thermique de 2h à 850° dans une atmosphère de N2 et d'un sablage des pièces, le nombre de carbure est augmenté et donc la résistance aux contraintes est améliorée. Ainsi la dureté est plus élevée au cœur même de l'échantillon. (35)

1.2.2.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité

Les alliages contenant plus de 20% de chrome peuvent être considérés comme stables en milieu buccal. (36)

La bonne résistance à la corrosion est assurée grâce à la présence du chrome (minimum 25%) qui joue un rôle important dans la passivité de l'alliage, l'isolant ainsi du milieu buccal. (16) À partir d'une teneur suffisante en chrome on obtient un recouvrement complet de la surface de l'alliage par une fine pellicule d'oxyde Cr_2O_3 qui lui confère cette propriété.

Elle peut aussi être augmentée par la présence du molybdène, de béryllium ou de manganèse (à plus faible échelle) (19,20). En effet l'ajout de celui-ci permet une meilleure résistance à l'érosion-corrosion comparé à l'ajout de tungstène car pour un même pourcentage de poids, le molybdène présente deux fois plus d'atomes que le tungstène. (38) Ainsi il peut former des carbures dont le volume influe directement le taux de résistance à l'érosion. (37)

Aucune différence significative n'a été montrée entre le CoCr issu des divers types de production (par fusion laser ou par une technique traditionnelle ou par production assistée par ordinateur) dans la migration des ions métalliques à l'origine de la corrosion en milieu buccal, ni au niveau des interactions avec les bactéries. (40)

La valeur d'adhésion céramo-métallique se situe aux environs de 25MPa. Il sera nécessaire d'utiliser un matériau (bonding) pour favoriser l'adhésion sur l'alliage Co-Cr. Le béryllium améliore la résistance de la liaison métallo-céramique. (41)

1.2.2.5. Indications

Sa première application en odontologie fut pour la confection des châssis métalliques de prothèse amovible partielle et en orthopédie dento-facial (brackets et fils).

Son utilisation s'est étendue en raison de sa bonne tolérance biologique, de son excellente rigidité sous faible épaisseur et ses autres qualités évoquées précédemment.

En prothèse fixée, l'utilisation de cet alliage sera préférée par rapport à celle titane qui apparaît plus délicate du fait de la rigueur de manipulation nécessaire au laboratoire.

Tableau 12 : Alliages à base de cobalt, composition chimique selon l'indication clinique (24)

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	Cobalt, chrome	Molybdène, nickel, fer
Armatures céramisées	Cobalt, chrome, tungstène, molybdène	Cuivre, silicium, gallium, aluminium, nickel, tantale, ruthénium
Châssis pour prothèse amovible	Cobalt, chrome, nickel	Molybdène, tantale, manganèse, gallium, silicium, carbone, tungstène

La dureté et la rigidité des alliages à base de nickel-chrome ou de chrome-cobalt permettent la réalisation d'infrastructures plus fines et légères (chapes à partir de 2-3mm d'épaisseur).

1.2.3. Titane

Le titane a été découvert pour la première fois en Angleterre en 1790 par William Gregor. Il tient son nom des premiers enfants des dieux sur terre dans la mythologie grecque, les titanes, par l'allemand Martin Heinrich Klaproth en 1795. (42)

Grâce à ses bonnes propriétés physiques, mécaniques et sa biocompatibilité, le titane et ses alliages ont une place de plus en plus importante dans le domaine médical.

1.2.3.1. Composition

Le titane employé en odontologie est le plus souvent soit "pur" soit "allié". Des éléments peuvent être incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène. En fonction du pourcentage de ces différents éléments, on distingue 5 grades. (Tableau 13)

Tableau 13 : Composition chimique du titane "commerciallement pur" selon la norme DIN 17850

Composition chimique (% en poids)						
	Fe max	O max	Ni max	C max	H max	Ti
Grade 1	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	Reste
Grade 2	0,20	0,18	0,05	0,06	0,013	Reste
Grade 3	0,25	0,25	0,05	0,06	0,013	Reste
Grade 4	0,30	0,35	0,05	0,06	0,013	Reste
Grade 5	0,40	0,20	0,05	0,10	0,015	Reste

Le grade, c'est-à-dire le pourcentage d'impuretés, augmente du grade 1 au 5. L'ajout d'autres éléments (aluminium, vanadium, palladium, nickel, cuivre) au titane va donc former un alliage dont les propriétés sont améliorées en fonction de l'application désirée. (43)

1.2.3.2. Propriétés physiques

Ci-dessous le tableau 14 présente les propriétés de cet alliage.

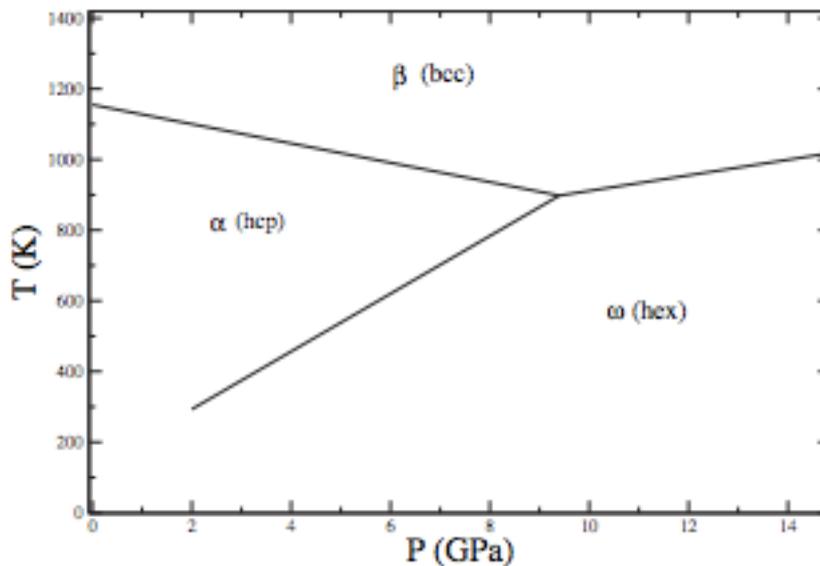
Tableau 14 : Propriétés physiques du titane

	Ti
Masse volumique	4,5 g/cm ³ : 2 fois plus faible que celle des alliages chrome-cobalt
Température de fusion	Son point de fusion est élevé = 1668° à l'état pur, ce qui le classe dans la catégorie des matériaux réfractaires et demandera de faire appel à des techniques particulières pour la coulée.
Coefficient de dilatation thermique	Inférieur à celui des céramiques traditionnelles = 9×10^{-6} /°C ce qui entraîne des problèmes de liaison métal-céramique (13)
Conductivité thermique	- Très inférieure aux autres alliages utilisés en prothèse - Cette conduction thermique constitue un inconvénient par rapport aux alliages CoCr utilisés lors de la confection de plaques métalliques coulées.

Le titane présente 3 phases différentes : α , β , et ω . (Figure 5)

- La phase α est celle que l'on trouve à température et pression ambiantes. C'est une structure hexagonale compacte (hcp).
- La phase α transite vers la phase β à 1155 K. C'est une structure cubique centrée (cc).
- La phase ω a une structure cristallographique peu répandue, constituée d'un réseau de Bravais hexagonal (hex) avec 3 atomes par maille. (44)

Figure 5 : Diagramme de phase du titane (44)



Le titane possède une transformation allotropique réversible à 882,5°C le faisant changer de structure cristalline (hexagonale compacte \Leftrightarrow cubique centrée), entraînant des variations dimensionnelles importantes. Cela est donc incompatible avec les céramiques traditionnelles ayant une température de cuisson autour de 950°C, pour des restaurations céramo-métalliques (utilisation de céramiques dites basse fusion, cuites à moins de 882,5°C). (13)

Les propriétés de l'alliage dépendent de sa composition, des proportions relatives des phases α et β , du traitement thermique et des conditions des processus thermo-mécaniques. Par exemple, les alliages β ont un faible module d'élasticité et une résistance supérieure à la corrosion. (42)

1.2.3.3. Propriétés mécaniques

Sa dureté peut être comparable à celle des alliages précieux à base d'or mais elle est inférieure à celle des alliages non précieux. (Tableau 15)

Les alliages à base de titane possèdent une grande résistance mécanique. (19)

Tableau 15 : Propriétés mécaniques du titane DIN 17850 (1990) en fonction du grade

	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5
Module d'élasticité	105-110 GPa	105-110 GPa	105-110 GPa	105-110 GPa	105-115 GPa
Limite élastique	200 MPa	250 MPa	320 MPa	390 MPa	830 MPa
Résistance à la rupture	290-410 MPa	390-540 MPa	460-590 MPa	540-740 MPa	345-900 MPa
Allongement à la rupture	> 30	> 22	> 18	> 16	>12
Dureté	120 VHN	150 BHN	170 VHN	200 VHN	290 VHN

1.2.3.4. Propriétés électrochimiques et biocompatibilité

La résistance à la corrosion du titane peut être diminuée par la présence de fluorures en milieu acide. Comme pour tous les alliages la rugosité affecte de manière significative la pérennité de l'alliage. Les alliages à base de titane sont très résistants à la corrosion. (19)

Les études montrent que le titane et ses alliages présentent une bonne biocompatibilité. (45) En effet il doit sa biocompatibilité à l'existence d'une couche d'oxyde de titane (TiO₂) qui se forme instantanément au contact de l'oxygène et se reforme en quelques nanosecondes lorsqu'elle est détruite, ce qui peut se produire lors d'une agression instrumentale ou lorsque le produit fini supporte des efforts de torsion ou de flexion. (43)

Au niveau de son aptitude à la liaison céramo-métallique, la surface des pièces coulées en titane est contaminée par l'oxygène et interagit avec les matériaux de revêtement. Cette couche doit donc impérativement être éliminée par sablage avant la cuisson de la céramique.

1.2.3.5. Indications

Après la seconde guerre mondiale, l'application du titane dans le domaine médical a commencé grâce aux avancées technologiques, dans les processus de fabrication des équipements militaires et aérospatiaux. (42)

En prothèse fixée, le titane est moins utilisé à cause de la rigueur nécessaire de manipulation au laboratoire (matériels spécifiques : revêtements, cylindres modifiés...) et la résistance de la liaison céramométallique est inférieure à celle obtenue avec les alliages précieux. (16)

Grâce à sa biocompatibilité, les alliages à base de titane sont très utilisés en implantologie. (13)

1.2.4. Tableau comparatif des différents alliages

Tableau 16 : Comparaison des avantages et inconvénients des différents alliages disponibles

	<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
Alliages précieux	<ul style="list-style-type: none"> - Résistance à la corrosion (avec minimum 75% de métal noble en poids) - Très bonne liaison céramo-métallique - Teinte favorable à un résultat esthétique 	<ul style="list-style-type: none"> - Résistance mécanique faible - Prix élevé
Alliages non-précieux à base de Ni-Cr ou Cr-Co	<ul style="list-style-type: none"> - Grandes résistances mécaniques qui permettent leur utilisation pour des bridges de grande étendue - Prix 	<ul style="list-style-type: none"> - La teinte peut être un handicap si l'épaisseur de la céramique est faible - Allergie au nickel
Alliage à base de titane	<ul style="list-style-type: none"> - Très bonne résistance à la corrosion - Température de fusion élevée - Grande résistance mécanique - Utilisation en implantologie 	<ul style="list-style-type: none"> - Coulée pas toujours parfaitement homogène - Grande rigueur nécessaire pour sa manipulation au laboratoire - Transformation allotropique à 882,5° : nécessité d'utilisation de céramique basse fusion

Après ce rappel sur les alliages nous verrons que nous avons choisi l'utilisation de l'alliage chrome-cobalt au cours de notre cas clinique en raison de ses grandes qualités mécaniques.

2. Techniques de mise en forme

Dans le cadre du contexte scientifique de notre travail, il nous est apparu incontournable de rappeler les techniques de mise en forme auxquelles le technicien de laboratoire et le chirurgien dentiste peuvent accéder.

2.1. Technique traditionnelle : coulée à la cire perdue

2.1.1. Principes étape par étape de la méthode classique

La fonderie en cire perdue ou à modèle non permanent est issue des métiers d'art (duplication de sculptures en bronze). (1)

Ce procédé s'applique tout particulièrement à la fonderie des matériaux à haut point de fusion impossible dans des moules métalliques.

La coulée métallique ou fonderie de précision à la cire perdue nécessite plusieurs étapes suivantes (1) :

- La construction d'une maquette en cire (ou résine calcinable) à partir d'un modèle positif unitaire (M.P.U) : montage sur articulateur des modèles, détournage du M.P.U. pour mettre en évidence la limite cervicale de la préparation. Un vernis espaceur est appliqué afin d'isoler le M.P.U. ce qui préfigure l'épaisseur du futur ciment de scellement nécessaire.

- La mise en cylindre : la maquette en cire est fixée sur une tige de coulée qui permet de conduire le plus rapidement possible l'alliage en fusion dans la maquette à coulée. Des refroidisseurs ou évènements peuvent être placés au niveau des connexions de bridges par exemple pour accélérer le processus de solidification de ces zones critiques pour évacuer les gaz et lui assurer des qualités métallurgiques optimales. (1)
Elle est ensuite placée dans un revêtement cylindrique, pour la coulée, qui va épouser parfaitement sa forme. En effet un alliage solidifié rapidement présente de meilleures propriétés mécaniques, il est donc nécessaire d'éviter une masse réfractaire trop importante qui ralentirait le refroidissement. (46)

Après avoir manuellement puis mécaniquement mélangé la poudre avec son liquide sous vide, on remplit le coffrage avec un matériau réfractaire (plâtre ou autres revêtements) jusqu'à recouvrir la maquette avec une épaisseur de 1 cm environ, en évitant les vibrations.

Un bon revêtement doit avoir un temps de travail suffisant, un temps de durcissement d'environ 3 minutes, être dur et solide, présenter un état de surface le plus lisse possible, ne pas se décomposer lors du coulage et son comportement à l'expansion doit être contrôlé.

Le NiCr et le CoCr fondent à plus de 1300°, ils ne doivent pas être coulés dans des revêtements au plâtre (chauffage à environ 800°C) comme pour les alliages précieux mais dans des revêtements à liant phosphate.

L'expansion thermique va en partie compenser la rétraction à la coulée. (47)

- La coulée : Au four, la cire s'évapore par chaleur, déterminant un volume creux dans le cylindre solidifié (après 1h environ) qui sera rempli par l'alliage en fusion injecté . Celui-ci est soit propulsé dans ce cylindre par force centrifuge soit coulé par pression/dépression (presse de Solbrig permettant la production d'un jet de vapeur qui force le métal en fusion dans le cylindre). (1,47)
- Après avoir plongé le cylindre dans l'eau froide, la pièce coulée est débarrassée du revêtement. Les tiges de coulée sont coupées proche des cuspidés. Après nettoyage de l'élément et passage à la sableuse, un essayage de celui-ci est réalisé sur le M.P.U. afin d'évaluer la nécessité de corrections ou non (insertion, limites, bulles, vérification de l'occlusion). (47)
- On procède enfin aux finitions ainsi qu'au polissage.

2.1.2. Méthode actuelle par soudures

De nos jours, il est rare que les prothésistes coulent des pièces prothétiques de grande étendue en monobloc. Afin de limiter les déformations dues aux contractions des matériaux, il est préférable de réaliser plusieurs petits groupes d'éléments distincts et de les souder ensemble par la suite. (4, 48)

Il existe 2 procédés d'assemblage possible :

- Le brasage : consiste à unir des éléments métalliques de même nature par fusion puis solidification d'un métal d'apport de nature différente avec une température de fusion inférieure à celle des parties à unir. (4, 49) Cela entraîne la formation d'un joint hétérogène en microstructure et en composition soumis à la corrosion galvanique en présence de salive (le métal le moins noble se corrode). (4)
- Le soudage : permet l'assemblage d'éléments métalliques en contact direct ou avec un apport de métal qui est de même nature que l'alliage à assembler. Il peut être réalisé à l'aide d'un chalumeau ou d'un faisceau laser. (4) Le soudage au laser Nd :Yag pulsé comporte de nombreux avantages telles qu'une utilisation réduite de consommables, une précision de travail, l'homogénéité en composition chimique du joint (donc une diminution des risques de corrosion réduits). (5,50) La longueur d'onde du laser Nd :YAG est de 1064nm, ce faisceau est bien absorbé par les alliages, son rayonnement est focalisé réduisant les déformations. (51)

2.1.3. Avantages et inconvénients de la technique traditionnelle de cire perdue

La précision du résultat dépend de la qualité de l’empreinte et des matériaux utilisés.

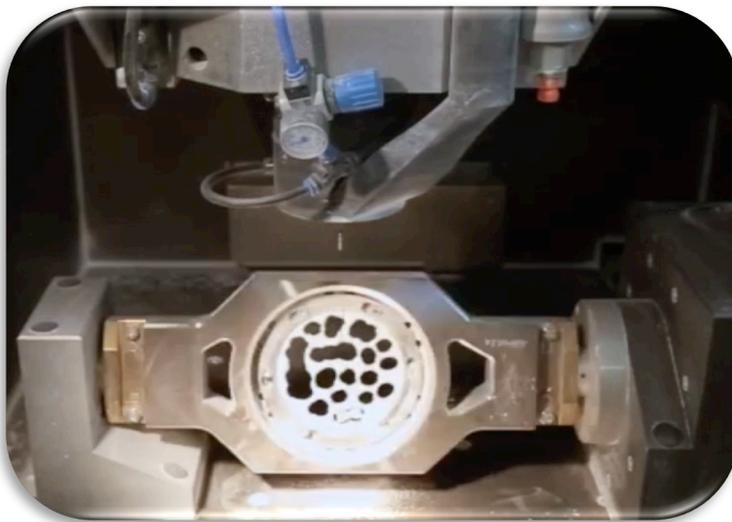
<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<p>Moindre coût (52)</p> <p>La coulée sous vide permet d’obtenir des surfaces plus lisses de l’alliage Cr-Co que la coulée sous oxygène et acétylène. (53)</p>	<p>Travail laborieux, fastidieuses étapes réalisées à la main, très « prothésiste dépendant »: sources d’erreurs entre chaque étape ou de fracture</p> <p>Variation dimensionnelle de la cire (estimée à 0,4% en température ambiante) ou résine utilisée pour la réalisation des maquettes ainsi que celle de l’alliage lors de son refroidissement (estimé à 2,1 à 2,3% pour les alliages non précieux et 1,3% pour les alliages précieux). Elles doivent être compensées par une expansion correspondante du revêtement utilisé pour la réalisation des moules. (2, 46)</p> <p>Au cours du refroidissement l’alliage subit 3 contractions volumiques : la contraction liquide (entre la température de coulée et celle de liquidus), une de durcissement (passage de l’état liquide à solide) et la dernière quand l’alliage s’est solidifié en passant sous la température du solidus. (1)</p> <p>Défaut de surfaces, bulles et restes de cire (47)</p>

2.2. Usinage

2.2.1. Principes

François Duret (en France), John Young et Bruce Altshuler (aux Etats Unis), Werner Mormann et Marco Brandestini furent les pionniers du système CAO-FAO appliqué à la dentisterie, aux alentours de 1970. (54)

Figures 6 et 7 : Machine à usiner ainsi que son disque (Straumann)



La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur ou C.F.A. O (en anglais CAD-CAM: Computer Assisted Design, Computer Assisted Manufacturing), désigne un ensemble de processus industriels qui ont été développés pour simplifier et standardiser les techniques dans des tâches répétitives.

La fabrication assistée par ordinateur (F.A.O), encore appelée usinage, qui est la fabrication des pièces prothétiques par procédés soustractifs ou additifs. En effet, à partir d'un bloc solide, la matière est travaillée par des fraises de différents calibres afin d'obtenir une armature.

2.2.2. Les différents procédés

Il existe 3 techniques de CFAO différentes.

a) La CFAO directe

Elle consiste à concevoir et fabriquer des éléments prothétiques en une seule séance, directement par le praticien au cabinet dentaire.

Une caméra permet d'obtenir trois vues différentes : celle des préparations, une de l'antagoniste et une de l'occlusion.

Après la réalisation de l'empreinte optique en bouche, les données sont traitées à l'aide d'un logiciel qui permet d'élaborer une maquette virtuelle de la future restauration.

Le travail est enfin transmis à une unité d'usinage située au sein du cabinet.

L'exemple le plus connu est le système CEREC® dont l'idée fut développée par Mormann et Brandestini) (55)

b) La CFAO semi-directe

Il s'agit tout d'abord de prendre une empreinte optique des préparations puis de transmettre le fichier numérique au laboratoire (via Internet) afin qu'il traite les données.

L'empreinte optique permet de déceler immédiatement les erreurs afin de les rectifier de suite, sans avoir à re-convoquer le patient. De plus elle apporte un certain confort pour le patient, la prise d'empreinte peut être interrompue et reprise à tout moment sans perdre les informations déjà enregistrées. Cependant elle est plutôt indiquée pour les réhabilitations limitées.

La fabrication est ensuite réalisée au laboratoire ou délocalisée vers un centre spécialisé.

La finition des éléments est finalement assurée au laboratoire avant leur retour au cabinet dentaire (56)

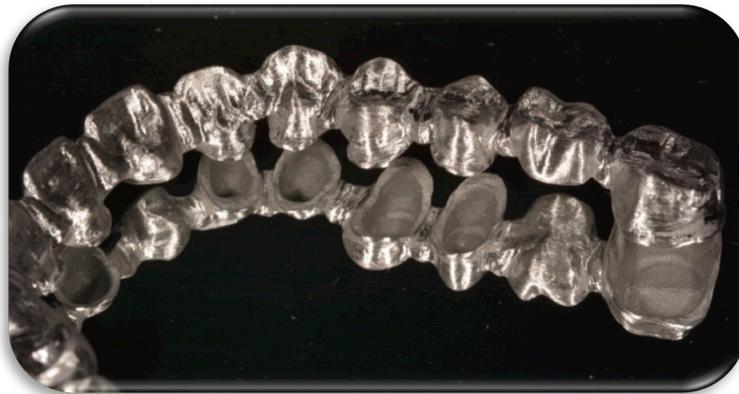
c) La CFAO indirecte

Dans ce cas, une empreinte classique surfacique est initialement effectuée au cabinet à l'aide d'une pâte à empreinte.

Un maître modèle est ensuite coulé et préparé puis numérisé à l'aide d'un scanner.

Son traitement informatique permet de concevoir au laboratoire la prothèse de manière virtuelle. (56)

Figure 8 : Exemple de chape de bridge usinée (Laboratoire Dental Concept)



Le paramétrage informatique permet d'éviter la plupart des biais inhérents aux techniques artisanales en étalonnant de manière variable:

- L'épaisseur du vernis d'espacement : les problèmes d'adaptation marginale ou de suroccclusion après scellement sont donc significativement moins fréquents.
- Les épaisseurs des chapes
- Les connectiques pour les éléments pluraux.

2.2.3. Applications

Pour tous les matériaux mis en œuvre pour la production d'armatures de prothèses dentaires: alumine, céramique, cobalt-chrome, titane, zircone. (57)

Cette technique de fabrication est surtout utilisée depuis les années 90, pour des pièces en implantologie lors de réalisation de piliers ou de barres car les exigences en termes d'ajustage sont sans concession.

En effet il est possible de produire des piliers implantaires. Leur conception est plus facile à apprendre par le technicien que la fabrication manuelle. Tout comme pour les chapes, la plupart des imprécisions et biais causés par les techniques traditionnelles sont évités. (58)

Il en est de même pour la conception de barre implantaire. Il a été montré que la conception des barres à partir d'empreintes optiques permet d'obtenir une précision supérieure et de meilleures valeurs volumétriques d'ajustement, comparé à la méthode de cire perdue (59).

Concernant les chapes de grande étendue, d'après une étude (60), on obtient un ajustement acceptable pour une chape en titane usinée par CFAO, qu'elle soit pour une restauration partielle ou complète. Tandis que pour une chape en zircone, un ajustement précis est uniquement confirmé pour les restaurations partielles.

La littérature s'accorde sur le fait qu'en l'absence de passivité de la superstructure prothétique, un nombre important de problèmes mécaniques peuvent survenir, tels que des fractures des armatures, des pertes ou fractures des vis de prothèse, des fractures de cosmétique résineuse ou céramique. (61)

La passivité de l'armature supra-implantaire est un des facteurs principaux influençant l'ostéo-intégration et la pérennité de l'implant. (62)

Des études ont montré une différence significative entre la passivité d'une pièce en Chrome-cobalt réalisée de manière traditionnelle et celle d'une produite par CFAO. (63) Cette dernière présente non seulement le meilleur ajustement passif et aussi la plus faible déformation moyenne. (60) L'usinage est donc une bonne alternative à la technique de coulée traditionnelle. Pour une chape restaurant une arcade complète, on aura moins de distorsion, de rétraction au refroidissement et donc une plus grande passivité. Même si la section de la chape en plusieurs parties diminue la friction, elle n'égale pas la passivité d'une arcade complète usinée. (63)

Des guides chirurgicaux peuvent également être usinés facilitant la transmission des données du plan de traitement informatique en bouche. (58,60)

Figure 9 : Disques de différents matériaux prêts à être usinés (Straumann)



2.2.4. Avantages et inconvénients de la technique d'usinage

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<p>Qualités d'adaptation : obtention d'un joint dento-prothétique inférieur à 80 µm.</p> <p>En effet cette technique permet d'avoir le meilleur ajustement global comparé aux autres types de production (6).</p> <p>Sans entrer dans les détails de l'étude, il est montré que les techniques assistées par ordinateur ont une meilleure précision marginale que ceux obtenus avec les méthodes traditionnelles de coulée (78 µm ± 48) ou encore ceux des supra structures coulées et soudées au laser à des chapes préfabriquées. (65,66)</p> <p>L 'adaptation occlusale (taille des contacts occlusaux) est semblable à celle des pièces produites par la technique classique.</p> <p>Les pièces obtenues sont passives (comparées à celles produite par la technique traditionnelle) : idéal pour l'implantologie (60, 67)</p> <p>Diminutions des déformations successives au cours de la confection car moins d'étapes intermédiaires entre la préparation et la prothèse finie</p> <p>Constance dans les résultats qui serait due à la suppression de la main d'œuvre humaine</p>	<p>Perte de matière : environ 90% du bloc est enlevé pour une restauration dentaire et les matériaux sont non recyclables. (68)</p> <p>Usure des outils pour l'usinage de matériaux durs. (68)</p> <p>Méthode assez onéreuse : coût des bruts à usiner.</p> <p>On commence à reproduire des formes complexes (armature de prothèse adjointe avec les scelles, crochets, taquets...) : mais pour l'instant cette technique reste en majorité limitée à la prothèse fixée. (57)</p>

dans les tâches répétitives = **reproductibilité**

L'image numérique obtenue par empreinte optique est stable, reproductible, précise et indéformable. (69)

Résistance à la fracture élevée (surtout comparée à la technique traditionnelle) (70)

Une étude a montré que la dureté des pièces produites par cette technique est meilleure qu'avec la traditionnelle. (71)

Notion de **traçabilité** : tous les blocs de matériaux sont identifiés par un code barre et disposent parfois d'une carte à puce individuelle

Permet un **stockage** plus facile des données grâce à la sauvegarde informatique

Obtention d'un matériau plus **homogène**, sans bulle et moins corrosif

Economie de temps (7)

Peut produire jusqu'à 16 unités à la fois (56)

2.3. Impression 3D

L'impression 3D ou Fabrication additive permet de construire couche par couche un objet en trois dimensions. Les machines utilisées permettent de produire un objet réel à partir d'un modèle 3D virtuel en le découpant en lamelles 2D de très fine épaisseur constante.

2.3.1. Principes

Les 3 grandes étapes de fabrication sont les suivantes :

- La saisie des données dentaires à l'aide d'une empreinte conventionnelle ou une empreinte optique, identique à la technique d'usinage.
- La conception du model virtuel en 3D (sous fichier STL)
- La fabrication additive du modèle virtuel en pièce prothétique est possible soit par micro-fusion laser qui permet la fabrication directe de l'armature métallique soit grâce à une maquette de fonderie coulée par la suite selon la technique traditionnelle.

Il existe différents types d'impression 3D : (72)

- Par photopolymérisation : technologie de stéréolithographie (SLA), la DLP (Digital Light Processing), la Polyjet, utilisant la cire ou résine calcinable.
- Par liage de poudre : technique de micro-fusion laser (à partir de Co-Cr, polyamide, titane), la 3DP (Three Dimensionnal Printing)
- Par dépôt de matière fondue : technologie FDM (Fused Deposition Modeling)

2.3.2. Applications

Cette technique de mise en forme peut permettre la production de matériaux calcinables destinés à la fonderie, de guide de forage implantaire en résine, de prothèses fixes provisoires, la confection de châssis métallique et d'infrastructures métalliques, de prothèse amovible complète et enfin des gouttières.

Tableau 17: Applications cliniques suivant les procédés (72)

DLP	Polyjet	Micro-Fusion Laser	FDM
Modèles-guides de forage implantaire, Chapes, Châssis, Moulages dentaires, Modèles orthodontiques, Gouttières orthodontiques, Gouttières occlusales, Portes- empreintes individuels, Provisoires, Bases Résines pour complet	Modèles-guides de forage implantaire, Chapes, Châssis, Moulages dentaires, Modèles orthodontiques, Gouttières orthodontiques, Gouttières occlusales, Portes-empreintes individuels, Provisoires	Couronnes, Bridges, Chapes, Châssis métalliques, Inlay-Core, Moulages dentaires, Guides de forage implantaire	Modèles-Guides de forage implantaire, Moulages dentaires

2.3.1. Avantages et inconvénients des différentes techniques (72)

	<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
DLP	<p>Haute précision et bonne qualité d'état de surface</p> <p>Rapidité</p> <p>Utilisation de couleurs</p>	<p>Équipement coûteux</p> <p>Doit passer par une coulée traditionnelle</p>
Polyjet	<p>Haute précision et rapidité</p> <p>Qualité d'état de surface et aucun travail de finition</p> <p>Utilisation de couleurs</p>	<p>Équipement coûteux</p> <p>Doit passer par une coulée traditionnelle</p>
Micro-Fusion Laser	<p>Haute précision et densité 100%</p> <p>Zéro déchet (poudre non fusionnée réutilisable) et défaut</p> <p>Fabrication à usage direct et jusqu'à 14 éléments sans soudure</p>	<p>Post-traitement au four (+ de 4 éléments)</p> <p>Équipement lourd, complexe et très coûteux</p> <p>Finition moins douce</p>
FDM	<p>Simplicité d'utilisation</p> <p>Coût</p> <p>Utilisation de couleurs</p>	<p>Aspect brut et surface rugueuse</p> <p>Qualité très < aux autres procédés</p> <p>Matériau plastique uniquement</p>

Nous approfondissons les principes de la mise en forme par fusion laser car c'est le seul procédé permettant la réalisation d'une chape en métal, en rapport avec le cas clinique qui nous intéresse (III Application clinique p50), parmi les différents types d'impression 3D.

2.3.2. Fusion laser

Le frittage sélectif laser (Selective Laser Sintering en anglais ou SLS) est un procédé de fabrication additif développé par le Dr Deckard et breveté par 3D Systems à l'Université du Texas au milieu des années quatre-vingt mais il ne permettait de fabriquer que des pièces à partir de poudres plastiques (73).

Le frittage laser direct de métal (Direct Metal Laser Sintering) fut breveté en 1994 par Electro Optical Systems en Allemagne. (74) En 2001, Bego a développé le premier système de micro-fusion laser à usage dentaire (le système SLM). (100) (Figure 10)

2.3.2.1. Principes

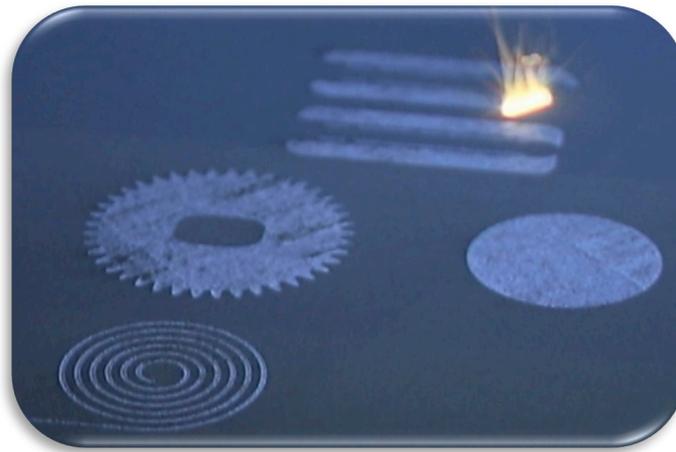
a) Définitions

Ce procédé vise à fusionner de fines particules de poudre de métal par faisceau laser, couche par couche à partir d'un fichier CAO 3D, pour former des pièces de métal solides chimiquement pures et denses.

Il existe deux types de fusion laser selon l'application de la poudre métallique :

- Fusion/Frittage laser par projection de poudre qui est uniquement pour les métaux. Un laser vient fondre la surface métallique de la pièce sur laquelle est simultanément projeté un jet de poudre. Cette poudre fond et forme une couche qui fusionne avec le substrat.
- Fusion/Frittage laser sur lit de poudre concerne les métaux, les polymères et les céramiques. Un laser ou un faisceau d'électrons vient fondre ou fritter une couche fine d'un matériau poudreux. Une seconde couche est ensuite déposée puis fondue/frittée. Ces machines sont moins chères que pour la projection de poudre. Il est nécessaire d'avoir un support plan Gestion de l'anisotropie et des contraintes internes par traitement thermique.

Figure 10 : Illustration de l'effet du laser sur la poudre métallique (Bego France)



Selon les propriétés mécaniques de la pièce finale souhaitée ainsi que les propriétés physiques de la poudre utilisée (notamment l'absorption optique) et sa densité, on adaptera le type et la puissance du laser. Généralement c'est un laser Nd:YAG ($\lambda=1,06 \mu\text{m}$) d'une puissance supérieure à 300 W (Lew 2000).

Avec une épaisseur de 5 à 30 microns, il n'y a pas de limite à la complexité des pièces imprimées et au respect de la morphologie du patient.

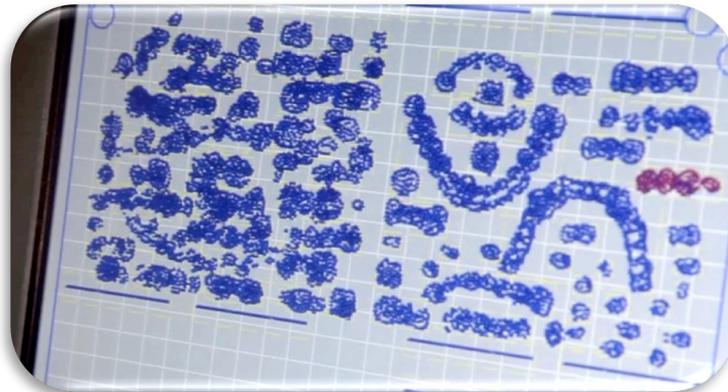
Cette technologie est utilisée à la fois pour créer des pièces 3D à partir de rien et pour réparer des pièces. Elle présente notamment l'avantage d'obtenir une très bonne cohésion métallurgique entre le revêtement appliqué et le substrat. Cette technique peut également être utilisée pour faire des traitements de surfaces spéciaux avec pour but final d'améliorer la résistance à la corrosion ou à l'usure

b) Procédé

Comme toute technique d'impression 3D, la conception d'une pièce démarre par la création du modèle 3D à l'aide d'un logiciel. (Figure 11)

L'étape suivante, réalisée par le logiciel de l'imprimante à partir du fichier STL, consiste à découper l'objet en une multitude de couches d'épaisseur fixe.

Figure 11 : Préparation virtuelle des chapes à produire (Bego France)



La machine comporte deux cuves d'impression, chacune activée par un piston. La première cuve est remplie de poudre, tandis que la seconde est vide et située au niveau de la plateforme.

Une fine couche de poudre (polymérique, métallique, céramique ou composite) est étalée à la surface d'un piston par un rouleau d'égalisation (la hauteur est fixée par le logiciel de l'imprimante): au début de la pièce le piston est à son point le plus haut. L'épaisseur de poudre optimale pour un métal est de 50 μ m. (75)

Le passage de ce rouleau sur le lit de poudre entasse les particules afin d'augmenter les surfaces de contact et favoriser la conduction thermique, donc la fusion.

L'atmosphère de la chambre de construction de la machine doit être contrôlé lors de tout le processus de réalisation de la pièce afin d'assurer l'homogénéité des propriétés de la pièce.

Le laser à fibre optique finement focalisé va alors venir fusionner la poudre métallique en traçant une section 2D sur la surface de la poudre. (Figure 12)

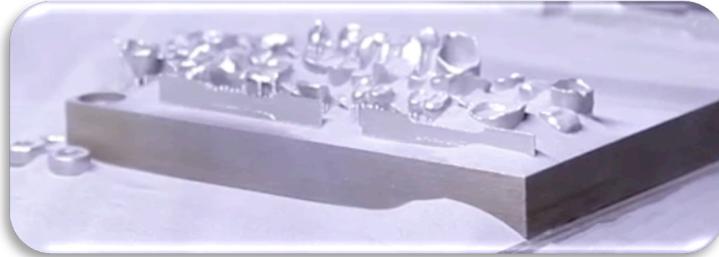
Figure 12 : Fusion laser à propement parler (Bego France)



Une fois la matière consolidée, le piston supportant le modèle 3D en cours de réalisation descend de l'épaisseur de la couche réalisée.

Une deuxième couche de poudre est alors appliquée ainsi de suite jusqu'à l'obtention du modèle 3D. (Figures 13 et 14)

Figures 13 et 14 : Chapes obtenues par fusion laser, encore liées à leur support (Bego)



Une fois l'impression terminée, il reste la plus grosse partie du travail à faire pour l'opérateur. Il doit d'abord commencer par réaliser un sablage des pièces afin de décoller d'éventuelles particules de poudre restées accrochées à la surface.

Le plateau sur lequel sont fabriquées les prothèses est ensuite placé pendant deux heures dans un four de traitement thermique qui chauffe à 780°C. Ce qui permet à la structure du matériau de se réorganiser et donc de réduire les contraintes présentes dans la pièce : cela évite les déformations lors de la séparation avec le plateau de fabrication.

Les pièces sont donc séparées du plateau à la main par l'opérateur. Celui-ci peut ainsi les polir avant de les emballer pour l'envoi au laboratoire de prothèse.

c) Caractéristiques des pièces

- Précision standard : environ de 0,3% (limite inférieure $\pm 0,3\text{mm}$)
- Epaisseur minimale de la paroi : 1mm mais les charnières sont possibles à partir de 0,3mm
- Dimensions maximales des pièces : sont illimitées en théorie. La surface de fabrication de la plus grande machine est de 650 x 330 x 560 mm
- Structure de la surface : typiquement granuleuse mais différents types de finitions très affinées sont possibles. Les pièces peuvent être sablées, colorées, peintes, recouvertes.
- Après une analyse des pièces obtenues par fusion laser, au diffractomètre et au microscope, la microstructure se révèle homogène et constituée de dendrites cellulaires fines avec des précipités. (76). De plus les phases α et ε coexistent dans la matrice. (77, 78)

2.3.2.2. Applications

Cette technique de production permet la fabrication de prothèses fixes (couronnes, chapes et bridges, dans la limite d'une précision machine de 20 à 50 μm), des châssis métalliques de prothèses amovibles, des moulages dentaires, des guides de forages implantaires. (79)

Elle peut également être utilisée pour la création d'implant. En effet, d'après une étude réalisée in vivo, on constate une plus grande minéralisation autour des implants produits par fusion laser que par coulée du fait de leur topographie complexe, appelée « l'hexagone », composée de nombreuses dépouilles. (80)

2.3.2.3. Avantages et inconvénients de la mise en forme par fusion laser

<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients</i>
<p>Réduire le temps de fabrication : identique à celui de l'usinage → aucune perte de temps entre la conception et la réalisation (sous 72h voir 48h)</p> <p>Gain de temps pour le prothésiste : pas de grattage car déjà réalisé au centre de production (57)</p> <p>Ajustage cervical et marginal remarquables : semblable à celui des chapes en Au-Pt réalisées par cire perdue mais supérieure à celui des chapes en Co-Cr produites de la même façon avant et après l'addition de céramique (81,82,83)</p> <p>Ajustage occlusal : supérieur aux chapes formées par la technique traditionnelle et l'usinage (84)</p> <p>Baisse des microfissures par rapport aux coiffes fabriquées de façon traditionnelle (82)</p> <p>Absence définitive de toute soudure secondaire</p> <p>Stocker sous format numérique les</p>	<p>Manque de précision pour les imprimantes à bas prix</p> <p>Prix élevé pour les machines offrant une bonne précision (57)</p> <p>Moins précis par rapport à l'usinage sur une prothèse de longue portée (6)</p> <p>Les propriétés mécaniques, la porosité et la microstructure dépendent de l'alliage mais aussi des paramètres opérationnels (puissance du laser, espacement de balayage) de la machine (30)</p> <p>Besoin de retravailler la pièce après création par grattage et polissage (mais réalisé au centre de production) (57)</p> <p>La précision et l'ajustage, bien que qualitatifs, ne remplissent pas les critères imposés en implantologie (85, 86)</p> <p>Lors du procédé de fabrication, des fissures dues à l'accumulation de contraintes internes par l'apport d'énergie important (traction favorisant leur apparition et leur propagation), peuvent apparaître. (87) Ces contraintes</p>

<p>modèles réalisés</p> <p>Précisions des pièces imprimées, fidèles au modèle réel en passant par une phase virtuelle : respect de l'orientation des préparations, des dimensions et suivi des courbures (88)</p> <p>Elles semblent avoir un meilleur ajustement que celles produite par la méthode de la cire perdue (84μm d'épaisseur de ciment contre 117μm d'épaisseur pour une chape coulée) (89)</p> <p>Résistance des pièces obtenues est aujourd'hui comparable à celle obtenue par les techniques de fonderie ou d'usinage (90)</p> <p>Aucune différence significative n'a été mise en évidence au niveau de la résistance à la corrosion d'un alliage Co-Cr-Mo (formé par fusion laser) avant et après la cuisson de la céramique montée dessus (91)</p> <p>Force de liaison à la céramique comparable aux techniques d'usinage (92)</p> <p>Mais des études (52,93) ont montré que la liaison céramo-métallique de ces pièces est supérieure à celle des chapes coulées (constatée au microscope à balayage électronique et par dispersion</p>	<p>structurelles et résiduelles affectent a durée de vie des composants.</p> <p>Les pièces nécessitent un traitement thermique spécifique. (94)</p>
---	---

<p>d'énergie aux rayons X)</p> <p>La dureté est augmentée de 120 unités selon l'échelle de Vickers par rapport à un alliage de Cr-Co coulé (95)</p> <p>Par rapport à l'usinage :</p> <ul style="list-style-type: none">- Absence de déchets de matière : aucun copeau, respect de l'environnement et du développement durable, la poudre non frittée est recyclée. (87)- Prix moins élevé (par exemple : prix de chape par fusion laser = 11,50€ et fraisée = 17€ chez Px France)- Pas d'outillages (57)	
--	--

2.4. Tableau comparatif des différentes techniques de mise en forme

Tableau 18 : Comparaison des différentes méthodes de cire perdue, de fusion laser et d'usinage

	TECHNIQUE TRADITIONNELLE DE CIRE PERDUE	USINAGE	FUSION LASER
Propriétés des pièces obtenues	<ul style="list-style-type: none"> - Déformations multiples possibles surtout pour les prothèse de grande étendue - Défauts de surface - Manque de précision - Risque de friction pour les travaux de nombreux éléments 	<ul style="list-style-type: none"> - Meilleures propriétés mécaniques - Passivité - Homogénéité - Limité à la prothèse fixée : reproduction de forme complexe encore difficile 	<ul style="list-style-type: none"> - Meilleur dureté qu'avec la technique de coulée - Meilleur ajustage occlusal - Finitions moins douces - Nécessité de faire un traitement thermique si plus de 4 éléments - Durée de vie moindre à cause des possibles fissures créés par les contraintes internes
Liaison céramo-métallique	Inférieure	Favorable	Comparable à celle d'une pièce usinée
Temps de fabrication	Prothésiste dépendant	48-72h selon si le laboratoire possède la machine ou doit envoyer à un centre d'usinage	48-72h
Matériaux de mise en forme	Alliages précieux, NiCr, CrCo, titane	CrCp, titane, alumine, zircone	CrCo, titane, polyamide
Implantologie		<ul style="list-style-type: none"> - Passivité des pièces nécessaire à l'ostéointégration de l'implant - Production de barre implantaire et de pilier 	- Pas encore suffisant pour remplir les critères imposés
Stockage	Conservation des modèles en plâtre	Informatique	Informatique
Environnement	Peu de déchets	<ul style="list-style-type: none"> - Copeaux non recyclables - Usure des outils 	Poudre non frittée recyclable
Coût	Plus faible	<ul style="list-style-type: none"> - Le plus élevé - Dépend de la machine 	<ul style="list-style-type: none"> - Elevé - Dépend de la machine

III. APPLICATION CLINIQUE

Nous nous proposons d'illustrer ce travail autour d'un cas clinique que nous avons réalisé lors de notre stage clinique au sein de l'hôpital St Roch.

L'étude et la planification du projet thérapeutique ainsi que sa réalisation clinique nous ont permis de bénéficier de l'encadrement de nombreux enseignants et de l'aide du laboratoire Dental Concept.

1. Anamnèse

1.1. Motif de consultation

Monsieur B. se présente pour une consultation dentaire au CHU de Nice pour une prise en charge globale. En plus de ses doléances esthétiques, il se plaint de ses difficultés à mastiquer et des douleurs provoquées par sa prothèse amovible partielle mandibulaire.

Il souhaite donc une réhabilitation globale (esthétique et fonctionnelle).

1.2. Anamnèse générale et locale

Le patient est âgé de 71ans, il est retraité et en bonne santé, ne présentant aucun antécédent médical/chirurgical et ne suivant aucun traitement médicamenteux.

Ses soins dentaires datent d'une dizaine d'années, il ne mastique qu'avec le secteur antérieur à cause de l'absence de calage postérieur.

1.3. Examen clinique

1.3.1. Exobuccal

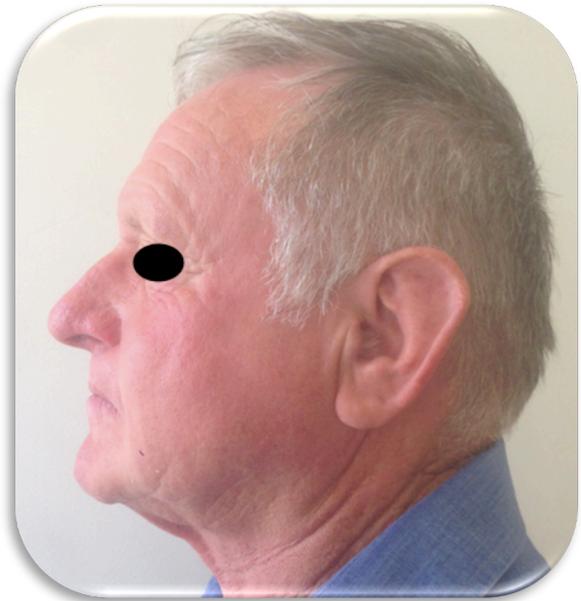
- Inspection et palpation: aucune anomalie
- Symétrie faciale correcte
- Ouverture/fermeture buccale normales
- Chaînes ganglionnaires: absence de signe clinique
- Articulation temporo-mandibulaire : aucun signe anormal
- Zone des sinus maxillaires non douloureuse
- Profil droit

- Diminution de la DV: on constate un affaissement des commissures et des plis nasogéniens marqués

Figures 15 : Vue de face



Figure 16 : Vue de profil



1.3.2. Endobuccal

- Hygiène bucco-dentaire: présence de tartre et plaque
- Tissus gingivaux superficiel: parodonte épais et rose pâle
- Au niveau dentaire à proprement parlé :
 - Monsieur B. est initialement en classe 3 modification 1 au maxillaire et en classe 2 modification 1 à la mandibule puis en classe 1 après les extractions.
 - Concernant les soins : on constate un amalgame sur la 13, des amalgames avec tenons sur les 22 et 23 puis un amalgame sur la 37.
 - Des couronnes métalliques sont présentes sur les dents suivantes : 15, 16, 24, 25, 27, 44, 45
 - La 15 est mobile.
 - On constate des facettes d'usure sur le bloc incisivo-canin mandibulaire.
 - Il possède une PAPIM mandibulaire 8 dents, non tolérée (non portée) : une perte de calage postérieur et l'égression des dents maxillaires postérieures sont remarquables.
 - Les dents maxillaires antérieures sont également abrasées.

- On réalise un test au froid qui est exacerbé sur les 33 et 43.
- Le sondage parodontal ne présente aucune particularité.
- Au niveau de l'occlusion, on constate que Monsieur B. serre les dents la nuit (bruxisme nocturne).

Figure 17 : Vue de face de l'occlusion initiale



Figure 18 : Arcade maxillaire initiale



Figure 19 : Arcade mandibulaire initiale



1.4. Examens radiographiques

Figure 20 : Panoramique dentaire



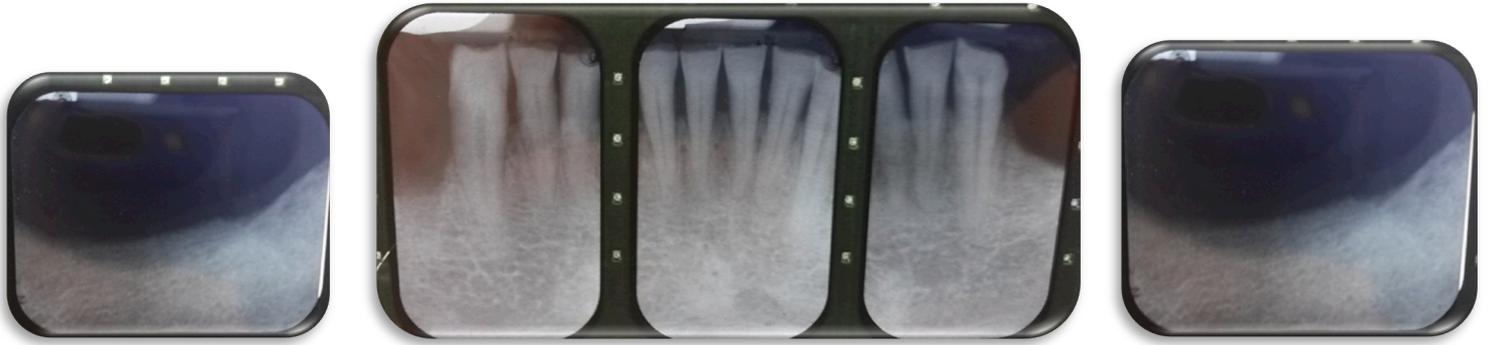
	16	15		13	12	11		21	22	23	24	25		27
		(45)	(44)	43	42	41		31	32	33				(37)

Bilan rétro-alvéolaire : les extractions avaient déjà été réalisées par un autre étudiant quand nous avons reçu le patient en consultation.

Figures 21 : Radiographies rétro-alvéolaires au maxillaire



Figures 22 : Radiographies rétro-alvéolaires à la mandibule



On constate : une lésion péri-apicale sur la 16, des traitements endodontiques sur les 13, 15, 21, 22, 23, 24, 25 et 27.

1.5. Objectifs thérapeutiques

Assainir l'état buccodentaire :

- Avulsion des dents non conservables
- Détartrage, motivation à l'hygiène

Soigner :

- Les dents dont la pulpe est nécrosée +/- pathologie périapicale
- Retraiter +/- si le traitement existant est inadéquat ou s'il y a une nécessité de restauration coronaire

Restaurer / Remplacer les dents absentes :

- La perte de substance
- La fonction: il faut rétablir une dimension verticale correcte et une occlusion fonctionnelle (mastication++)
- L'esthétique

Maintenir :

- Le pronostic

- Maintenance parodontale
- Surveillance et diminution du risque carieux individuel
- Evolution favorable vers la guérison des lésions apicales et endo-parodontales
- Suivi à court, moyen et long terme

2. Propositions thérapeutiques

Nous avons informé le patient des 4 différentes possibilités thérapeutiques (avantages, inconvénients et coût) :

1- Prothèse fixe implanto-portée: 2 bridges implanto-portés mandibulaire au niveau des secteurs molaires + implants unitaires au maxillaire 14 15 17 21 26 + recouvrement par des couronnes de la 33 à la 43 et des dents conservables au maxillaire (11, 12, 13, 16, 22, 23, 24, 25, et 27).

2- Prothèse fixe dento-portée: bridge complet maxillaire 16 à 27 + bridge mandibulaire 33 à 43 + bridges implanto-portés mandibulaires. (13)

3- Prothèse fixe dento-portée / PAPIM : bridge complet maxillaire 16 à 27 + PAPIM mandibulaire 8 dents (34, 35, 36, 37, 44, 45, 46) + bridge mandibulaire de 33 à 43 ou composites de 33 à 43

4- PAPIM / PPA résine: maxillaire 5 dents 14 15 17 21 26 + mandibulaire 8 dents 34 35 36 37 44 45 46 + composite de 33 à 43

Le patient a choisi la 3^{ème} solution: bridge maxillaire céramo-métallique de la 16 à la 27 ainsi qu'une prothèse amovible transitoire à infrastructure métallique à la mandibule. Pour des raisons financières, nous proposons au patient des composites pour le secteur antérieur mandibulaire.

Associé à cette solution thérapeutique se pose le choix des matériaux et de leur mise en forme :

- Les alliages précieux possèdent un coût élevé pour la réalisation d'une chape de grande étendue et une résistance mécanique plus faible (19),
- Les alliages à base de nickel ont été mis de côté en raison des risques allergiques (27),
- Le titane à cause des difficultés de sa mise en forme et de la nécessité d'utiliser des céramiques de basse fusion. (13)
- Suite à l'analyse de la littérature vu précédemment, l'utilisation du chrome-cobalt est indiquée dans le cas de bridge monolithique de grande étendue, en raison de leurs très bonnes propriétés mécaniques avec un excellent rapport qualité/prix et de leur compatibilité avec les technologies de mise en forme évoquées (7,18).

Concernant à la technique de mise en forme, nous avons d'abord hésité entre la fusion laser et l'usinage mais après la synthèse de nos recherches, l'usinage se démarque des autres procédés par la qualité et la stabilité des pièces réalisées. En effet l'adaptation et l'état de surface de celles-ci sont remarquables. (6) De plus on obtient la passivité nécessaire à l'insertion d'un bridge de grande étendue. (67)

3. Etapes cliniques et laboratoires

- 1- Détartrage + Motivation à l'hygiène
- 2- Empreintes d'étude à l'alginate
- 3- Coulée des modèles et confection de maquettes d'occlusion

Figures 23 et 24 : Modèles d'étude maxillaire et mandibulaire



4- Enregistrement des relations intermaxillaires avec maquettes d'occlusion

5- Montage sur articulateur des modèles, passage au paralléliseur, tracé de châssis et réalisation du montage directeur

Figure 25 : Montage directeur du projet maxillaire



6- Augmentation de la dimension verticale par ajout de résine sur le stellite mandibulaire

7- Avulsion de la 15

8- Traitements endodontiques des 11 12 16 33 43

9- Re-traitements endodontiques des 13 21 22 23 25 27

10-Préparations canalaires pour les inlay-cores et provisoires de Ière génération. Les reconstitutions corono-radicaux (RCR) foulée n'étant pas indiquées (96), les RCR ont été coulées dans le même alliage Cr-Co.

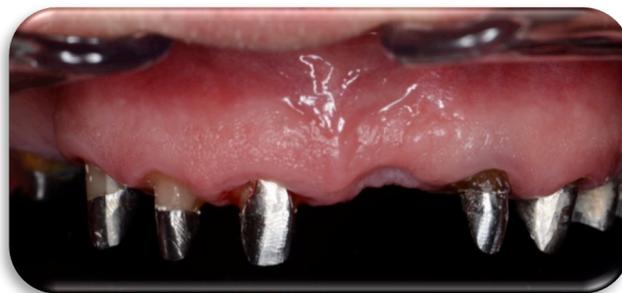
11- Avulsion 21 fracturée

12- Empreinte pour inlay-cores et enregistrements des RIMs avec des maquettes d'occlusion (articulateur)

13- Coulée de l'empreinte pour inlays-core et confection des inlays-cores par la technique traditionnelle de cire perdue

14- Scellement des inlay-cores

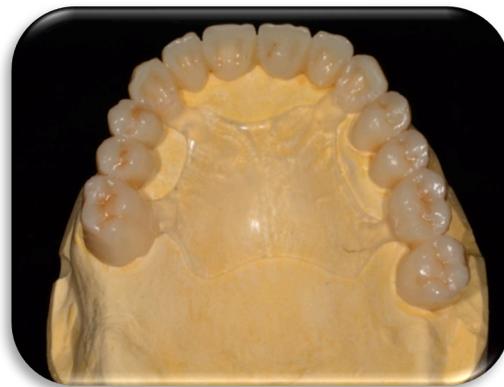
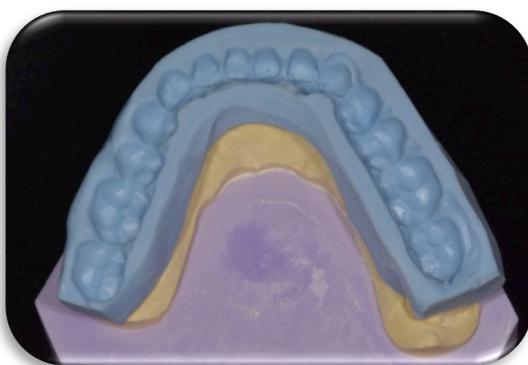
Figure 26 : Inlays-cores maxillaires scellés



15- Empreinte pour les provisoires de IIème génération et enregistrements des RIMs avec des maquettes d'occlusion

16- Réalisation des provisoires de IIème génération en composite avec une plaque palatine de repositionnement

Figures 27 et 28 : Provisoires de seconde génération



17- Mise sous provisoire de IIème génération et validation esthétique et fonctionnelle avec le patient : étape clé pour l'équilibration occlusale (97)

18- Empreinte pour le bridge complet maxillaire avec un élastomère de type silicone :
technique du double mélange (silicones de basse et haute viscosité Aquasil)

Empreinte bilatérale mandibulaire : joint périphérique avec la pâte de Kerr + permlastic

19- Coulée des modèles et confection de maquettes d'occlusion

Figures 29 et 30 : Empreinte maxillaire de travail



20- Enregistrements des RIMs afin de monter les modèles sur l'articulateur

21- Réalisation de la chape métallique du bridge par CFAO indirecte et usinage :

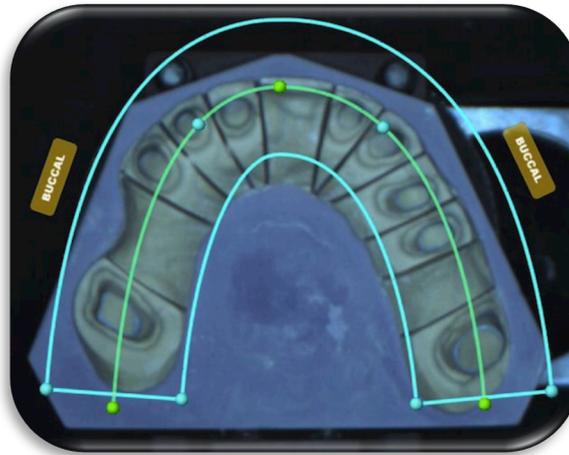
a) Empreinte optique du modèle maxillaire

Figures 30 et 31 : Modèle maxillaire prêt à être scanné



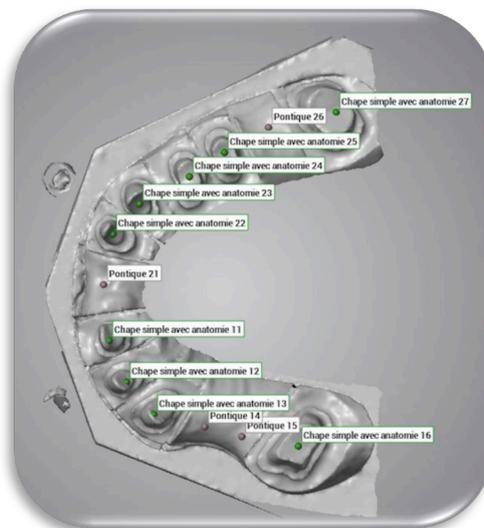
b) Numérisation du modèle maxillaire (logiciel en format STL)

Figure 32 : Arcade maxillaire numérisée



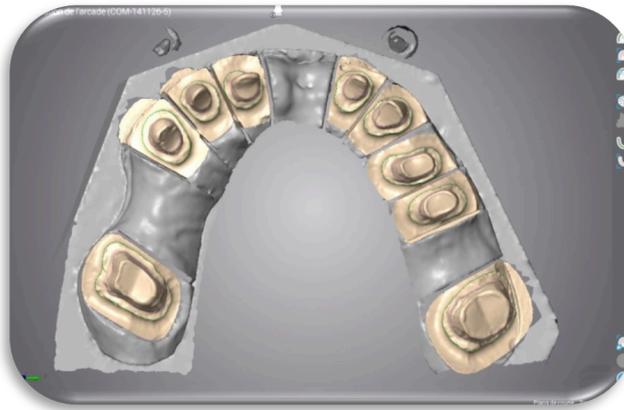
c) Définition du projet prothétique à partir de la maquette virtuelle

Figure 33 : Arcade virtuelle



d) Sélection des dents piliers : 11,12,13,16, 22,23,24,25 et 27

Figure 34 : Sélection numérique des piliers de la maquette



e) Définition des limites cervico-gingivales de chaque préparation corono-périphérique des dents piliers du futur bridge

Figure 35 : Délimitation cervicale de la préparation

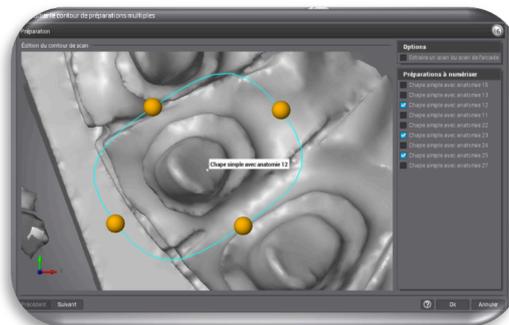
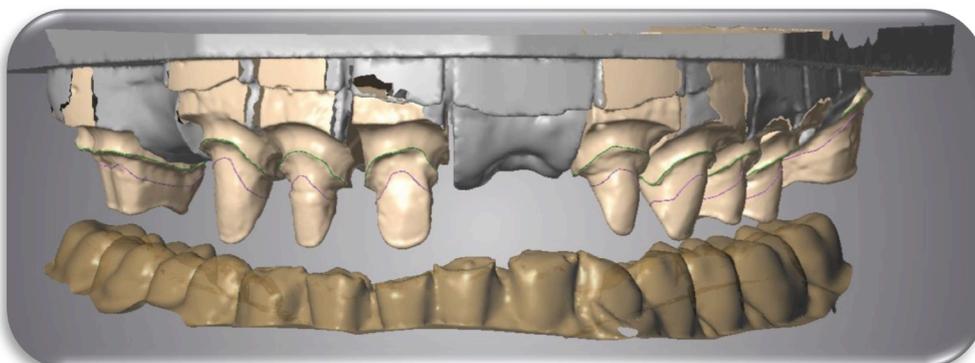


Figure 36 : Application à l'ensemble des piliers



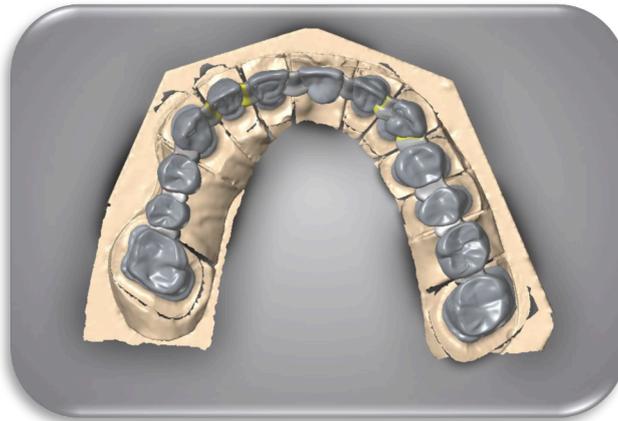
- f) Prévisualisation de la proposition de chape faite par le logiciel en fonction de nos critères appliqués

Figure 37 : Chapes unitaires numériques



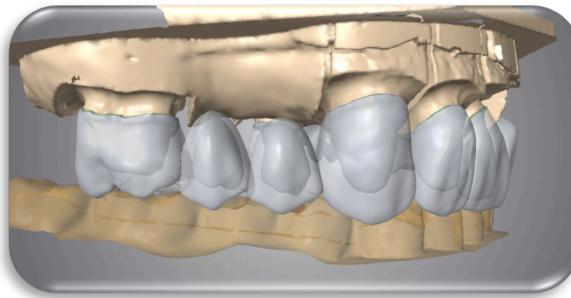
- g) Réalisation des pontiques : définition de l'épaisseur de chacun

Figure 38 : Chape monolithique numérique



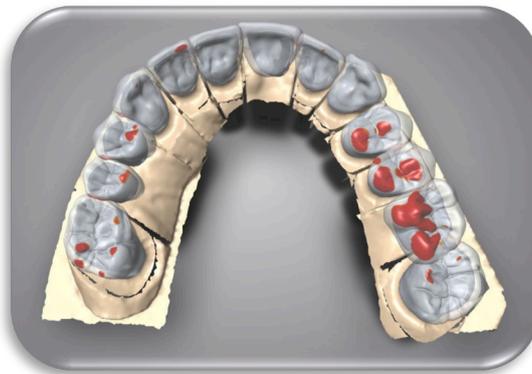
- h) Prévisualisation du projet final avec modélisation du bridge céramo-métallique en fonction du modèle antagoniste : cela permet de déterminer l'épaisseur de la chape en fonction de la hauteur prothétique disponible

Figure 39 : Prévisualisation de la céramique



- i) Equilibration de l'occlusion sur la maquette de bridge virtuelle, en considérant l'espace minimal d'épaisseur de céramique nécessaire

Figure 40 : Equilibration occlusale



- j) Prévisualisation de la chape métallique du bridge

Figure 41 : Vue externe

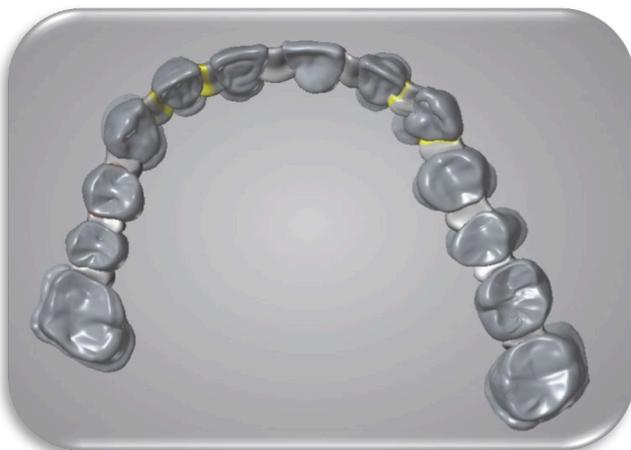
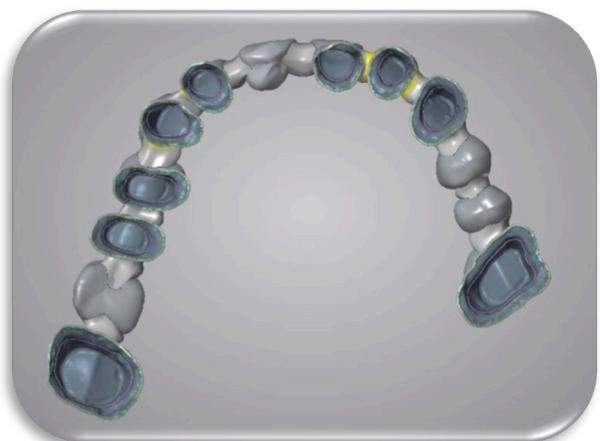


Figure 42 : Vue interne



k) Envoi du fichier au centre d'usinage

l) Réception de la chape métallique (chrome-cobalt) au laboratoire du prothésiste et vérification de l'adaptation sur le modèle

Figures 43 et 44 : Chape métallique finie



m) Vérification sur l'articulateur de l'espace laissé nécessaire pour le montage de la céramique

Figure 45 : Vue du profil droit



Figure 46 : Vue du profil gauche



n) Réalisation d'un mordu pour vérifier l'occlusion en bouche

Figure 47 : Vue de face avec le mordu en occlusion



22- Essai de la chape et choix de la teinte

Figure 48 et 49 : Essai clinique de la chape métallique



23- Montage de la céramique

Figures 50 et 51 : Dépôt de céramique avant la cuisson



24- Essayage du biscuit, du châssis et du montage des dents mandibulaires : équilibrage de l'occlusion ainsi que de l'ajustement de la prothèse au niveau cervical

Figure 52 : Biscuit maxillaire



Figure 53 : Vue palatine du biscuit



Figure 54 : Vue de face du biscuit en occlusion



25- Finitions de la céramique

Figure 55 : Cuisson de la céramique



26- Scellement provisoire du bridge et pose de la PAPIM mandibulaire : vérification de l'occlusion

Figure 56 : Vue de face du bridge fini



Figure 57 : Vue du profil droit



Figure 58 : Vue du profil gauche



27- Scellement définitif du bridge complet maxillaire avec le Fuji I.

Figures 59, 60 et 61: Bridge céramo-métallique scellé



28- Équilibration oclusale : indispensable à la pérennité du bridge de grande étendue au niveau de son assemblage et pour limiter les échecs cosmétiques. (97)

29- Contrôle / suivi

- Rétablissement de la Fonction
- Rétablissement de l'Esthétique

= Patient heureux



4. Discussion

La mise en œuvre thérapeutique de ce traitement nous a amené à nous positionner sur :

1. Le choix de l'alliage
2. Le choix de la technique de mise en orme de la chape de grande étendue
3. La validation du cosmétique / l'occlusion
4. L'assemblage

La réhabilitation globale de ce patient nous a fait prendre conscience de la difficulté de ce type de cas. Il faut imaginer un nouveau schéma thérapeutique, un nouvel aspect esthétique, dans un contexte où tous les rapports dento-dentaires pré-existants sont effacés. Il est nécessaire de respecter toutes les étapes permettant l'élaboration du projet prothétique. (98)

De ce fait, la réalisation des provisoires de 2^{nde} génération nous est apparue comme l'étape clé de la réussite thérapeutique. Initialement il était prévu de réhabilitation par fonction de groupe et de rétablir une guidance antérieure, c'est donc ce qui a été simulé sur articulateur avec le provisoire de 2^{nde} génération.

Hors, compte tenu du complexe occlusal de notre patient, ce provisoire s'est descellé plusieurs fois et nous avons dû procéder une fois à une réparation.

Les modifications occlusales ont été faites jusqu'à obtenir au final une occlusion bilatérale balancée. Le bridge provisoire ne s'est plus descellé et nous avons validé ce schéma thérapeutique.

Ces nouvelles informations ont été transmises au laboratoire (empreinte, clé en silicone, photos) qui les prises en compte pour la réalisation du bridge définitif.

La prise d'empreinte a été réalisée selon une technique classique surfacique en un temps avec des matériaux de deux viscosités différentes, puis elle fut transmise au laboratoire. Le modèle a ensuite été coulé et scanné pour un dépouillage numérique. Nous avons pu constater que cette analyse numérique présentée est un peu longue, précise et que son exactitude est « prothésiste dépendante ». En effet les limites proposées au départ par le logiciel sont souvent modifiées par le technicien de laboratoire pour un meilleur ajustage final. L'envoi des données s'est faite via modem vers un centre d'usinage. La chape monobloc est donc revenue pour l'essayage.

A ce stade nous avons constaté une légère bascule dont le point de départ nous a semblé être au niveau de la 23, chose que nous n'aurions normalement pas du avoir.

Nous avons donc été amenés à réfléchir sur l'origine de cette bascule car la technique de mise en forme devait nous affranchir de ce paramètre (2.2. Usinage p32). La chape métallique était parfaitement adaptée sur le modèle en plâtre, l'erreur ne peut venir que de la technique de prise d'empreinte ou de la coulée du modèle. En effet nous avons pu avoir une déformation ou un tirage de l'empreinte surfacique classique ou une variation dimensionnelle du plâtre.

Plutôt que de couper et souder, nous avons refait une empreinte, selon la même technique en un temps du double mélange. La réception de la nouvelle chape nous a donné entière satisfaction.

C'est alors que nous comprenons la nécessité absolue sur ce type de cas de valider cliniquement nos empreintes et les modèles qui en sortent, soit par un système de clé, soit par une chape d'essai (en résine Duralay par exemple).

Une chaîne numérique complète, par prise d'empreinte optique des préparations, directement au fauteuil, suivie d'une CFAO, nous aurait très probablement affranchi de ce problème.

La perte d'assemblage étant la première forme d'échec de nombreux traitements prothétiques (99) nous nous sommes aussi interrogés sur la technique à adopter : scellement ou collage. Le recul clinique qu'offre la deuxième génération des procédés d'assemblage tout en un ne nous a pas semblé suffisant pour les employer dans ce cas. De plus, la situation clinique ne permettant pas un assemblage par collage (impossible de poser le champ opératoire), nous avons donc choisi d'assembler par scellement avec du Fuji I.

La vérification du schéma occlusal nous a permis de valider l'occlusion bilatérale balancée. Les résultats esthétique et fonctionnel semblent très satisfaisants. Le patient est content et retrouve le sourire. Sa réinsertion sociale est maintenant possible.

Ce cas fut très intéressant et a donné suite à des échanges entre différents praticiens qui ont été sources de recherches personnelles. Il nous a permis une réflexion thérapeutique globale ainsi qu'une satisfaction d'avoir mené ce cas à son terme.

IV. CONCLUSION

Le cas clinique que nous avons vu au cours de ce travail, est un réel cas complexe par la diversité des traitements auxquels nous avons eu recours : intervention chirurgicale, soins conservateurs, parodontaux, réhabilitation prothétique fixée et amovible, réorganisation occlusale (guides, dimension verticale d'occlusion augmentée).

Nous avons respecté les étapes issues des Recommandations de bonnes pratiques en odonto-stomatologie en prothèse fixée de Monsénégo P. et Citterio H. de 2015 (98), qui sont les suivantes :

1. Réaliser des photographies permettant de témoigner de l'état initial, de préciser l'étude esthétique et de faciliter la communication avec le patient et le prothésiste.
2. Confectionner des modèles d'étude montés en articulateur.
3. Concevoir un projet prothétique tenant compte des facteurs de risque relevés chez ce patient, répondant à ses souhaits, conformes aux données acquises de la science et offrant un bon rapport coût/efficacité/sécurité.
4. Prévoir un céraplastie (wax-up) de ce projet, explicitée au patient.
5. Organiser un temps de réflexion suffisant après informations et établissement du devis, et bien s'assurer du consentement éclairé du patient.
6. Mettre en place les éléments prothétiques provisoires et/ou transitoires (ou masques), issus du wax-up et validés par le patient et le praticien tant au niveau esthétique qu'au niveau fonctionnel. Une photographie pourrait être prise à ce stade, au besoin signée par le patient.
7. Lors de la séance de scellement, s'assurer longuement de la satisfaction du patient et de la personne la plus influente de son entourage. Prendre de nouvelles photographies du cas terminé.
8. Convenir d'un suivi postprothétique, en précisant le rythme des contrôles.

Le patient fut très compliant afin de permettre la réalisation de tous les soins dans de bonnes conditions et de discuter des propositions avec les enseignants et le laboratoire.

Nous soulignons que l'utilisation des alliages non précieux prend une place majoritaire :

- Le Cr-Co pour la réalisation d'armatures de prothèses fixées et amovibles, facile à manipuler, de moindre coût et possédant de grandes propriétés mécaniques,
- Le titane dans le domaine de l'implantologie grâce à son excellente biocompatibilité.

Bien que la technique traditionnelle de cire perdue reste le procédé de mise en forme le plus pratiqué par les prothésistes, en raison de son plus faible coût et de l'amélioration des techniques de soudure, le travail numérique en chaîne prend toute sa place : soit par usinage, soit par impression 3D.

La possibilité qui nous a été donnée de prendre en charge ce cas nous a placé au carrefour des anciennes et nouvelles technologies. En effet, les techniques numériques de CFAO ont considérablement élargi notre plateau technique. Ce cas nous a montré que nous aurions du faire confiance au tout numérique depuis la prise d'empreinte jusqu'à l'usinage. L'utilisation d'un logiciel d'analyse esthétique type Digital Smile design nous aurait permis d'aller encore plus loin dans le diagnostic, la conception et la réalisation de ce cas. Cependant des études cliniques les montages factuels que représentent ces nouvelles technologies seront indispensables pour étayer notre conclusion.

V. ANNEXES

Annexe 1 : Propriétés mécaniques requises par la norme NF EN ISO 22674

Type	Limite conventionnelle pour un allongement non proportionnel de 0,2% $R_{p0,2}$ MPa minimum	Allongement à la rupture % minimum	Module de Young GPa minimum
0	-	-	-
1	80	18	-
2	180	10	-
3	270	5	-
4	360	2	-
5	500	2	150

Le très large champ des alliages couverts par cette norme est montré par des exemples d'applications auxquelles ces types sont destinés.

Type 0 : destiné aux restaurations fixes unitaires soumises à faible contrainte, par exemple les petits inlays mono-face ou les couronnes à revêtement céramique.

Type 1 : destiné aux restaurations fixes unitaires soumises à faible contraintes, par exemple des inlays mono-face avec ou sans revêtement céramique et les couronnes à revêtement céramique

Type 2 : destiné aux restaurations fixes unitaires, par exemple les couronnes ou les inlays sans restriction quant au nombre de faces.

Type 3 : destiné aux restaurations fixes multiples, par exemple les bridges.

Type 4 : destiné aux appareils de section mince soumis à des forces très importantes, par exemple les prothèses partielles amovibles, les crochets, les couronnes minces à revêtements céramiques, les bridges de longue portée ou les bridges de petite section, les barres, les attachements, les superstructures soutenues par des implants.

Type 5 : destiné aux appareils composés de pièces exigeant à la fois une grande rigidité et une grande résistance, par exemple les fines prothèses partielles amovibles, les pièces à section mince, les crochets.

VI. BIBLIOGRAPHIE

1. Rocher P., Guyonnet J-J., Gregoire G. : Travail des alliages dentaires. EMC-Odontologie, Article 23-360-A-10, 2004.
2. Kaiser F. : Matériaux dentaires utilisés pour la coulée au laboratoire. http://www.dentalstrategy.com/site/livros/materiais_fr, PDF 2015.
3. Viennot S., Malquarti G., Allard Y., Pirel C. : Différents types de bridges. EMC – Odontologie, Article 23-270-A-20, 2005.
4. De March P. : Etude métallographique et électrochimique des alliages et brasures utilisés en prothèse fixée dentaire céramo-métallique. Thèse de l'Université Henri Poincaré de Nancy, 2011.
5. Bertrand C et al. : The laser welding technique applied to the non precious dental alloys. British Dental Journal volume 190, 2001.
6. Nesse H., Akervik Ulstein DM., Vaage M., Oilo M. : Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2015.
7. Beaufils S., Daltin A-L., Millet P. : Alliages non précieux (hors titane et ses alliages). EMC-Odontologie, Article 23-065-Q-10, 2016.
8. Wataha JC., Messer RL. : Casting alloys. Dental Clinics of North America volume 48, 2004.
9. Naylor WP. : Introduction to metal-ceramic technology. Quintessence Publishing 2009.
10. Grégoire G., Bayle MA., Guyonnet JJ. : Alliages précieux en odontologie. EMC-Odontologie, Article 23-065-P-10, 2014.
11. Unger F., Hoornaert A. : Alliages précieux en odontologie. EMC-Odontologie, Article 23-065-P-10, 1995.
12. Moulin P., Soffer E., Doukhan J-Y. : Alliages précieux en odontologie. EMC-Odontologie, Article 23-065-P-10, 2002.
13. Pierre A., Derrien G. : Couronnes céramométalliques. EMC-Odontologie, Article 23-230-C-10, 2002.
14. Goldberg M., Kleinfinger S., Guyonnet J-J. : Les alliages dentaires. Dossier ADF, Paris, 2004.
15. Helfer M. : Étude des matériaux de reconstruction prothétique odontologique en salive artificielle. Thèse, Université de Nancy, 2012.

16. Viennot S., Malquarti G., Allard Y., Pirel C. : Différents types de bridges. EMC – Odontologie, Article 23-270-A-20, 2005.
17. Gregoire G., Millet P., Grosogeat B., Rocher P. : Alliages dentaires. Société francophone des biomatériaux dentaires, 2010-2011.
18. Monchanin S., Viennot S., Allard Y., Malquarti G. : Réalisation au laboratoire de prothèses fixées céramométalliques. EMC-Odontologie, Article 23-380-C-10, 2008.
19. Allard Y., Malquarti G., Martin JP., Bois D. Prothèse fixe (prothèse conjointe) : Différents types de bridges. EMC-Odontologie, Article 23-270-A-20, 1993.
20. Meyer JM., Degrange M. : Alliages nickel-chrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. EMC-Odontologie, Article 23-065-T-10, 1992.
21. Manaranche C., Hornberger H. : A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion. Dental Materials volume 23, p1428-1437, 2007.
22. Grill V., Sandrucci M.A., Di Lenarda R., Dorigo E., Narducci P., Martelli A.M., et al. : Cell proliferation rates and fibronectin arrangement as parameters for biocompatibility evaluation of dental metal alloys in vitro. Journal of Oral Science volume 42, p1-7, 2000.
23. Sjogren G., Sletten G., Dahl J.E. : Cytotoxicity of dental alloys, metals and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT tests. Journal of Prosthetic Dentistry volume 84, 2000.
24. Cheylan JM., Archien C. : Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. Réalités cliniques volume 16 n°2, p169-186, 2005.
25. John C., Wtaha, DMD, PhD : Alloys for prosthodontic restorations. Journal of Prosthetic Dentistry volume 87, p351-63, 2002.
26. Calculation of phase diagrams using the CALPHAD method.
27. Chardin H. : Hypersensibilités en pratique odontostomatologique. Cas particuliers de l'allergie au latex et de l'allergie aux métaux. EMC-Odontologie, Article 23-841-C-15, 1997.
28. Denkhaus E., Salnikow K. : Nickel essentiality, toxicity and carcinogenicity. Critical Reviews in Oncology/Hematology volume 42, p35-56, 2002.
29. Eguchi T., Kumagai K., Kobayashi H., Shigematsu H., Kitaura K., Suzuki S., Horikawa T., Hamada Y., Ogasawara K., Suzuki R. : Accumulation of invariant NKT cells into inflamed skin in a novel murine model of nickel allergy. Cellular Immunology volume 284, p163-71, 2013.
30. Takaichi A., Nakamoto T., Joko N., Nomura N., Tsutsumi, Migita S., Doi H., Chiba A., Wakabayashi N., Igarashi Y., Hanawa T. : Microstructures and mechanical properties of

Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* volume 21, p67-76, 2013.

31. Giacchi JV., Morando CN., Fornaro O., Palacio HA. : Microstructural characterization of as-cast biocompatible Co-Cr-Mo alloys. *Materials Characterization* volume 62, p53-61, 2001.

32. Ymanaka K., Mori M., Chiba A. : Assessment of precipitation behavior in dental castings of a Co-Cr-Mo alloy. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, volume 50, p268-276, 2015.

33. Yamanaka K., Mori M., Chiba A. : Effects of carbon concentration on microstructure and mechanical properties of as-cast nickel-free Co-28Cr-9W based dental alloys. *Materials Science and Engineering*, volume 40, p127-134, 2014.

34. Lia Y., Pourzal R., Stemmer P., Wimmer MA., Jacobs JJ., Fischer A. : New insights into hard phases of CoCrMo metal-on-metal hip replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* volume 12, p39-49, 2012.

35. Sanz C., Garcia Navas V. : Structural integrity of direct metal laser sintered parts subjected to thermal and finishing treatments. *Journal of Materials Processing technology*, volume 213, Issue 12, p2126-2136, 2015.

36. Malayoglu U., Neville A. : Mo and W as alloying elements in Co-based alloy, their effects on erosion–corrosion resistance. *Porter* volume 259, p219-229, 2005.

37. Shin J, Doh, J. Kim J. : Effect of molybdenum on the microstructure and wear resistance of cobalt-base Stellite hardfacing alloys. *Surface and Coatings Technology* volume 166, p117-126, 2003.

38. Grégoire G., Populer P., Magne S., Guyonnet JJ. : Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie. *EMC-Odontologie*, Article 23-063-G-15, 2008.

39. Millet P. Diagrammes de Phase. Cours 2009-2010.

40. Lucchetti MC., Fratto G., Valeriani F., De Vittori E., Giampaoli S., Papetti P., Romano Spica V., Manzon L. : Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *Journal of Prosthetic Dentistry*, p602-8, 2015.

41. Bezzon OL., Ribeiro RF., Rolto JM., Crosara S. : Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry* volume 85, p299-304, 2001.

42. Mousa A. : L'état de surface du titane et de ses alliages en implantologie, comparaison des implants dentaires de marques différentes. Thèse n°3981, Université de Lorraine, 2012.

43. Dubruille JH., Dubruille MT., Pigot JL., Vanhakendover S, Goudot P, Muster D. : Réhabilitation orale et implantologie. EMC-Odontologie, Article 23-330-A-10, 2000.
44. Trinite V. : Etude théorique des phases du titane. Thèse de l'Ecole Polytechnique X, 2006.
45. Branemark PL., Hansson BO., Adell R., et al. : Osseo integrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 years period. Scandinavian Journal Plastic and Reconstructive Surgery volume 11, 1977.
46. Grosogeat B., Balayre F., Malquarti G., Vincent B. : Revêtements compensateurs. EMC-Odontologie, Article 23-066-A-10, 1996.
47. Guyonnet JJ., Grégoire G., Champion S., Champion J., Joniot B. : Notions fondamentales sur le travail des métaux. EMC-Odontologie, Article 23-646-A-10, 1992.
48. Shillingburg HT. : Bases fondamentales en prothèse fixée. Edition CdP, 1998.
49. Philibert J et al. : Métallurgie : du minerai au matériau. 2^{ème} édition Dunod, Paris, 2002.
50. Bertrand C. : La soudure laser en odontologie, une technique d'avenir pour le laboratoire en prothèse. Arts et techniques dentaires, volume 6, 1995.
51. Bertrand C et al. : Apport des soudures au laser en prothèse. Cahier de Prothèses volume 141, p55-63, 2008.
52. Xiang N., Xin X-Z., Wei B. : Metal- ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated y selective laser melting. Journal of Dentistry volume 40, Issue 6, p453-457, 2012.
53. Bezzon OL., Pedrazzi H., Zaniquelli O., Da Silva TB. : Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium. Journal of Prosthetic Dentistry volume 92, p274-7, 2004.
54. Miyazaki T., Hotta Y., Kunii., Kuriyama S., Tamaki Y. : A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, Dental Materials Journal volume 28, p44-56, 2009.
55. Miyazaki T., Hotta Y. : CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Australian Dental Journal volume 56, p97-106, 2011.
56. Mantri S., Bhasin A. : CAD/CAM in dental restorations : an overview. Annals and Essences of Dentistry volume 2, p123-128, 2010.
57. Joullie K., Julia M., Nublat C., Negrel D., Bertrand F. : Prothèse partielle amovible métallique: fabrication du châssis par FAO. Stratégie Prothétique volume 11, p97-106, 2011.

58. Fuster-Torres A., Albalat-Estela S., Alcaniz-Raya M., Penarrocha-Diago M. : CAD/CAM dental systems in implant dentistry : Update. *Medicina Oral, Patologica Oral y Cirugia Bucal* volume 14, 2009.
59. Almasri R., Drago CJ., Siegel S., Hardigan P. : Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks : A university laboratory study. *Journal of Prosthodontics*, 2011.
60. Jaafar A. : Fit of CAD/CAM implant frameworks : a comprehensive review. *Journal of Oral Implantology*, 2014.
61. Dr Brincat T et G. : Intérêt d'un système de passivation des armatures par soudure laser en implantologie orale. *Le fil dentaire* n°62, 2011.
62. Sahin S., Cehreli MC. : The significance of passive framework fit in implant prosthodontics : current status. *Implant Dentistry*, volume 10, p85-92, 2001.
63. Carr AB., Stewart RB. : Full-arch implant framework casting accuracy : preliminary in vitro observation for in vivo testing. *Journal of Prosthodontic Research* volume 2, p2-8, 1993.
64. Peché WA., Van Vuuren LJ., Park C. : Full-arch milled titanium implant bridge : technical report. *New Zealand Dental Journal* volume 107, p101-103, 2011.
65. 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. *Clinical Oral Implants Research* volume 19, 2008.
66. Kim KB., Kim JH., Kim WC., Kim JH. : Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014.
67. Monteiro de Araujo G., Bernardo de Franca D., Neto JPS., Barbosa GAS. : Passivity of Conventional and CAD/CAM Fabricated Implant Frameworks. *Brazilian Dental Journal* Volume 26, n°3, 2015.
68. Sun J., Zhang FQ. : The application of rapid prototyping in prosthodontics : Rapid prototyping in prosthodontics. *Journal of Prosthodontics* volume 21, 2012.
69. Persson A., Andersson M., Oden A., Sandborgh-Englund G. : A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry* volume 95, p194–200 , 2006.
70. Bilgin MS., Erdem A., Dilber E., Ersoy L. : Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal postsystems. *Journal of Prosthodontic Research*, 2015.

71. Al Jabbari YS., Koutsoukis T., Barmpagadaki X., Zinelis S. :Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials* volume 30, Issue 4, p79-88, 2014.
72. Nizard M. : L'impression 3D en odontologie : exemples d'applications cliniques en prothèse fixée. Thèse n°42.57.16.08, Université de Nice, 2016.
73. Deckard C., Beaman JJ. : Process and control issues in selective laser sintering. American Society of Mechanical Engineers, Production Engineering Division, 1988.
74. Daule VMR. : Rapid prototyping and its application in dentistry. *Journal of Dental & Allied Sciences* volume 2, p 57-61, 2013.
75. Yadroitsev I., Bertrand P., Smurov I. : Parametric analysis of the selective laser melting process. *Applied Surface Science* volume 253, 2007.
76. Lu Y., Wu S., Gan Y., Li J., Zhao C., Zhuo D., Lin J. : Investigation on the microstructure, mechanical property and corrosion behavior of the selective laser melted CoCrW alloy for dental application. *Materials Science and Engineering*, volume 49, p517-525, 2015.
77. Meacock G., Villar R. : Structure and properties of a biomedical Co-Cr-Mo alloy produced by laser powder microdeposition. *Journal of Laser Applications* 21, p88, 2009.
78. Hedberg YS., Qian B., Shen Z., Virtanen S., Wallinder IO. : In vitro biocompatibility of CoCrMo dental alloys fabricated by selective laser melting. *Dental Materials*, 2014.
79. Ozan O., Seker E., Kurtulmus-Yilmaz S., Ersoy AE. : Clinical Application of Stereolithographic Surgical Guide With a Handpiece Guidance Apparatus: A Case Report. *Journal of Oral Implantology* volume 38, 2012.
80. Hunt JA., Callaghan JT., Sutcliffe CJ., Morgan RH., Halford B., Black RA. : The design and production of Co–Cr alloy implants with controlled surface topography by CAD–CAM method and their effects on osseointegration. *Biomaterials* volume 26, p5890–5897, 2005.
81. Huang Z., Zhang L., Zhu J., Zhang X. : Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *Journal of Prosthetic Dentistry* volume 113, p 623-7, 2015.
82. Sundar MK., Chikmagalur SB., Pasha F. : Marginal fit and microleakage of cast metal laser sintered copings-an in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*. Volume 58, Issue 4, p252-258, 2014.
83. Li GQ., Shen GY., Gao JH., Wu XY., Chen L., Dai WA. : Comparative adaptation of crowns of selective laser melting and wax-lost-casting method. 2012.

84. Tamac E., Toksavul S., Toman M. : Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* volume 112, 2014.
85. Lin W-S., Starr TL., Harris BT., Zandinejad A., Morton D. : Additive Manufacturing Technology (Direct Metal Laser Sintering) as a Novel Approach to Fabricate Functionally Graded Titanium Implants: Preliminary Investigation of Fabrication Parameters. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* volume 28, 2013.
86. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry* volume 112, 2014.
87. Le Razer B. : L'outillage rapide : la technique de frittage laser de poudre. *Visions, Pôle Européen Plasturgie*, 2002.
88. Atzeni E., Iuliano L., Minetola P., Salmi A. : Proposal of an innovative benchmark for accuracy evaluation of dental crown manufacturing. *Computers in Biology Medicine Journal* volume 42, p548–555, 2012.
89. Ortorp A., Jonsson D., Mouhsen A., Vult Von Steyern P. : The fit of cobalt-chromonium three-unit fixed dental protheses fabricated with four different techniques : a comparative in vitro study. *Dental Materials* volume 27, p356-363, 2011.
90. Barucca G., Santecchia E., Majni G., Girardin E., Bassoli E., Denti L., Gatto A., Iuliano L., Moskalewicz T., Mengucci P. : Structural characterization of biomedical Co-Cr-Mo components produced by direct metal laser sintering. *Materials Science Engineering* volume 48, 2015.
91. Zeng L., Xiang N., Wei B. : A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, volume112, Issue 5, p1217-1224, 2014.
92. Koutsoukis T., Zinelis S., Eliades G., Al-Wazzan K., Rifaiy MA., Al Jabbari YS. : Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *Journal of Prosthodontic* volume 24, 2015.
93. Xiao-Wei R., Zeng L., Zi-Ming W., Xian-Zhen X., Bin W. : Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015.

94. Sanz C., Garcia Navas V., Gonzalo O., Vansteenkiste G. : Study of surface integrity of rapid manufacturing parts after different thermal and finishing treatments. *Procedia Engineering* volume 19, p294-299, 2011.
95. Acevedo-Davila JL., Lopez HF., Cepeda-Rodriguez F., Rodriguez-Reyes M., Garcia-Vasquez F., Hernandez-Garcia HM. : Microstructural effects on the wear behavior of a biomedical as-cast Co-27Cr-5Mo-0.25C alloy exposed to pulsed laser melting. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2014.
96. O. Laviolle., M. Bartala. : Restaurations coronaires préprothétiques à ancrage radiculaire : clinique et laboratoire. *EMC-Odontologie*, Article 23-250-A-10, p1-17, 2008.
97. Belser C. : Changement de paradigmes en prothèse conjointe. *Réalités cliniques* volume 21, p79-85, 2010.
98. Monsénégo P., Citterio H. : Recommandations de bonnes pratiques en odontostomatologie : Prothèse Fixée. Editions espace ID, p151-178, 2015.
99. Valderhaug J. : A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontologica Scandinavica* volume 49, p35-40, 1991.
100. Bennasar B, Fages M, Margerit J, Iovino N, Merci M, Cura D. : La confection des armatures métalliques par CFAO en prothèse fixée. *Stratégie Prothétique* volume 11, p137-148, 2011.



Approbation – Improbation

Les opinions émises par les dissertations présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ou improbation de la Faculté de Chirurgie dentaire (1).

Lu et approuvé,

Vu,
Nice, le

Le Président du jury,

Le Doyen de la Faculté de
Chirurgie Dentaire de l'UNS

Professeur

Professeur Armelle MANIERE

(1) Les exemplaires destinés à la bibliothèque doivent être obligatoirement signés par le Doyen et par le Président du Jury.

Serment d'Hippocrate

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

Je promets et je jure, au nom de l'Être Suprême, d'être fidèle aux lois de l'Honneur et de la probité dans l'exercice de La Médecine Dentaire.

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

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui se 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.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès sa conception.

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

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

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

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

Léa FORET

**LES DIFFERENTS PROCÉDÉS DE MISE EN FORME D'UNE
ARMATURE DE BRIDGE CÉRAMO-MÉTALLIQUE DE
GRANDE ÉTENDUE : À PROPOS D'UN CAS CLINIQUE**

Thèse : Chirurgie Dentaire, Nice, 2017, n° 42-57-17-12

Directeur de thèse : Docteur Eric LEFORESTIER

Mots-clés : Alliages dentaires, Chape métallique, Usinage, Impression 3D, Fusion laser

Résumé:

La mise en forme des matériaux pour la réalisation des dispositifs médicaux buccaux destinés à la réhabilitation prothétique de nos patients est un point fort de la réussite de nos traitements et de leur pérennité. La passivité d'une armature est un élément de réussite essentiel des traitements. Compte tenu des techniques mises en œuvre et du comportement des matériaux utilisés qui nécessitent un très haut niveau de précision tout au long de la chaîne clinique et prothétique la concrétisation de cette mise en forme des éléments prothétiques est d'autant plus difficile que leur étendue est importante.

Aujourd'hui nous sommes au carrefour des techniques traditionnelles (cire perdue) et moderne grâce à l'apport numérique qui met à la disposition de notre plateau technique des technologies de mise en forme comme l'usinage et l'impression 3D.

Ce travail propose au travers d'un cas clinique de réhabilitation de grande étendue par prothèse fixe de faire le point sur ces différentes technologies et d'en étudier leurs avantages et leurs inconvénients.

Il semble que les techniques d'usinage et d'impression 3D qui sont en plein essor permettent une diminution du temps de travail du prothésiste une d'amélioration des propriétés et de la précision des pièces obtenues en évitant les biais liés aux déformations multiples de la technique traditionnelle de cire perdue.