



UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE 2

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2018

N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 18 DECEMBRE 2018

Par Etienne NIVOLIERS

Né le 04 NOVEMBRE 1991 à MONT-SAINT-AIGNAN (76)

FONCTIONNEMENT ET PLACE DE LA MICRO-FUSION LASER DANS LA DENTISTERIE MODERNE

JURY

Président : Madame le Professeur Elisabeth DELCOURT Assesseurs : Monsieur le Docteur François DESCAMP Monsieur le Docteur Grégoire MAYER

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE





Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens	:	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M. DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

G. PENEL	Responsable du Département de Biologie Orale
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie Doyen de la faculté
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
P. BEHIN	Prothèses

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d'Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention , Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction , Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury...

Madame le Professeur Elisabeth DELCOURT-DEBRUYNE

Professeur Emerite des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-section Parodontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire Docteur en 3^e cycle en Sciences Odontologiques Maîtrise libre de Biologie Humaine Docteur d'Etat en Odontologie Habilitée à Diriger des Recherches Membre titulaire de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Officier dans l'Ordre des Palmes Académiques.

Je vous remercie d'avoir accepté de présider ma thèse malgré les difficultés rencontrées. Soyez assuré de ma sincère reconnaissance et veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect pour la généreuse transmission de votre savoir et la qualité de votre enseignement.

Monsieur le Docteur François DESCAMP

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-section Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales Maîtrise universitaire de Pédagogie des Sciences de la Santé D.E.S.S Education et Santé D.E.A Sciences de l'Education D.U de CFAO Clinique Lauréat de l'Académie Nationale Chirurgie Dentaire

Médaille de bronze de la Défense Nationale (Agrafe « service de santé ») Médaille d'Outre-Mer (Agrafe « Tchad ») Titre de reconnaissance de la Nation Croix du Combattant

> Merci d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury. Pour toute l'aide que vous m'avez apporté durant mon cursus universitaire et pour votre enthousiasme, veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect et de ma reconnaissance.

Monsieur le Docteur Grégoire MAYER

Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier des CSERD

Section réhabilitation Orale Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2 Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales Certificat d'Etudes Spécialisées de Prothèse Amovible Totale Diplôme d'Etudes Approfondies Génie Biologique et Médical – option Biomatériaux

Médaille de bronze de la Défense Nationale (Agrafe « Service de Santé »)

Je vous adresse mes plus sincères remerciements pour avoir accepté de siéger au sein de ce jury. Pour la qualité de l'enseignement que vous m'avez dispensé tout au long de mon cursus universitaire, je vous exprime ma gratitude et mon profond respect.

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris 13, Sorbonne Paris Cité. Spécialité : Mécanique des Matériaux.

Master 2 recherche Biologie et Santé, Mention Biologie cellulaire et biologie quantitative, Université Lille 2.

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales, Université Lille 2.

CES d'Odontologie Prothétique option Prothèse fixée, Université Paris Descartes

Prix 2006. Annual Scholarship Award for outstanding academic achievements in dentistry. Pierre Fauchard Academy Foundation, New-York, USA.

Merci pour votre gentillesse et pour avoir spontanément accepté de diriger cette thèse. Vous avez toujours été présent pour m'aider à avancer et me soutenir tout au long de la rédaction. Pour votre disponibilité, votre écoute et votre bienveillance à mon égard, je vous adresse ma reconnaissance et mes plus sincères remerciements.

Table des matières

In	roduction	14
1	L'apparition et le développement de la micro-fusion laser	15
	1.1 La CFAO	15
	1.1.1 L'acquisition numérique	16
	1.1.2 La Conception Assistée par Ordinateur (CAO)	16
	1.1.3 La Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO)	17
	1.1.4 La Machine-Outil a Commande Numerique (MOCN)	18
	1.2 La tabrication additive	18
	1.2.1 La labrication additive sur ill de poudre	19
	1.2.2 La micro-lusion laser en dentistorio	20 22
~		
2	Le fonctionnement de la micro-fusion laser	25
	2.1 Les poudres	
	2.1.1 DISIDIQUE	20 25
	2.1.2 Les rectiniques de labrication	
	2.1.5 La masse volumque apparente	
	2 1 4 1 Intervalle de fusion	27
	2.1.4.2 Conductivité thermique	28
	2.1.5 Les poudres à usage dentaire	28
	2.1.5.1 L'utilisation du cobalt-chrome	30
	2.1.5.2 L'utilisation du titane	31
	2.2 La machine-outil	32
	2.2.1 La chambre ou enceinte de fabrication	33
	2.2.2 La source d'énergie	34
	2.2.3 Le plateau	34
	2.2.4 Le système de distribution et de répartition de la poudre	35
	2.3 La fabrication	35
	2.4 Les elements parametrables par l'operateur	37
	2.4.1 La densite energetique	31
		აი აი
	2.4.2.1 Fulssalle	
	2.4.2.2 Concentration modulable	
	2 4 3 Le balavage	
	2.4.3.1 La stratégie de balavage	39
	2.4.3.2 La vitesse de balavage	40
	2.4.3.3 Le pas de balayage	40
	2.4.4 L'épaisseur de couche	42
	2.4.5 La température de la chambre de fabrication	42
	2.4.6 L'orientation tridimensionnelle de la pièce	42
3	L'analyse de composants fabriqués par micro-fusion laser	43
	3.1 Macrostructure	43
	3.1.1 Composant en Co-Cr-Mo	44
	3.1.2 Composant en Ti-6AI-4V	44
	3.2 Microstructure	45
	3.2.1 Composant en Co-Cr-Mo	46
	3.2.2 Composant en 11-6AI-4V	46
	3.3 Structure cristalline	4/
	3.3.2 Composant on Ti 6ALAV	41 71
		47
4	Les defauts rencontres en micro-tusion laser	48
	4.1 Les contraintes residuelles	48
	4.2 Les uciauls ue suluciule	49

	4.2.1 Les pores	49
	4.2.2 Les lacunes	50
	4.2.3 Les fissures	51
	4.3 Le « Balling Effect »	52
	4.4 L'effet d'escalier	53
-		
5	Les Post-traitements	55
	5.1 Les post-traitements thermiques	55
	5.1.1 Post-traitement thermique et Co-Cr-Mo	56
	5.1.2 Post-traitement thermique et Ti-6AI-4V	56
	5.2 L'analyse des surfaces et les post-traitements surfaciques	57
	5.2.1 l'état et l'analyse des surfaces	57
	5.2.1.1. L'état de surface	57
	5.2.1.2 Les methodes de mesure des surfaces	
	5.2.1.3 L'analyse de la texture de surface	59
	5.2.1.4 Résultats des mesures du Ra en micro-fusion laser	60
	5.2.1.5 Etude de la relation entre la fonction et l'état de surface	61
	5.2.2 Les post-traitements surfacigues	62
	5221 Grenaillage de précontrainte	62
	5.2.2.1 Microhillage et polissage par ultrasons	63
-	5.2.2.2 Microbiliage et polissage par ultrasoris	05
6	Propriétés des matériaux fabriqués par micro-fusion laser	65
	6.1 Propriétés thermiques : la dilatation thermique	65
	6.2 Propriétés physiques et mécaniques	65
	6.2.1 Densité	65
	622 Densité relative	66
	6.2.2 Duraté Viakor	
	0.2.3 Durete vickers	07
	6.2.4 Essais de traction	68
	6.2.4.1 Module de Young	68
	6.2.4.2 Limite d'élasticité	69
	6.2.4.3 Contrainte ultime en traction	69
	6.2.4.4 Allongement à la rupture et ductilité	69
	6.2.4.5 Influence de l'orientation tridimensionnelle sur les essais de traction	70
	625 Essais de fatique	72
	6.2.5.1 Influence de l'orientation tridimonsionnelle sur les essais de fatique	72
	6.2.6. Comparison pues los processos de la superior el de la superior el construcción de la superior de la supe	
	6.2.6 Comparation avec les processus de l'abrication classiques	
	6.3 Proprietes chimiques et biologiques	75
	6.3.1 Biocompatibilité	75
	6.3.2 Biocompatibilité du Co-Cr	76
	6.3.3 Biocompatibilité du Ti-6AI-4V	77
7	l es principales applications de la micro-fusion laser en chirurgie dentaire	78
'	Les principales applications de la mero-rusion laser en childigle dentaire	
	7.1 Les unierents protretiques	
	7.1.1 Protnese fixee	79
	7.1.1.1 Couronne coulée	80
	7.1.1.2 Couronne céramo-métallique et bridge céramo-métallique	81
	7.1.2 Prothèse amovible	82
	7.1.2.1 Prothèse amovible partielle	82
	7.1.2.2 Prothèse amovible complète	83
	7.2 Implants et prothèses implanto-portées	83
~		
C	onclusion	85
R	éférences bibliographiques	86
C		04
9	IV∋3aII 5	94
A	nnexes	95
	Annexe 1 : Données des fabricants	95
	Annexe 2 : Influence des éléments paramétrables sur la fabrication	96
Т	able des Illustrations	07
18	มพิธี พริง แกรก ยูกการ	
Та	able des tableaux	98

Introduction

En chirurgie dentaire, les soins apportés aux patients permettent de restaurer les différentes fonctions orales telles que la phonation, la mastication ou encore l'esthétisme. Dans certains cas, la restauration de ces fonctions peut s'avérer complexe et nécessiter des dispositifs médicaux sur mesure comme des prothèses ou des implants.

Les procédés de fabrication de ces équipements médicaux sont en constante évolution. Avec le perfectionnement des systèmes informatiques, les méthodes traditionnelles laissent progressivement place à de nouvelles technologies émergentes et innovantes de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO). Ces technologies sont divisées en deux voies de production en fonction du mode de fabrication qui peut s'effectuer par addition ou par soustraction.

Parmi les techniques de fabrication par addition, la micro-fusion laser initialement utilisée dans le secteur de l'aéronautique n'a fait son apparition que récemment dans les centres de production et les laboratoires dentaires. Son principe de fonctionnement repose sur la fusion sélective de particules de poudre couche après couche dans une machine-outil, formant alors progressivement l'objet.

Actuellement, la micro-fusion laser offre une alternative intéressante à la coulée ou à l'usinage pour les reconstitutions ou les infrastructures métalliques grâce à sa capacité à concevoir avec exactitude de petites pièces complexes. Toutefois, la sensibilité du paramétrage de la machine-outil demande un certain apprentissage pour être maîtrisée. Ce travail a ainsi pour but d'expliquer le fonctionnement détaillé de la micro-fusion laser et de décrire la composition et les propriétés des éléments fabriqués. Ces données permettront dans un second temps d'évaluer les possibilités qu'offre la micro-fusion laser au service de la dentisterie moderne.

1 L'apparition et le développement de la micro-fusion laser

1.1 La CFAO

La CFAO, ou conception et fabrication assistées par ordinateur, est une appellation regroupant un ensemble de processus de production automatisés et informatisés aboutissant à la création d'objets.

En odontologie, la chaîne de CFAO se décompose, comme illustré en figure 1, en quatre maillons : (1)

- L'acquisition numérique
- La CAO (Conception Assistée par Ordinateur)
- La FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur)
- La MOCN (Machine-Outil à Commande Numérique)

Ces quatre maillons communiquent entre eux par la transmission d'informations numériques sous forme de fichiers. C'est ce que l'on appelle le flux numérique. (2)



Figure 1 - Les quatre étapes de la chaîne CFAO dentaire (2)

Selon la répartition géographique de ces maillons entre le cabinet dentaire et le laboratoire de prothèse, trois modes de fabrication ont été décrits : La CFAO directe complètement réalisée au cabinet, la CFAO indirecte complètement réalisée au laboratoire et enfin la CFAO semi-directe où l'acquisition est faite au cabinet, puis envoyée au laboratoire pour la suite des étapes.

1.1.1 L'acquisition numérique

La conception des éléments prothétiques dentaires est réalisée en rapport avec un modèle numérique obtenu à partir de la numérisation des éléments de la cavité buccale.

L'acquisition de ces données se fait à l'aide d'un scanner qui va enregistrer la géométrie des éléments intrabuccaux. (3) Elle peut être faite en bouche ou à partir d'un modèle physique en plâtre issu d'une empreinte chimico-manuelle.

La numérisation conduit à l'échantillonnage des surfaces buccales sous la forme d'un nuage de points. (3)

1.1.2 La Conception Assistée par Ordinateur (CAO)

Une fois les données numérisées, le nuage de points sera traité informatiquement et converti par modélisation polygonale par le logiciel CAO en un modèle de travail virtuel. (3) Ce modèle sera codifié dans un fichier de type STL (« STereoLithography » ou « Standard Tessellation Language »). Le format STL constitue un format de fichier pour données de modèle décrivant la géométrie de surface d'un objet comme un pavage de facettes triangulaires. (1,3,4)

Le modèle de travail virtuel servira de support pour générer un modèle CAO de la reconstitution prothétique à réaliser. Le logiciel peut assister l'opérateur dans la conception en mettant en évidence les éléments importants à prendre en compte comme les limites de préparation, les contre-dépouilles, et nous permet de choisir les axes d'insertion de la pièce.

Le modèle virtuel de la pièce prothétique est lui aussi incrémenté dans un fichier de nature STL transmis et utilisé par le logiciel de FAO.

1.1.3 La Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO)

A partir du fichier STL, le logiciel de FAO va élaborer un fichier contenant un programme de commande (Fichier CN) à destination de la machine-outil à commande numérique (MOCN). Ce fichier régit les mouvements que doit exécuter la machine-outil pour réaliser la ou les pièces prothétiques demandées. (1,3)

Comme le montre la figure 2, Le logiciel de FAO positionne les différentes pièces au sein de la zone de fabrication afin d'optimiser l'espace disponible et en inclure un maximum. (1,3) Le logiciel va également intégrer des tiges métalliques servant à maintenir les éléments prothétiques au support de fabrication. (1,5) Ces tiges sont conçues de façon à pouvoir être éliminées facilement lors de la séparation entre la pièce et le support. (6)



Figure 2 - Exemple de configuration d'un plateau de fabrication (7)

1.1.4 La Machine-Outil à Commande Numérique (MOCN)

Une fois le fichier CN envoyé à la machine-outil, la fabrication peut commencer. Les techniques de fabrication par CFAO peuvent être classées en deux grandes familles en fonction de la machine à commande numériques utilisée :

- La CFAO par soustraction
- La CFAO par addition

Dans la fabrication par soustraction, la pièce est usinée dans un bloc de matériau à l'aide de micromoteurs et de fraises. A l'inverse, dans la fabrication par addition, la pièce sera créée intégralement par ajout de matière.

1.2 La fabrication additive

Selon l'American Society for Testing and Materials (ASTM), la fabrication par addition se définit par le processus d'assemblage de matériaux habituellement couche par couche afin de fabriquer des objets grâce à une machine à commande numérique dont le fichier de commande CN est issu, en dentisterie, d'un système CFAO. (8)

Selon la norme ISO/ASTM 52900 relative aux principes généraux de la fabrication additive, il existe actuellement 7 catégories de procédés : (4)

- <u>Extrusion de matière</u>: le matériau sous la forme de fil fondu est distribué de manière sélective par une buse ou à travers un orifice sur la plateforme d'impression.
- <u>Fusion/frittage sur lit de poudre</u> : l'énergie thermique fait fondre de manière sélective certaines zones d'un lit de poudre.

- <u>Photopolymérisation en cuve</u>: une résine liquide contenue dans une cuve est durcie de manière sélective par polymérisation activée par la lumière.
- <u>Projection de matière :</u> des gouttelettes du matériau fabriqué sont déposées de manière sélective.
- <u>Projection de liant</u>: un agent de liaison liquide est déposé de manière sélective pour assembler des matériaux poudreux.
- <u>Stratification de couches :</u> des couches de matériau sont liées pour former un objet.
- <u>Dépôt de matière sous énergie concentrée</u>: l'énergie thermique focalisée est utilisée pour faire fondre les matériaux pendant leur dépôt.

1.2.1 La fabrication additive sur lit de poudre

L'idée d'utiliser de la poudre en tant que matière première pour remplacer les polymères liquides fait son apparition en 1986 avec Carl Deckard. (9,10) Dans ce procédé, une source d'énergie thermique vient chauffer de façon sélective des couches de poudres déposées les unes à la suite des autres. Les particules de poudres chauffées se lient entre elles afin de former l'objet. La première machine est le Sinterstation 2000 en 1992, produit par DTM. (9) La technique utilisée prend le nom de frittage laser sélectif (ou SLS pour Selective Laser Sintering).



Figure 3 - Principe de la fabrication additive sur lit de poudre (11)

Les premières utilisations de la poudre de métal datent de 1994 par l'utilisation d'acier inoxydable, de fer et de cuivre. La technique prend initialement le nom de frittage laser direct de métal (ou DMLS pour Direct Metal Laser Sintering). (9) Elle constitue à proprement parler une branche du frittage laser sélectif, consacrée à l'utilisation du métal en tant que matière première. La réalisation de moules d'injection de polymères constitue l'un de ses premiers domaines d'application. (5,9,12)

1.2.2 La micro-fusion laser

La micro-fusion laser (ou SLM pour Selective Laser Melting) au même titre que le frittage laser sélectif est un procédé de fabrication additive sur lit de poudre. Si la matière première reste la même, il existe une différence importante entre le frittage et la fusion.

Lors d'un frittage, les particules de poudre chauffées par le passage du rayon vont se lier partiellement les unes aux autres.

Lors du procédé de micro-fusion laser, les particules de poudre chauffées à une température plus élevée vont fusionner totalement entre elles. (13,14) Cette fusion nécessite une plus grande quantité d'énergie mais permet d'atteindre une porosité des pièces fabriquées presque nulle. (15,16)



Figure 4 - Classification des procédés de fabrication additive basée sur les différents mécanismes d'interaction laser-matériau (15)

L'apparition de la SLM date de 2003. (1) Elle était à l'origine utilisée pour le prototypage rapide (RP : Rapid Prototyping), mais avec les avancées technologiques celle-ci permet actuellement de fabriquer des pièces finales prêtes à l'emploi. (17) Dans ce cas, la production en série sera cependant limitée à de petites pièces ou à une production en faible quantité. (18,19)

À ce jour, le marché de la SLM se partage entre six constructeurs principaux. (5)

Constructour	Maahina	Dimensions de la zone de fabrication					
Constructeur	Machine	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Volume (I)		
	M80	Diamètre	e 80 mm	95	0,5		
EOS	M280	250	250	325	20,3		
200	M290	250	250	325	20,3		
	M400	400	400	400	64,0		
	PX100	100	100	80	0,8		
	PX200	140	140	100	2,0		
3D 3T 3T EIVIS	PX300	250	250	300	18,8		
	PX400	500	500	500	125,0		
CL M	125 HL	125	125	75 ou 125	1,2 ou 2,0		
	280 HL	280	280	350	27,4		
SOLUTIONS	500 HL	500	280	325	45,5		
	Mlab	50, 70 ou 90	50, 70 ou 90	80	0,2 ou 0,4 ou 0,6		
	M1	250	250	250	15,6		
CONCEPT	M2	250	250	280	17,5		
LASER	M3 Linear	300	350	300	31,5		
	X line 1000R	630	400	500	126,0		
RENISHAW	AM250	250	250	300 ou 360	18,8 ou 22,5		
	SLM 50	Diamètre	e 70 mm	40	0,2		
	SLM 100	125	125	200	3,1		
NEALIZER	SLM 250	250	250	300	18,8		
	SLM 300	300	300	300	27,0		

Tableau 1 - Machines-outils proposées par le	es constructeurs en 2014 (3	5)
--	-----------------------------	----

1.3 La place de la micro-fusion laser en dentisterie

En dentisterie, la SLM constitue une technique de fabrication alternative aux autres techniques comme l'usinage (technique de CFAO par soustraction) ou la traditionnelle coulée. Elle permet actuellement de fabriquer les éléments métalliques utilisés dans les prothèses dentaires : Inlay-core, armatures de prothèses amovibles, de couronnes ou de bridges, couronnes coulées, ou encore implants. (1,20,21) La SLM trouve aussi son utilité en orthodontie, où elle permet par exemple de réaliser des brackets personnalisés adaptés à la morphologie des dents pour l'appareillage lingual. (1,21)

D'une façon générale, les techniques de CFAO présentent un avantage certain dans la réalisation de dispositifs médicaux dentaires. Elles permettraient de réduire l'intervention de la main de l'homme et par conséquent diminueraient les erreurs humaines. (22) Cependant, elles sont source d'erreurs spécifiques liées à des dispersions et des pertes de données dès l'acquisition numérique, qui peuvent affecter la qualité finale de la reconstitution. (2,23) La comparaison entre la SLM et l'usinage a été rapportée dans le tableau 2.

En ce qui concerne la SLM, celle-ci a le grand avantage de pouvoir créer de petites pièces à géométrie très complexe que l'on ne peut pas obtenir par d'autres voies de production. (12,24,25) La fabrication par stratification permet par exemple la réalisation de structures creuses avec une architecture interne. Cette liberté géométrique rend ainsi possible la création de dispositifs médicaux sur mesure avec une remarquable fidélité anatomique.

La fidélité dimensionnelle entre le modèle virtuel et la pièce fabriquée permet d'atteindre une précision de reproduction comparable à l'usinage et pouvant atteindre des valeurs inférieures à 20 µm. (26,27)

Cependant la SLM engendre au sein des pièces des défauts bien spécifiques. Celles-ci présentent un état de surface rugueux qui nécessitera plusieurs étapes de post-traitement pour être amélioré. La fabrication induit également la formation de contraintes résiduelles au sein de la pièce qui pourront engendrer des déformations si un post-traitement thermique n'est pas appliqué. (24) Enfin, les pièces présentent à l'état brut une anisotropie, c'est à dire une variation des propriétés du matériau selon la direction qui peut représenter un obstacle aux performances. (12,28–30)

D'un point de vue économique, le coût de ces post-traitements n'est pas négligeable, et les recherches s'axent actuellement afin d'en réduire le besoin. (31) Toutefois, la SLM reste plus rentable que le procédé d'usinage. (1) Elle ne nécessite que peu de matière première car la poudre non fusionnée peut être réutilisée. Il n'y a pas non plus d'usure d'outils de coupe, bien qu'un entretien périodique de la machine soit nécessaire. (1)

Elles sont également très productives car plusieurs composants uniques peuvent être fabriqués en même temps à tout moment de la journée. (20,24,26) Une machine à commande numérique peut ainsi produire 16 à 200 éléments simultanément en 4 à 12 heures. (32) L'investissement important de départ en fait une technologie actuellement réservée aux centres de production spécialisés ou aux très grands laboratoires.

	Avantages	Inconvénients
Usinage	- Structure homogène - Bons résultats avec la céramique - Peut être utilisé au cabinet	 Limites géométriques (variable en fonction du nombre d'axes de la machine-outil) Usure des outils de coupe Système de lubrification et de refroidissement nécessaire Perte importante de matière première (jusqu'à 85% (33))
Micro-fusion laser (SLM)	 Géométrie complexe réalisable Structure et densité modulable Pas d'usure d'outils de coupe Peu de perte de matière première 	 Anisotropie des propriétés mécaniques Mauvais état de surface Contraintes résiduelles importantes Post-traitements souvent nécessaires Fabrication sous atmosphère contrôlée Mauvais résultats avec la céramique

Tableau 2 - Comparaison des procédés d'usinage et de micro-fusion laser

2 Le fonctionnement de la micro-fusion laser

2.1 Les poudres

2.1.1 Historique

Une poudre est un ensemble de particules discrètes dont les dimensions sont habituellement inférieures à 1 mm. (34) Ces particules constituent la matière première de la SLM. Les premières poudres à particules métalliques qui datent de 1995 résultent d'une association entre la société EOS et la société ERD (Electrolux Rapid Development). (9)

2.1.2 Les techniques de fabrication

Les poudres sont fabriquées par un grand nombre de procédés différents mais le plus utilisé actuellement pour la SLM reste le procédé d'atomisation gazeuse (35,36). Dans l'exemple de l'atomisation gazeuse, la pulvérisation en fines gouttelettes d'un filet de matière en fusion s'effectue grâce à un jet de gaz sous haute pression. Les gouttelettes se solidifient et donnent la poudre. (37)

Un tri granulométrique s'effectue ensuite par tamisages successifs de plus en plus fin afin de séparer progressivement les particules selon leur taille en fonction de leur diamètre. Ces dernières auront une forme sphéroïdale, de taille majoritairement comprise entre 1 et 100 μ m. (5) La taille et la morphologie des particules auront un impact important sur la qualité finale des pièces fabriquées. (36)

Il existe actuellement trois sortes de poudre différentes : (15)

- Poudre composée de particules métalliques pures
- Poudre d'alliage composée d'un mélange de particules métalliques pures de métaux différents



• Poudre d'alliage composée de particules pré alliées

Figure 5 - Les différents types de poudres métalliques

2.1.3 La masse volumique apparente

La masse volumique apparente d'une poudre est la masse volumique d'un certain volume occupé par cette poudre, comprenant à la fois les pores ainsi que les espaces entre les particules. Plus la masse volumique apparente est importante et plus le matériau remplit l'espace qui lui est attribué.

En micro-fusion laser, on cherche à obtenir une masse volumique apparente maximale par l'intermédiaire d'une poudre contenant des particules de tailles variées (par exemple une distribution entre 20 et 50 µm). Ceci permet, comme le montre la figure 6, un réarrangement des particules entre elles et diminue ainsi les espaces vacants contenant du gaz. De plus, cette répartition optimale assure une surface de contact maximale entre les particules ce qui facilite le transfert thermique et la fusion. (38)



Figure 6 - Schéma du réarrangement de la poudre en fonction de la taille des particules (39)

2.1.4 Les propriétés thermiques des poudres

2.1.4.1 Intervalle de fusion

Pour un corps pur, la transition entre un état solide et un état liquide à une pression donnée s'effectue à une température définie appelée point de fusion. Dans le cas des alliages, le point de fusion de transforme en un intervalle de fusion délimité par le solidus et le liquidus. Le liquidus d'un diagramme de phase sépare alors le domaine où l'alliage est totalement fondu du domaine où coexistent un liquide et du solide.



Figure 7 - Diagramme binaire d'une solution (40)

Lors de la fabrication, pour que la fusion s'effectue totalement, la température devra atteindre une valeur supérieure au liquidus propre à l'alliage. L'intervalle de fusion, compris entre le solidus et le liquidus, est indiqué en degré Celsius ou en Kelvin par le fabricant sur la notice d'utilisation des poudres (voir annexe 1).

2.1.4.2 Conductivité thermique

La conductivité thermique représente la quantité de chaleur transférée par unité de surface et par unité de temps sous l'action d'une différence de température entre les deux extrémités d'un corps. Elle se mesure en W/m °C.

Une poudre métallique possédant une conductivité thermique élevée permettra aux particules à la surface de la couche de mieux diffuser la chaleur suite au passage du laser, facilitant ainsi la fusion sur toute l'épaisseur jusqu'à la base.

La conductivité thermique d'un alliage de cobalt-chrome (14 W/m °C (41)) est environ deux fois plus élevée que celle d'un alliage en titane ce qui facilite ses conditions d'utilisation.

2.1.5 Les poudres à usage dentaire

Les matériaux métalliques utilisables en dentisterie sont actuellement règlementés par des normes qui précisent les exigences en termes de composition, de propriétés mécaniques, ou encore de conditionnement.

> La classification des matériaux métalliques appropriés à la fabrication des appareils et des restaurations dentaires est actuellement règlementée par la norme ISO 22674. (42) Cette norme précise également les exigences relatives au conditionnement et au marquage des produits et les instructions à fournir pour l'utilisation de ces matériaux, y compris les produits commercialisés à des tiers.

 De son côté, la norme ISO 5832 définit les caractéristiques applicables aux matériaux métalliques utilisés dans la fabrication des implants chirurgicaux, ainsi que les méthodes d'essai correspondantes. (43)

Les normes respectées par les fabricants seront indiquées sur la notice des poudres. Elles permettent de garantir une certaine qualité et une sécurité pour les opérateurs et le patient.

L'arsenal de poudres qui constitue la matière première de la SLM se décline pour chaque métal en plusieurs compositions et qualités différentes pour s'adapter à nos besoins. Comme le montre le tableau 3, les alliages à base de cobalt-chrome (Co-Cr) et de titane (Ti) sont actuellement les plus utilisés pour la réalisation des dispositifs médicaux dentaires notamment parce que ce sont des biomatériaux possédant des propriétés mécaniques adaptées aux reconstitutions dentaires. (20) Les récentes études portant sur l'utilisation de poudre de céramique montrent actuellement des résultats non concluants pour une application bucco-dentaire. (1,44–47)

Fabricant	Poudre	Composition (éléments principaux)	Respect des normes	
	CobaltChrome MP1	Co, Cr, Mo	ISO 5832, ASTM F75	
FOO	CobaltChrome SP2	Co, Cr, Mo, W	ISO 22674	
EUS	Titanium Ti64	Ti, Al, V	ISO 5832, ASTM 1472	
	Titanium Ti64ELI	Ti, Al, V	ASTM F136	
3D SYSTEMS	LaserForm	Co, Cr, Mo	ISO 22674, ISO 5832, ASTM F75	
	Remanium Star	Co, Cr, W	ISO 22674	
CONCEPT	Remanium 2000+	Co, Cr, Mo, W	ISO 22674	
LASER	Remanium Secura	Co, Cr, Mo, W	ISO 22674	
	Rematitan CL	Ti, Al, V	ISO 22674	
	CoCr DG1	Co, Cr, Mo, W	ISO 22674	
REINIONAW	Ti DG1	Ti, Al, V	ISO 22674	
BEGO	Wirobond C+	Co, Cr, Mo, W	ISO 22674	
SINT TECH	ST2724G	Co, Cr, Mo	ISO 22674	

Tableau 3 -	- Poudres	à usage	dentaire	disponibles	sur le	e marché	en fo	onction	des j	fabricants
-------------	-----------	---------	----------	-------------	--------	----------	-------	---------	-------	------------

2.1.5.1 L'utilisation du cobalt-chrome

Depuis longtemps, les alliages de Co-Cr sont utilisés pour les applications biomédicales grâce à leur biocompatibilité et leurs performances mécaniques. (48)

Poudre de Co-Cr-Mo

Le plus souvent, les poudres d'alliage à base de Co-Cr contiendront dans leur composition du Molybdène. La présence du Molybdène va améliorer la résistance, la ductilité et le fluage à moyenne température. Il augmente aussi la résistance à l'oxydation.

La plupart des poudres d'alliages de Co-Cr-Mo, comme la LaserForm de 3D Systems, respectent la composition indiquée par la norme ASTM F75 relative à la fabrication d'implants chirurgicaux. (49)

Élément	Pourcentage massique (%)
Со	Equilibre
Cr	27-30
Мо	5-7
Si, Mn	≤ 1
Fe	≤ 0,75
Ni	≤ 0,5
С	≤ 0,35
Ν	≤ 0,25
W	≤ 0,20
Al, Ti	≤ 0,10
P	≤ 0,020
B, S	≤ 0,010

Tahleau 4 - Comr	nosition d'une n	oudre de Co-	Cr-Mo selon	la norme ASTM E7	5 (49)
iadieau 4 - Comp	osilion a une p	ouare ae Co-	Cr-mo seion i	a norme ASIM F/	J (49)

2.1.5.2 L'utilisation du titane

Actuellement, bien que le titane soit un matériau en théorie adapté pour la réalisation de prothèses dentaires de par sa biocompatibilité et ses propriétés mécaniques satisfaisantes, son utilisation en chirurgie dentaire reste restreinte. Son travail difficile et son coût font de lui un matériau moins compétitif que le Co-Cr. Il reste cependant le matériau de choix pour la réalisation d'implants dentaires, grâce à sa capacité d'ostéointégration. Son utilisation peut aussi s'avérer utile dans le cas de certaines allergies particulières aux autres métaux. (50)

La faible densité du titane combinée à son point de fusion élevé rend la coulée par centrifugation compliquée et peut aboutir à la fabrication de pièces défectueuses et fragiles. (51,52)

En CFAO, les techniques soustractives comme l'usinage sont les plus utilisées actuellement. Celles-ci garantissent une grande précision et une densité relative très élevée. Malheureusement, l'usinage du titane reste une technique délicate. Sa faible conductivité thermique et sa grande réactivité avec l'oxygène provoquent un échauffement important et une usure prématurée des outils de coupe.

Bien qu'elles présentent encore certains défauts, les techniques de fabrication additives par CFAO sont par conséquent celles qui ont la plus grande marge de progression en ce qui concerne l'utilisation du titane en Chirurgie-Dentaire. Parmi celles-ci, la méthode la plus utilisée actuellement pour ce matériau est la fusion par faisceau d'électrons permettant de fabriquer des composants plus ductiles qu'avec la SLM. (53,54)

Poudre de titane-aluminium-vanadium (Ti-6AI-4V)

Le Ti-6AI-4V est actuellement l'un des alliages à base de titane le plus utilisé pour les applications biomédicales. (31,55–57) Il comprend, outre le titane, de l'aluminium

qui réduit la densité et du vanadium qui augmente la ductilité. Ces deux éléments servent par ailleurs de stabilisateurs de phase. (57)

Élément	Pourcentage massique (%)
Ti	90
AI	6
V	4
N, C, H, Fe, O	< 1

Tableau 5 - Composition d'une poudre de Ti-6Al-4V (poudre Rematitan CL)

La poudre de Ti-6AI-4V est également disponible en version haute qualité avec la poudre Ti64 ELI (Extra Low Interstitial). Son taux d'oxygène ne doit pas dépasser 0,13% contre 0,2% pour la version classique. (5)

L'oxygène est un élément important à prendre en compte car il réduit la ductilité du Ti-6AI-4V. Au-dessus du seuil critique de 0.33 wt% (pourcentage de la masse totale) la ductilité chute drastiquement. (58) Lors de la fabrication, l'oxygène reste cependant en très faible quantité (généralement inférieur au seuil critique) grâce à l'atmosphère de la chambre de fabrication sous vide ou contenant un gaz inerte.

L'utilisation du Ti-6Al-4V en implantologie est encadrée par des normes spécifiques (ASTM F1472 pour le Ti64 et ASTM F136 pour le Ti64 ELI).

2.2 La machine-outil

La machine-outil constitue le lieu où seront fabriqués les éléments prothétiques. Elle se compose de plusieurs éléments matériels ayant chacun une utilité précise au cours du processus de fabrication.



Figure 8 - Schéma du fonctionnement d'un machine-outil utilisée en SLM (53)

2.2.1 La chambre ou enceinte de fabrication

La chambre de fabrication va permettre d'avoir un contrôle sur les conditions environnementales au sein desquelles la SLM aura lieu.

Cette enceinte doit être hermétique afin d'assurer la constitution d'une atmosphère riche en gaz inerte, l'argon ou l'azote en fonction du métal utilisé, et donc de limiter principalement la quantité d'oxygène présente et ainsi éviter l'oxydation à haute température. (5,24,38,47) Le gaz doit être le plus pur possible, avec une concentration avoisinant les 99,9%. La fabrication peut aussi dans certains cas s'effectuer sous vide. (59)

Enfin, le volume de la chambre de fabrication déterminera la taille ou quantité maximale de pièces fabriquées par cycle. Le contrôle de la fabrication est possible par un hublot d'observation.

2.2.2 La source d'énergie

L'énergie nécessaire à la SLM est fournie par un laser, dont le faisceau va se déplacer sur un plan XY correspondant au plan horizontal formé par le lit de poudre. La source laser étant fixe, ce déplacement s'effectue grâce à un jeu de deux miroirs dont les axes sont perpendiculaires entre eux. Leur rotation est actionnée par des moteurs galvanométriques qui sont contrôlés par le programme informatique. (5,10)



Figure 9 - Schéma du fonctionnement de la tête galvanométrique (60)

2.2.3 Le plateau

Le plateau constitue le support de fabrication sur lequel seront construites et fixées les pièces par l'intermédiaire des tiges de soutien. On utilise généralement un plateau métallique constitué du même métal que celui de la poudre utilisée afin de garantir une liaison solide. (5)

Pendant l'impression, le plateau est fixé sur un système de vérins qui s'abaisseront progressivement à chaque nouvelle couche de poudre. La hauteur minimale à laquelle le plateau peut s'abaisser est de l'ordre de 1 µm. (24) Après la fabrication, le plateau est retiré de la machine-outil de manière à traiter thermiquement les pièces et à les séparer. Après élimination des tiges de support, le plateau est poncé pour être réutilisé.

2.2.4 Le système de distribution et de répartition de la poudre

La poudre, disposée au préalable dans un réservoir d'alimentation, sera délivrée partiellement dans l'enceinte de fabrication à chaque fois que le plateau sera abaissé d'une hauteur égale à l'épaisseur de la couche fabriquée.

Le système de répartition qui prend la forme d'un rouleau ou d'un racleur plus ou moins rigide balaye ensuite la surface et étale la poudre. (5) La nouvelle couche se doit d'être homogène et uniforme avec une épaisseur constante car même une variation infime peut s'amplifier au fur et à mesure des couches et grandement déformer l'objet.

L'excès de poudre est évacué et collecté dans un second réservoir à l'autre extrémité de l'enceinte de fabrication. (53)

2.3 La fabrication

Le modèle numérique FAO de la future prothèse est découpé en couches parallèles à pas constant au sein du logiciel de FAO. (36) C'est le processus de tranchage. (5) Un fichier de commande numérique (CN) est généré, puis transmis à la machine-outil.

Une fois tous les paramètres contrôlés et définis, la fabrication peut commencer. Celle-ci va se dérouler dans une chambre d'impression et se composera de trois étapes principales :

 La première couche de poudre est étalée sur un plateau de fabrication métallique par un système de répartition appelé racleur. L'épaisseur des couches de poudre sera toujours la même et correspond à l'épaisseur choisie lors du tranchage.
 (36)

- Un faisceau laser vient ensuite se déplacer à la surface du lit de poudre en suivant les indications fournies par le fichier CN. Sous l'influence de la radiation, la poudre métallique est chauffée par l'énergie apportée par le laser. L'élévation locale de la température met en fusion les particules de poudre, formant localement un amas

de métal en fusion. Un refroidissement et une solidification de cet amas s'opèrent rapidement après le passage du faisceau. Les particules non fusionnées restent en place afin de servir de substrat à la prochaine couche de poudre étalée par-dessus (24).



Figure 10 - Vue de l'interaction entre la poudre et le laser durant la fabrication (6)

- Dans un troisième temps, le plateau monté sur vérins est abaissé d'une hauteur correspondant à l'épaisseur d'une couche. Le racleur étale un nouveau lit de poudre, puis le laser repasse. Le processus se répète jusqu'à l'achèvement de la pièce. (19,24)

Les premières couches de poudre servent à la réalisation de supports d'édification conçus pour lier la pièce au plateau et la maintenir dans une position unique le temps de la fabrication. Ces supports sont les tiges de soutien conceptualisé dans le logiciel FAO. (1,5)

Une fois la fabrication achevée, le tout est ensuite retiré de la chambre et nettoyé. La poudre non utilisée et non altérée peut être en grande partie recyclée et réutilisée. (24,38)

À ce stade, la pièce est toujours maintenue à son support. En effet, les contraintes résiduelles incorporées lors de la fabrication provoquent des tensions internes pouvant amener à des déformations. (61) C'est pour cela que la plupart des pièces construites par SLM doivent bénéficier d'un post-traitement pour éliminer ces contraintes. L'ensemble bénéficie donc d'un traitement thermique et l'infrastructure
métallique sera séparée de ses supports après refroidissement. (5) Les tiges de métal servant de lien sont totalement retirées, le plateau de fabrication est poncé pour être réutilisé. La pièce métallique sera ensuite envoyée au laboratoire où des traitements de surface seront appliqués.

2.4 Les éléments paramétrables par l'opérateur

La fabrication par SLM est un processus complexe où beaucoup de phénomènes vont subvenir. (6,24) En contrepartie, les nombreux réglages disponibles permettent de moduler les propriétés du matériau selon les besoins, et de les optimiser. (12,36) Pour maitriser tous ces éléments, l'opérateur doit ainsi se former à l'utilisation des logiciels et de la machine-outil. (62) Les éléments paramétrables et leur influence sur la fabrication sont présentés en annexe 2.

2.4.1 La densité énergétique

La densité énergétique est la quantité d'énergie apportée à la poudre. Elle est définie par l'énergie moyenne appliquée sur un volume donné de matériau lors de l'impression. Elle se mesure dans le cadre de la SLM en J/mm³ selon la formule suivante :

$$E = \frac{P}{V.B.C}$$

Elle est donc contrôlée par quatre paramètres : la puissance du laser P, la vitesse de balayage V, le pas de balayage B et l'épaisseur de couche C. (63)

La densité énergétique, généralement comprise entre 100 et 200 J/mm³, doit être choisie en fonction de la poudre d'alliage qui sera utilisée. (26) Elle doit être constante par unité de longueur pour garantir une bonne fusion des particules. (64)

2.4.2 Le laser

2.4.2.1 Puissance

Les lasers utilisés actuellement pour la fabrication additive sont principalement des lasers Nd:YAG (Neodymium - doped Yttrium Aluminium Garnet). Ces derniers disposent de nombreux avantages comparativement aux lasers CO2 initialement utilisés. Ils garantissent une meilleure absorption de l'énergie par la poudre métallique ce qui facilite la fusion. (17,38,47) Leur puissance varie de 50 à 1000W. (5) Les caractéristiques de la poudre utilisée notamment son point de fusion et les propriétés mécaniques désirées constituent les indicateurs de la quantité d'énergie souhaitée. En dentisterie, la puissance est généralement paramétrée entre 100 et 200W.

2.4.2.2 Concentration modulable

Lors de la fabrication, il est parfois nécessaire au laser d'agir sur des zones étendues. La concentration du faisceau est modulée par un expanseur de faisceau (beam expander en anglais) permettant alors de modifier son diamètre et sa zone d'effet. (5,65) Toutefois, l'augmentation du diamètre du faisceau à puissance constante réduit la densité énergétique. Le diamètre du faisceau est généralement compris entre 70 et 200 µm.

2.4.2.3 Systèmes multi-lasers

La nouvelle génération de systèmes d'impression offre la possibilité pour certaines machines d'utiliser plusieurs lasers permettant un gain de productivité considérable. Le M400-4 de la société EOS par exemple peut ainsi fonctionner à l'aide de 4 lasers simultanément, chacun imprimant un cadrant du plateau.

2.4.3 Le balayage

2.4.3.1 La stratégie de balayage

Le faisceau du laser se déplace selon une stratégie de balayage calculée par le logiciel de FAO. A chaque couche, le trajet complet du laser sera divisé en segments parallèles que l'on appellera des vecteurs. (24)

Le sens de ces vecteurs peut être identique et dans ce cas l'impression est dite unidirectionnelle. (24,36) Une fois le vecteur parcouru, le rayon s'interrompt et le laser est repositionné au départ du prochain vecteur.

Si le sens de ces vecteurs est alterné, le laser va parcourir un trajet dit en zigzag. (24,36) Dans cette stratégie, le temps d'interruption du faisceau laser entre la fin d'un vecteur et le départ du prochain est bien plus réduit et permet un gain de temps.

Une stratégie de balayage couramment utilisée pour la SLM consiste à combiner la trajectoire en zigzag avec une rotation du plateau entre chaque couche c'est ce que l'on appelle la stratégie croisée. (24) Cette rotation pouvant aller jusqu'à 90° permet de construire la pièce en suivant un schéma en quadrillage ou en grille. La stratégie croisée permet une distribution plus homogène de l'énergie au sein des couches et permet de prévenir l'apparition et la propagation de défauts de structure. (28) Elle permet également de réduire l'anisotropie. (5)



Figure 11 - Schéma de différentes stratégies de balayage utilisées en micro-fusion laser : (a)Unidirectionnelle ; (b)Zigzag ; (c)Stratégie croisée (36)

Le balayage peut aussi être paramétré différemment entre les différentes parties d'une même pièce (cœur ou surface de l'objet). Par exemple, une stratégie d'impression différente peut être appliquée entre l'intérieur et la surface de la pièce. (19)

2.4.3.2 La vitesse de balayage

La vitesse de balayage représente la rapidité avec laquelle le faisceau laser va se déplacer sur le lit de poudre. Il existe une relation très étroite entre la puissance du faisceau et sa vitesse. En effet, à une puissance donnée, si l'on augmente la vitesse du faisceau on diminue alors la densité énergétique. Avec les machines-outils actuelles, la vitesse maximale peut atteindre 7000 mm/s. Celle-ci sera paramétrée couramment entre 100 et 500 mm/s.

A noter qu'une augmentation de la vitesse de balayage permet de diminuer le temps global nécessaire à la fabrication d'un composant, mais peut impacter significativement sa structure par manque de cohésion et donc ses propriétés mécaniques. (36)

2.4.3.3 Le pas de balayage

Le pas de balayage ou espacement de ligne, est la distance qui sépare deux vecteurs adjacents. Généralement cet espacement est d'un ordre de grandeur proche du diamètre du faisceau laser, entre 100 et 300 µm. Un pas de balayage trop grand induira la création de lacunes entre les cordons de matière fondue, ceux-ci n'étant pas à distance suffisante pour se lier entre eux avant de se solidifier. (24)

A l'inverse un pas de balayage faible crée un effet de chevauchement et induira une refusion partielle de chaque cordon lorsque le rayon repasse à proximité. Bien qu'un léger chevauchement soit nécessaire (environ 30%) pour fusionner la couche sur toute son épaisseur, ce dernier peut provoquer la formation de rugosités et perturber la déposition des couches de poudre s'il est trop important. (26)



Figure 12 - Schéma de la disposition des cordons en fonction du pas de balayage (47)

Des matériaux à haute conductivité thermique permettent de fabriquer des composants avec un pas de balayage plus large que le diamètre du faisceau laser, car les particules diffusent plus efficacement la chaleur et l'amas de métal en fusion est élargi. (66)

Une technique appelée « two-zone » peut être utilisée afin de limiter la formation de pores. Elle consiste à effectuer un double balayage pour chaque couche. Le premier balayage standard suivant les vecteurs est ensuite complété par un second balayage durant lequel le rayon va passer entre les vecteurs refusionnant les zones de jonctions entre les cordons déjà solidifiées. (29)

Le paramétrage de la stratégie de balayage est un élément extrêmement important pouvant moduler la microstructure de la pièce en fonction des propriétés mécaniques recherchées. Mais si cette stratégie est mal choisie, la densité énergétique inadéquate peut engendrer certains défauts comme la formation de pores ou de lacunes.

2.4.4 L'épaisseur de couche

L'épaisseur des couches se définit lors du tranchage du modèle numérique. Elle est habituellement comprise entre 20 et 100 µm. (5) L'épaisseur doit être suffisante pour permettre un bon réarrangement des particules afin de limiter les porosités. (67)

Une épaisseur augmentée diminue le nombre de couches nécessaires à la fabrication et le temps de production, mais diminue la résolution de la pièce et augmente la rugosité de surface ce qui peut nuire aux propriétés mécaniques. (5,26,36)

2.4.5 La température de la chambre de fabrication

La température de la chambre de fabrication est modifiable dans certains cas afin de contrôler et maintenir une température juste en dessous du point de fusion de la poudre. Ce dispositif diminue la quantité d'énergie nécessaire au changement d'état car il facilite la fusion, et il permet également de diminuer le gradient thermique lors du refroidissement et ainsi obtenir une structure plus stable.

2.4.6 L'orientation tridimensionnelle de la pièce

Le paramétrage par le logiciel FAO du positionnement tridimensionnel de l'objet lors de sa fabrication est extrêmement important car la direction d'apposition des couches (allant de la première couche fusionnée à la dernière) va avoir un impact conséquent sur l'état de surface et l'ensemble des propriétés mécaniques finales. (6,20)

En chirurgie dentaire, les armatures des prothèses fixées, unitaires ou plurales, sont orientées sur le logiciel FAO de telle sorte à avoir leur intrados qui regarde vers le haut. Ceci permet de ne pas avoir à retoucher l'intrados pour enlever les tiges métalliques de soutien.

3 L'analyse de composants fabriqués par micro-fusion laser

3.1 Macrostructure

La structure d'un élément fabriqué par SLM est très caractéristique. Lors du passage du faisceau, l'énergie fournie crée localement un amas de particules fusionnées. Cet amas s'étend sous forme d'un cordon rectiligne en suivant le trajet du laser, refroidissant très rapidement. (36) Ces cordons de métal solidifiés vont ainsi s'organiser parallèlement et vont s'empiler à chaque couche suivant la direction de fabrication. (68)



Figure 13 - Schéma représentant l'organisation du réseau de cordons en utilisant une stratégie de balayage en Zigzag

Pour une stratégie de balayage donnée, la macrostructure des pièces fabriquées par SLM est donc sensiblement la même quel que soit le matériau utilisé. Cette macrostructure est visuellement unique dans chacun des trois plans de l'espace. (24)

3.1.1 Composant en Co-Cr-Mo

Sur une vue de dessus orientée perpendiculairement à la direction de fabrication, les cordons alignés parallèlement les uns aux autres sont bien visualisables.

Sur une vue antérieure, on distingue au microscope optique la section de ces cordons sous forme d'arc de cercle. (12,69) Les cordons sont soudés mais bien distincts les uns des autres dû à la solidification rapide.



Figure 14 - Vue au microscope optique d'un échantillon en Co-Cr-Mo fabriqué par SLM : (a) Face supérieure ; (b) Face antérieure (70)

3.1.2 Composant en Ti-6AI-4V

Il n'y a pas d'individualisation nette des cordons sur les échantillons en Ti-6Al-4V. Les frontières sont seulement marquées par la présence de bandes sombres qui deviennent plus marquées si la densité énergétique augmente. (24)



Figure 15 - Face antérieure au microscope optique d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par SLM (24)

3.2 Microstructure

A une échelle plus réduite, les cordons métalliques sont eux-mêmes constitués d'un fin réseau de cristaux allongés. (24,25) La conduction thermique joue un rôle important dans la croissance et l'orientation de ces cristaux. Leur grand axe est préférentiellement orienté perpendiculairement à la frontière inférieure du cordon de par le refroidissement qui commence à ce niveau en progressant vers le cœur du matériau (figure 15). (68) De manière générale, la direction de croissance des cristaux est donc proche de la direction de superposition des couches. (69)



Figure 16 - Schéma d'une section de cordon (68)

3.2.1 Composant en Co-Cr-Mo

La vue en microscopie électronique (figure 17) permet d'observer l'orientation des cristaux. Dans le plan xy (a), les cristaux d'environ 1 µm de diamètre forment une structure cellulaire tandis que dans le plan yz (b), ceux-ci s'organisent en un réseau dit dendritique. (12,69)



Figure 17 - Vue au microscope électronique de la microstructure d'un échantillon fabriqué par SLM : (a) plan xy ; (b) plan yz (71)

3.2.2 Composant en Ti-6AI-4V

En ce qui concerne le Ti-6Al-4V, les cristaux s'orientent perpendiculairement aux bandes sombres marquant les frontières des cordons. (24)



Figure 18 - Vue de face d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par SLM (24)

3.3 Structure cristalline

La structure cristalline des pièces à l'état brut est particulière car le refroidissement rapide du métal engendre des ségrégations et l'apparition de phases non-équilibrées. (24,25)

3.3.1 Composant en Co-Cr-Mo

Les échantillons en Co-Cr-Mo sont majoritairement composés d'une phase haute température γ . (69) Après polissage, on détecte également plus en profondeur une faible quantité de phase martensite basse température ε . La phase martensite est constituée de fins cristaux aciculaires (en forme d'aiguille). Sa présence dans la masse interne de l'objet s'explique par un réchauffement des couches précédentes lors du passage du laser et un refroidissement plus lent qu'à la surface. (25,70) La phase γ augmente la ductilité de l'alliage tandis que la phase ε augmente la dureté et la fragilité.

3.3.2 Composant en Ti-6AI-4V

Sous les conditions d'équilibre, à savoir avec un taux de refroidissement lent la structure cristalline du Ti-6Al-4V est normalement constituée d'un duo de phases α et β thermodynamiquement stables.

Dans le cas de la SLM avec un refroidissement rapide, la structure est constituée uniquement d'une phase martensite α '. (24,55) Sa présence augmente fortement la dureté de l'alliage mais le rend également fragile. (55)

4 Les défauts rencontrés en micro-fusion laser

Le processus de micro-fusion laser est caractérisé par un apport de chaleur très élevé dans une zone très réduite pendant un temps très court. (24) Les hauts gradients thermiques et la solidification rapide vont induire la formation d'une microstructure instable contenant des contraintes résiduelles. L'ensemble, couplé à la complexité du paramétrage, peut provoquer l'apparition de certains défauts.

4.1 Les contraintes résiduelles

Les contraintes résiduelles sont les contraintes internes subsistant dans un matériau après suppression des forces externes et des sollicitations thermiques qui lui ont été appliquées. (72)

L'apparition de contraintes résiduelles est provoquée par la contraction thermique lors du refroidissement du métal. (29) En micro-fusion laser, le gradient thermique important entre la température de fusion et la température ambiante de la chambre couplé au taux de refroidissement élevé (> 10⁶ °C/s (66,73)) favorise l'apparition de contraintes. (36)

Ces dernières constituent un défaut de fabrication majeur puisque ses effets sont délétères sur les propriétés mécaniques des composants. (16)

Plus la densité énergétique est élevée, plus l'écart de température est important et plus les contraintes générées sont fortes. (28) Lorsque les contraintes résiduelles dépassent la limite d'élasticité du matériau, elles engendrent des déformations plastiques et des fissures. (28,61,74,75)

Plusieurs études mettent en avant le fait qu'un meilleur contrôle des gradients thermiques en préchauffant le plateau et la chambre de fabrication permet de diminuer l'apparition de contraintes résiduelles et prévient l'apparition de déformations. (19,53,76) Mettre au point un procédé de fabrication qui n'engendre pas de contraintes résiduelles est l'un des objectifs des recherches actuelles. (77) En attendant, les posttraitements thermiques appliqués suite à la fabrication permettent de dissiper ces contraintes.

4.2 Les défauts de structure

L'analyse au microscope des échantillons fabriqués par SLM montre des défauts de structure au sein de la pièce construite, qui peuvent se classer en trois catégories : les porosités, les lacunes et les fissures. (28)

Ces défauts de structure constituent des points faibles importants et leur présence doit être limitée.

4.2.1 Les pores

Les pores sont des défauts de petite taille généralement inférieure à 100 µm et de forme globalement sphériques, répartis de façon homogène au sein de la structure. Ils proviennent d'un emprisonnement de gaz au moment du refroidissement où la solidification rapide empêche l'échappement de ceux-ci. (12,28,67)

Ce gaz provient majoritairement des espaces laissés entre les particules de poudre au moment de l'étalement des couches. Il se dissout dans le métal liquide au moment de la fusion. Une masse volumique apparente élevée après l'étalement de la poudre garantit une présence minimale de gaz. (14,28)

Une autre partie des gaz est issue des particules de poudre elles-mêmes qui en emprisonnent lors de leur processus de fabrication par atomisation gazeuse. (28) Enfin, ils sont aussi libérés par la vaporisation de certains constituants de l'alliage au moment de la fusion sous l'effet de l'énergie élevée fournie par le laser. (78)



Figure 19 - Visualisation des porosités dans un échantillon fabriqué par SLM (28)

Monroy *et al.* montrent qu'il est conseillé de choisir une épaisseur de couche suffisante pour pouvoir obtenir un bon réarrangement des particules de poudre. L'étude montre également qu'une vitesse de balayage trop lente peut induire un accroissement significatif de la taille des pores. (67)

4.2.2 Les lacunes

Lorsque la quantité d'énergie fournie à la poudre est insuffisante, les cordons de métal en fusion sont trop fins et ne se solidarisent pas entre eux. Il en résulte des lacunes localisées entre les cordons. (14,28,47) Ces lacunes peuvent également contenir des particules de poudre non fusionnées provenant de la base de la couche. (79) La superposition répétée de couches défectueuses amplifie le phénomène et provoque des déformations importantes.



Figure 20 - Image d'une lacune dans un échantillon produit par SLM (28)

Pour limiter les lacunes, la quantité d'énergie doit être adaptée grâce au paramétrage du balayage, de l'épaisseur de couche et du laser.

4.2.3 Les fissures

La formation des fissures s'initie au moment de la solidification de l'alliage. Le gradient thermique élevé lors du refroidissement ne laisse pas le temps à la microstructure de s'équilibrer et provoque la formation de contraintes résiduelles. (28,80) Les défauts de structure déjà présents (lacunes et porosités) combinés aux tensions des contraintes résiduelles vont initier localement les fissures. (81)

Les fissures les plus problématiques sont provoquées par des défauts structurels au niveau de la surface. (28) Ces fissures peuvent facilement se transformer en fractures lors de fortes contraintes mécaniques et mener à la rupture.



Figure 21 - Image d'une fissure dans un échantillon produit par SLM (28)

Afin de réduire la fréquence des fractures, il est conseillé lors du processus de fabrication de préchauffer le plateau ainsi que l'enceinte de fabrication ceci afin de limiter l'apparition de contraintes résiduelles. (76,77)

4.3 Le « Balling Effect »

Lorsque la densité énergétique est insuffisante, seule la surface de la couche de poudre fusionne. La masse en fusion forme des sphères alignées dans le sillage du laser incorporant en leur cœur des particules solides provenant de la base de la couche. Comme le montre la figure 22, le manque de mouillabilité provoqué par une viscosité importante et une quantité insuffisante de métal en fusion empêche la liaison entre les sphères pour former un cordon continu. (47,64,82) Ce phénomène est appelé « Balling Effect ».

Le Balling Effect se produit également sous une autre forme lorsque l'énergie transmise à la poudre est suffisante mais que la vitesse de balayage est trop élevée (figure 22 bis). (64) Le cordon de métal fondu est dans un état instable qui provoque la projection de gouttelettes de liquide. Une vitesse de balayage trop élevée provoque également la formation de fissures au moment de la solidification. (64)



Figure 22 et 22 bis - Représentation du premier type de Balling Effect (à gauche) et du second type (à droite)(64)

Le contrôle du « Balling Effect » passe donc par un paramétrage précis du laser en fonction de l'épaisseur de la couche et de la stratégie de balayage pour fournir une quantité d'énergie suffisante au lit de poudre avec une vitesse adaptée.

4.4 L'effet d'escalier

Comme tous les procédés de fabrication qui fonctionnent sur un processus de stratification par couches superposées ou par enlèvement de matière par couches successives, la SLM est impactée par l'effet d'escalier. Ce phénomène se manifeste exclusivement au niveau de la couche externe de la pièce et altère de façon significative son état de surface. (24)

Comme le montre la figure 21, l'effet d'escalier varie principalement selon deux paramètres, que sont l'inclinaison de la surface et l'épaisseur de couche. (5,20,26)



Figure 23 - Influence des paramètres de fabrication sur l'effet d'escalier (26)

Plus l'inclinaison est importante et plus les couches sont fines, moins l'effet est marqué.

Grace à ces deux paramètres, il est possible de construire un modèle prédictif schématique de l'état de surface. (83) Ce modèle permet alors de paramétrer une orientation optimale pour limiter cette altération.

5 Les Post-traitements

Les défauts de structure ainsi présentés montrent l'importance des post traitements qui ont pour but de supprimer les contraintes résiduelles et d'améliorer l'état de surface.

5.1 Les post-traitements thermiques

Une fois la SLM réalisée, la pièce doit bénéficier d'un traitement thermique appelé « recuit » avant d'être détachée de son support de fabrication. Le recuit permet de dissiper les contraintes résiduelles, d'homogénéiser la structure ainsi que de dissiper le réseau de cordons. Il améliore ainsi les propriétés mécaniques de l'alliage en augmentant notamment sa ductilité et en diminuant l'anisotropie.

Les résultats de ce traitement varient principalement en fonction de la température, du temps de cuisson, de l'atmosphère dans laquelle se déroule le traitement et du taux de refroidissement. Les post-traitements thermiques adaptés sont parfois indiqués par les fabricants sur les notices d'utilisation des poudres.



Figure 24 - Effet d'un traitement thermique sur la microstructure (41)

5.1.1 Post-traitement thermique et Co-Cr-Mo

Pour augmenter la ductilité de l'alliage, la température du traitement thermique doit être suffisante pour transformer la phase martensite ε en une phase γ . La température de transition entre ces deux phases, appelée transus, dépend de la quantité de Chrome dans la composition de l'alliage. Pour les poudres de Co-Cr-Mo utilisées en dentisterie, la transition s'effectue à une température voisinant les 900°C. (84)

Le mode de refroidissement est également important. En utilisant un refroidissement progressif, on obtient de meilleurs résultats en terme de ductilité.

À titre d'exemple, un post-traitement thermique pour le Co-Cr-Mo effectué à une température élevée avoisinant les 1200° suivi d'un refroidissement lent au fourneau réduit légèrement la dureté mais augmente significativement la ductilité. (84)

5.1.2 Post-traitement thermique et Ti-6AI-4V

À l'état brut, les pièces en Ti-6Al-4V fabriquées par SLM présentent une ductilité trop faible limitant ses performances mécaniques. Ce manque de ductilité est provoqué par la phase martensite α'. (31,55,75,85)

Le traitement thermique s'effectue à température élevée, généralement audessus de 610°C pour obtenir un duo de phases (α + β). (75) Le gradient thermique lors du refroidissement doit être progressif et de préférence inférieur à 20°C/s pour prévenir la reformation de la phase martensite. (86) On utilise donc un refroidissement au fourneau ou à l'air. (85)



Figure 25 - Structure d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par SLM : (a) structure aciculaire α '; (b) structure lamellaire $\alpha + \beta$ après traitement thermique (55)

Une étude récente datant de 2015 à mis en évidence la possibilité de décomposer la phase α ' en un duo de phases $\alpha + \beta$ au cours du processus de fabrication, sans nécessité de post-traitement. (31) On obtient alors un matériau performant à l'état brut, disposant de propriétés mécaniques supérieures à son homologue usiné, et suffisamment ductile pour la réalisation d'implants.

5.2 L'analyse des surfaces et les post-traitements surfaciques

5.2.1 L'état et l'analyse des surfaces

5.2.1.1 L'état de surface

La fabrication additive permet de concevoir des pièces à la géométrie complexe, non réalisable en fabrication soustractive. En contraste, son point faible se situe au niveau de l'état de surface qui présente des rugosités importantes. En dentisterie, la rugosité de surface interfère avec de nombreuses exigences cliniques telles que l'esthétisme, la rétention du biofilm bactérien, les problèmes de corrosion ou encore l'usure prématurée des dents en contact avec la prothèse. (87) L'état de surface est donc étudié soigneusement. L'étude de l'intégrité de surface permet de comprendre la relation entre l'état de surface, les éléments paramétrables, et la profonde interconnexion de nombreux phénomènes physico-chimiques lors de la fabrication. (88)



Figure 26 - Relation entre l'état de surface, le paramétrage et la fabrication

5.2.1.2 Les méthodes de mesure des surfaces

La méthode la plus utilisée pour mesurer les surfaces est la méthode du profil. Un profil est constitué par l'intersection de la surface réelle et d'un plan spécifié. Celuici est enregistré à l'aide d'outils fonctionnant par contact ressemblant à des stylets. (88)



Figure 27 - Mesure du profil extrait d'une mesure surfacique. D'après la mesure du profil, « A » représente un creux ; d'après la mesure surfacique, la même localisation « B » représente clairement un sillon. (89)

Cependant, la méthode trouve vite ses limites si la topographie est complexe, et peine à réunir une quantité d'informations suffisante. En effet, une analyse bidimensionnelle d'une topographie de surface va aboutir à une description incomplète ou ambigüe de la surface réelle (figure 27). Une approche récente tournée vers des outils de mesure optiques comme les microscopes optiques, capables de fournir une analyse surfacique tridimensionnelle, permet de pallier aux limites de la méthode précédente. (88)

5.2.1.3 L'analyse de la texture de surface

L'analyse de la texture de surface consiste à traiter les informations obtenues lors de la mesure de surface afin d'obtenir des données numériques. (88)

Par exemple, pour obtenir une analyse de texture tridimensionnelle, il est nécessaire de collecter des données qui décrivent la texture dans un plan à coordonnées cartésiennes (XYZ).

La norme ISO 4287 définit différentes données obtenues par l'intermédiaire de formules mathématiques qui vont caractériser le profil : (90)

- Le Ra : écart moyen arithmétique du profil évalué

- Le Rz : hauteur maximale du profil
- Le Rsk : facteur d'asymétrie du profil évalué
- Le Rku : facteur d'aplatissement du profil évalué

Par analogie, la norme ISO 25178 est utilisée lorsqu'il s'agit d'effectuer une analyse tridimensionnelle de la surface. (91) Elle permet d'obtenir :

- Le Sa : hauteur moyenne arithmétique de la surface à échelle limitée
- Le Sz : hauteur maximale de la surface à échelle limitée
- Le Ssk : facteur d'asymétrie de la surface à échelle limitée
- Le Sku : facteur d'aplatissement de la surface à échelle limitée

5.2.1.4 Résultats des mesures du Ra en micro-fusion laser

La mesure la plus utilisée dans les études portant sur l'état de surface des composants fabriqués par SLM est celle du Ra, dont le résultat s'exprime en µm. Plus sa valeur est élevée et plus la surface est rugueuse. Le Ra est hautement dépendant de plusieurs paramètres de fabrication comme l'orientation de superposition des couches, l'angle d'inclinaison de la surface ou encore l'épaisseur de couche. Sa valeur diffère également en fonction de la face de la pièce analysée. Le Ra de la face supérieure d'une pièce est ainsi moins élevé que celui de la face inférieure. (26)



Figure 28 - Mesure du Ra en fonction de l'angle d'inclinaison, de l'épaisseur de couche et de la face analysée (26)

La valeur plus élevée du Ra au niveau de la face inférieure s'explique en partie par l'action de la gravité. Le métal en fusion tend à couler vers le bas et pénètre légèrement au sein de la poudre située en dessous. (20) Des particules de poudre métallique sont ainsi incorporées à la structure à ce niveau. (32,92)

5.2.1.5 Etude de la relation entre la fonction et l'état de surface

Il est admis depuis longtemps que les propriétés de texture de surface comme le Ra ou le Sa sont liées aux propriétés physiques et mécaniques du composant. Par exemple, des parties de pièces soumises à des cycles de déformation répétés, comme les crochets de stellite, sont moins résistantes si le Ra est élevé.

Les simulations informatiques et les modèles prédictifs sont des méthodes très utiles permettant de mieux comprendre et d'anticiper le lien entre les paramètres utilisés et la topographie de surface correspondante.

5.2.2 Les post-traitements surfaciques

Si l'analyse des surfaces est un puissant outil qui peut aider à comprendre et prévenir les causes en amont, les post-traitements surfaciques permettent d'améliorer l'état de surface une fois le composant fabriqué et auront un impact très important sur les propriétés mécaniques.

Le traitement surfacique est en général constitué d'une succession de polissages avec des matériaux abrasifs comme le carbure de silicium, à granulométrie de plus en plus fine. Dans certains cas, ces derniers sont plus spécifiques si les conditions le demandent.

5.2.2.1 Grenaillage de précontrainte

Le grenaillage de précontrainte est un traitement surfacique particulier qui consiste à projeter à haute vitesse sur la pièce des billes en céramique, en métal ou en verre. Chaque bille en heurtant la surface va provoquer localement une légère déformation plastique. Les bénéfices du grenaillage sont doubles. Les déformations plastiques aplanissent la surface, et transforment la contrainte de traction générée par les contraintes résiduelles à ce niveau en contrainte de compression. (27) Cette modification structurelle permet d'améliorer significativement les propriétés mécaniques, en particulier la résistance à la fatigue.



Figure 29 - Surface d'un échantillon fabriqué par SLM (a) à l'état brut ; (b) après traitement par grenaillage de précontrainte (27)

Par exemple pour un alliage de Co-Cr-Mo (poudre MP1 de la société EOS), la combinaison d'un traitement thermique à 850°C pendant 2h sous atmosphère contrôlée (Azote) suivi d'un grenaillage permet d'obtenir une contrainte de compression à la surface avoisinant les 940 MPa. (27)

5.2.2.2 Microbillage et polissage par ultrasons

Au même titre que le grenaillage, le microbillage est un traitement de surface par impact. La projection de microbilles, le plus souvent en verre, permet de décaper et de nettoyer la surface de la pièce sans en altérer la structure. Elle permet notamment de se débarrasser des particules de poudre superficielles à moitié ou non fusionnées. (26)

Le polissage par ultrasons s'effectue à l'aide d'une pièce à main dotée d'une lime diamantée ou d'une pierre céramique. Il est surtout destiné aux travaux de grande précision et permet comme pour le microbillage de nettoyer et polir la surface des pièces. (26) Comme nous le montre le tableau 6, ces traitements surfaciques permettent de diminuer la valeur du Ra de façon significative.

Post- traitements	Ra d'un composant en Ti-6Al-4V (µm)		Ra d'un composant en Co-Cr-Mo (μm)	
	Face supérieure	Faces latérales	Face supérieure	Faces latérales
Brut (Sans post- traitement)	18	20	15	15
Microbillage	12	13	12	8
Polissage par ultrasons	10	11	7	5

Tableau 6 - Influence des traitements de surface sur le Ra (26)

6 Propriétés des matériaux fabriqués par micro-fusion laser

En micro-fusion laser, les propriétés thermiques, physiques et biologiques varient beaucoup d'un matériau à l'autre en fonction de sa composition, mais également en fonction du paramétrage de la fabrication et des post-traitements. Le tableau en annexe 1 répertorie, pour un échantillon de différentes poudres, les valeurs atteignables après fabrication et traitements en utilisant les paramètres recommandés par les fabricants.

6.1 Propriétés thermiques : la dilatation thermique

La dilatation thermique est la variation de longueur d'un corps, tel qu'une pièce ou un étalon de travail, en réponse à une variation de température. (93)

Chaque matériau possède un coefficient de dilatation thermique qui lui est propre en fonction de sa composition.

En chirurgie dentaire, le coefficient thermique des armatures de couronnes ou de bridges fabriquées par SLM est très important car il va déterminer quelle céramique pourra être utilisée. La compatibilité des coefficients d'expansion thermique de la céramique et de l'alliage est primordiale de façon à éviter la fracture de la céramique au cours de l'élaboration. (94,95)

6.2 Propriétés physiques et mécaniques

6.2.1 Densité

La densité est le rapport entre la masse d'une substance et la masse d'un volume égal d'un corps de référence à une température de référence. Pour les solides, le corps de référence est l'eau pure à 4 °C. La densité n'a pas d'unité de mesure mais dans le

cas des solides, sa valeur correspond à celle de sa masse volumique à l'état non poreux qui s'exprime généralement en g/cm³.

La densité des alliages métalliques est très importante à prendre en compte en chirurgie dentaire surtout en prothèse amovible partielle car c'est elle qui va conditionner le poids du châssis. L'utilisation du Ti-6Al-4V dont la masse volumique est faible permet par exemple de fabriquer des châssis plus légers qu'avec le Co-Cr-Mo. Toutefois, leur faible module d'élasticité contrebalance cet avantage car pour obtenir une rigidité équivalente aux alliages de Co-Cr il faut augmenter l'épaisseur des châssis. (51)

6.2.2 Densité relative

Certains matériaux notamment ceux élaborés par SLM sont considérés comme poreux et leur densité diffère donc de leur densité à l'état non poreux : c'est la densité relative ou masse volumique relative.

La densité relative est le rapport, généralement exprimé en pourcentage, de la masse volumique d'un objet poreux à la masse volumique du même matériau à l'état non poreux. (34,47) Les défauts de structures comme les pores et les lacunes sont les éléments responsables de la porosité du matériau.

Une bonne répartition de la poudre couplée à une configuration adaptée des paramètres de fabrication permet d'obtenir une densité relative élevée et garantit de bonnes propriétés mécaniques. (26,70)

Matériau	Ti-6Al-4V	Co-Cr-Mo
Puissance du laser (W)	95	95
Épaisseur de couche (µm)	30	40
Vitesse de balayage (mm/s)	125	200
Pas de balayage (µm) Chevauchement (%)	130 35	140 30
Densité énergétique (J/mm ³)	195	85
Densité relative (%)	> 99,8	> 99,9

 Tableau 7 - Fenêtres de paramètres permettant d'obtenir une densité relative maximale (26)

Les études montrent que comparativement aux échantillons fabriqués par SLM, les échantillons coulés sont plus poreux. (96,97)

La densité relative des pièces usinées, contrairement à la coulée ou à la fabrication additive, est presque indépendante des paramètres de fabrication car elle dépend de la qualité du bloc de métal utilisé. (69) Généralement et comme pour les échantillons imprimés leur densité relative approche les 100%.

6.2.3 Dureté Vickers

La dureté représente la résistance d'un matériau à la déformation, en particulier à la déformation rémanente par pénétration ou rayure. Il existe plusieurs essais de dureté différents, notamment l'essai de dureté Vickers dont les résultats s'expriment en HV. (98)

En dentisterie, la dureté du matériau lui permet de résister à des déformations localisées induites par la mastication. De préférence, la dureté de la reconstitution prothétique fixée doit être d'un ordre de grandeur proche de celle de l'émail (environ 300 HV) pour ne pas être préjudiciable à la dent opposée. (99) Comme le montre les données de l'annexe 1, la dureté des composants fabriqués par SLM est compatible avec celle de l'émail.

La dureté est directement influencée par la densité relative. Une densité relative élevée augmente la dureté du matériau. (26)

6.2.4 Essais de traction

L'essai de traction est un essai qui consiste à déformer une éprouvette par une force de traction, généralement jusqu'à rupture dans le but de déterminer une ou plusieurs caractéristiques de traction. (98)

Les résultats de l'essai fournissent de multiples données qui peuvent être exposées sous la forme d'un diagramme contrainte-déformation.



Figure 30 - Diagramme contrainte-déformation (d'après (100))

6.2.4.1 Module de Young

Le module de Young ou module d'élasticité (E) est la contrainte mécanique mesurée en Pascals qui engendrerait un allongement de 100% du matériau en supposant que celui-ci ne subisse pas de déformation plastique ou ne se rompt. Plus celui-ci est important et plus le matériau est rigide.

Le module de Young fait partie des critères de sélection des matériaux métalliques pour la réalisation de prothèses dentaires. (42) En implantologie, la valeur de ce module est très importante car elle doit s'accorder aux propriétés mécaniques de l'os. (101)

6.2.4.2 Limite d'élasticité

La limite d'élasticité (Re) est la contrainte maximale qu'un matériau est capable de supporter sans déformation permanente subsistant après suppression complète de la contrainte. Plus la limite d'élasticité est élevée, plus le matériau est dur.

Quand il n'est pas possible de déterminer la limite d'élasticité, on définit une limite conventionnelle d'élasticité Re 0,2 correspondant à un allongement relatif ε = 0,2 %.

6.2.4.3 Contrainte ultime en traction

La contrainte ultime en traction ou la résistance à la traction (Rm) se définit comme la contrainte maximale atteinte durant l'essai de traction. Elle se mesure en Pascals.

6.2.4.4 Allongement à la rupture et ductilité

L'allongement à la rupture (A%) est l'allongement relatif après rupture (après le retrait élastique des deux morceaux d'éprouvette). Plus l'allongement sera important, plus le matériau sera ductile. La ductilité représente ainsi la capacité d'un matériau à se déformer plastiquement sans se rompre. (98)

La ductilité est l'un des grands points faibles de la SLM, de par la phase martensite, les contraintes résiduelles et l'anisotropie. (55,68) Elle est cependant essentielle, et certaines normes demandent un seuil minimum d'allongement parmi leurs conditions d'utilisation. (42,102)

Par exemple, la norme ASTM F1472 impose aux implants en Ti-6Al-4V de posséder un allongement à la rupture supérieur au seuil de 10%. Les composants fabriqués avec ce matériau en micro-fusion laser peinent à atteindre ce seuil sans traitement thermique. (31,75)

6.2.4.5 Influence de l'orientation tridimensionnelle sur les essais de traction

En micro-fusion laser, les propriétés du composant sont anisotropes. En conséquence, les résultats des essais de traction sont fortement dépendants de l'orientation de la microstructure. (14,68)

Tableau 8 - Allongement d'un échantillon en Ti-6Al-4V suivant le procédé de fabrication (14)

	Micro-fusion laser			
	Direction longitudinale	Direction transversale	Forgé (usinage)	coulé
Allongement (%)	7,6	1,7	14	13,5

Kajima *et al.* ont mené des tests de tension à l'aide d'éprouvettes en Co-Cr-Mo fabriqués par SLM séparées en trois groupes en fonction de la direction de fabrication choisie : (71)

- Le premier groupe TL0 dont l'axe longitudinal de l'éprouvette coïncide avec la direction d'apposition des couches.

- Le second groupe TL45 dont l'axe longitudinal est incliné de 45° par rapport à la direction d'apposition des couches.

- Le troisième groupe TL90 dont l'axe longitudinal est incliné de 90° par rapport à la direction d'apposition des couches.



Figure 31 - Orientation tridimensionnelle des éprouvettes de traction (71)

Les résultats montrent que les échantillons du groupe TL0 possèdent un pourcentage d'élongation avant rupture bien supérieur aux groupes TL45 ou TL90. Pour un échantillon coulé de composition identique, la ductilité est équivalente aux résultats du groupe TL0.

La différence de performance entre les échantillons s'explique par l'orientation préférentielle des cristaux proche de l'orientation d'apposition des couches. (12,68) Les traits de fracture des échantillons sont localisés au niveau des zones de jonction des cordons métalliques. Ces zones constituent des points de fragilité de la pièce où s'initient les fissures. (68)

Averyanova *et al.* ont montré que les propriétés mécaniques d'une pièce en Co-Cr fabriquée par SLM étaient équivalentes à celle d'une pièce de même nature usinée, avec toutefois un allongement à la rupture légèrement inférieur. (103)

En conclusion, les résultats des essais de traction pour une pièce fabriquée par SLM sont influencés par l'orientation de fabrication. Si l'anisotropie reste le point faible de ce procédé de fabrication, il est grandement atténué grâce aux post-traitements thermiques.

6.2.5 Essais de fatigue

L'essai de fatigue est un essai réalisé en vue de déterminer la résistance en fatigue en appliquant à une éprouvette des forces ou des déformations répétées de valeur constante ou variable. (98)

L'essai se termine par la rupture de l'échantillon, ou lorsque le nombre de cycle paramétré est atteint. Comme pour les essais de traction, l'analyse du faciès de rupture nous donne de multiples informations pour comprendre mais aussi déterminer les faiblesses qui ont mené à la fracture.

Les résultats des essais de fatigue sont extrêmement dépendants de la qualité de surface de l'échantillon, particulièrement dans la zone où la force exercée génère le plus de contraintes résiduelles. (104) Cette zone est le lieu d'initiation des microfissures qui mèneront possiblement à la fracture. La propagation interne des microfissures est guidée par les zones de faiblesse du composant notamment par les défauts de structure comme les lacunes et les porosités. (28) Les porosités sont moins susceptibles d'altérer la résistance à la fatigue que les lacunes, qui ont une forme très irrégulière. (105) La densité relative de la pièce doit être maximale, et le paramétrage doit être bien réglé afin de limiter la présence de ces défauts.

6.2.5.1 Influence de l'orientation tridimensionnelle sur les essais de fatigue

En prothèse amovible partielle, le design du châssis est conçu pour le stabiliser lors de la mastication. Cependant, les mouvements répétés d'insertion et d'enlèvement de l'appareil engendrent des contraintes et fatiguent les crochets qui se fracturent.

Kajima *et al.* ont mené des essais de fatigue sur des échantillons en Co-Cr-Mo fabriqués par SLM et constitués chacun d'un crochet et d'une plaque à laquelle il est fixé. (71) Les échantillons sont classés en trois groupes selon trois orientations tridimensionnelles différentes :
- Le premier groupe FL0 dont l'axe longitudinal de la plaque coïncide avec la direction de fabrication.

- Le second groupe FL45 dont l'axe longitudinal de la plaque est incliné de 45° par rapport à la direction de fabrication.

- Le troisième groupe FL90 dont l'axe longitudinal de la plaque est incliné de 90° par rapport à la direction de fabrication.



Figure 32 - Orientation tridimensionnelle des échantillons (71)

Lors des essais, la contrainte est exercée à l'extrémité du crochet de façon à l'écarter de la plaque pour simuler la contrainte lors de l'insertion/enlèvement de la prothèse. La zone de tension maximale est alors située sur la face interne du crochet.

Au niveau des résultats, les échantillons du groupe FL0 présentent de meilleures performances que ceux des groupes FL45 et FL90. La figure 35 montre qu'une orientation tridimensionnelle mal déterminée favorise un effet d'escalier qui augmente la rugosité et altère significativement la résistance à la fatigue.



Figure 33 - Image au microscope optique de la face interne des crochets : (a)FL0 ;(b)FL45 ;(c)FL90 (71)

Dans ce cas de figure, la surface interne des crochets doit donc idéalement être parallèle à la direction de fabrication.

Pour un échantillon coulé de composition identique, la résistance à la fatigue est supérieure à celle des échantillons FL45 et FL90, mais inférieure à celle du groupe FL0. La microstructure de ce dernier constituée d'un fin réseau dendritique va en effet s'opposer plus efficacement aux déformations et à la propagation des fissures.

Les résultats aux tests de fatigue pour un échantillon fabriqué par SLM sont donc fortement dépendants de son orientation lors de la fabrication. (71,106) Ils varient de façon importante en fonction de la géométrie de la pièce et du paramétrage de la machine à commande numérique. L'état de surface reste un point faible majeur des techniques additives mais il pourra être amélioré lors des finitions grâce à des traitements de surface comme le microbillage. (28)

6.2.6 Comparaison avec les processus de fabrication classiques

Les données concernant les propriétés mécaniques fournies par les essais de traction sur les matériaux forgés (pour l'usinage) ou coulés sont présentés dans le tableau 9.

Dronviátác du motáriou	Co-Cr-Mo		Ti-6Al-4V	
Proprietes du materiau	Forgé	Coulé	Forgé	Coulé
Limite d'élasticité (MPa)	827	450	710	880
Contrainte ultime en traction (MPa)	1172	655	815	1025
Allongement à la rupture (%)	12	8	19	12

Tableau 9 - Résultats des essais de traction avec les matériaux forgés et coulés pour le Co-Cr-Mo (48) et pour le Ti-6Al-4V (107)

De par leur microstructure composée de fins cristaux, certaines propriétés mécaniques des composants bruts fabriqués par SLM telles que la dureté, la limite d'élasticité ou encore la contrainte ultime en traction sont meilleures que celles des composants coulés et comparables voire supérieures à celle des composants usinés (annexe 1). En revanche, l'anisotropie affecte de façon claire la ductilité et la résistance à la fatigue. Bien que celle-ci puisse être minimisée par un traitement thermique, l'obtention de composants fonctionnels avant tout post-traitement représente un enjeu économique majeur pour l'avenir.

6.3 Propriétés chimiques et biologiques

6.3.1 Biocompatibilité

Les alliages à base de titane et de cobalt-chrome sont utilisés pour la fabrication des dispositifs médicaux à usage dentaire car ce sont des matériaux dits biocompatibles.

La biocompatibilité se définit par la capacité d'un dispositif médical ou d'un matériau à produire une réponse hôte appropriée dans une application spécifique. (108) En implantologie par exemple, la réponse appropriée de l'organisme suite à la pose de l'implant se manifeste par son ostéointégration. (109)

La biocompatibilité des alliages métalliques est difficile à mesurer car elle dépend de nombreux éléments comme l'absence de toxicité, l'absence de réaction allergique ou encore la résistance à la corrosion.

La corrosion

La présence de dispositifs médicaux partiellement métallique couplée à la présence de salive dans le milieu buccal induit des phénomènes de corrosion.

La corrosion se définit par l'interaction physico-chimique entre un métal et son milieu environnant entraînant des modifications dans les propriétés du métal et pouvant conduire à une dégradation significative de la fonction du métal, du milieu environnant ou du système technique dont ils font partie. (110) En dentisterie, les méthodes d'essais de corrosion des matériaux métalliques sont spécifiées par la norme ISO 10271. (111)

L'humidité et l'acidité du milieu salivaire constituent des conditions propices à la corrosion et à la dégradation chimique des matériaux dentaires. L'alliage s'oxyde, libérant des ions métalliques dans la salive qui joue alors le rôle d'électrolyte. (112) Certains ions métalliques libérés et absorbés peuvent en grande quantité se montrer néfastes voir toxiques pour l'organisme. (113,114) La quantification de cette libération est donc un paramètre important pour évaluer la biocompatibilité. (115)

6.3.2 Biocompatibilité du Co-Cr

Les résultats des études montrent que la résistance à la corrosion des échantillons en Co-Cr fabriqués par SLM est supérieure à celle des échantillons coulés, car ils disposent d'une microstructure plus fine et homogène. (69,70,116,117)

La quantité d'ions métalliques libérés initialement dans la solution par les échantillons coulés est très nettement supérieure à celle des échantillons imprimés. (70) Cependant quelle que soit la méthode de fabrication utilisée, l'émission des ions décroit très rapidement en quelques jours pour approcher d'une faible valeur finale. (26)

Selon Hedberg *et al.*, le phénomène de corrosion va varier en fonction du paramétrage utilisé pour la fabrication par SLM. (70) L'augmentation de l'épaisseur des couches réduit significativement le nombre de cordons de métal nécessaires à la fabrication. Les zones de jonction entre ces cordons qui constituent les sites préférentiels de la corrosion seront donc quantitativement moins présentes et le phénomène sera diminué. La libération d'ions est également moindre avec des couches plus épaisses.

6.3.3 Biocompatibilité du Ti-6AI-4V

Une étude récente visant à évaluer la biocompatibilité du Ti-6Al-4V montre que l'alliage forgé (matière première pour l'usinage d'implants) est plus résistant à la corrosion qu'un échantillon brut fabriqué par SLM. La raison s'explique principalement par la structure de ce dernier, composée à 95% d'une phase martensite α ' bien plus sensible à la corrosion que les phases stables α et β . (118)

En conclusion, les pièces fabriquées par SLM présentent de bons résultats aux tests de biocompatibilité, mais ceux-ci peuvent varier suivant le paramétrage et les post-traitements.

7 Les principales applications de la micro-fusion laser en chirurgie dentaire

7.1 Les différents éléments prothétiques

Les éléments métalliques constituant les dispositifs médicaux dentaires doivent répondre à la norme ISO 22674 qui établit une classification en fonction de leur utilisation. (42,119) Cette classification est divisée en 6 types différents représentés dans le tableau 10.

Туре	Utilisation
0	Destiné aux restaurations fixes unitaires soumises à faible contrainte, par exemple les petits inlays mono-face ou les couronnes à revêtement céramique
1	Destiné aux restaurations fixes unitaires soumises à faible contrainte, par exemple des inlays mono-face avec ou sans revêtement céramique et les couronnes à revêtement céramique
2	Destiné aux restaurations fixes unitaires, par exemple les couronnes ou les inlays sans restriction quant au nombre de faces
3	Destiné aux restaurations fixes multiples, par exemple les bridges
4	Destiné aux appareils de section mince soumis à des forces tris importantes, par exemple les prothèses partielles amovibles, les crochets, les couronnes minces à revêtement céramique, les bridges de longue portée ou les bridges de petite section, les barres, les attachements, les superstructures soutenues par des implants
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

Tableau 10 - Classification des types d'utilisation des matériaux métalliques (42)

À chaque type correspond certaine exigence en terme de propriétés mécaniques exposées dans le tableau 11.

Туре	Limite d'élasticité à 0,2% (MPa)	Allongement à la rupture (%)	Module de Young (GPa)
0	-	-	-
1	≥ 80	≥ 18	-
2	≥ 180	≥ 10	-
3	≥ 270	≥ 5	-
4	≥ 360	≥ 2	-
5	≥ 500	≥2	≥ 150

Tableau 11 - Exigences mécaniques des matériaux métalliques en fonction du type d'utilisation (42)

Les fabricants de poudres métalliques à usage dentaire doivent donc spécifier sur la notice d'utilisation le respect de cette norme, ainsi qu'à quel type d'utilisation l'alliage correspond.

7.1.1 Prothèse fixée

La réalisation d'une prothèse fixée unitaire ou plurale doit respecter certains critères, notamment une adaptation correcte entre la chape et le pilier. Une bonne adaptation prothétique laisse un espace disponible pour l'agent de scellement et assure dans le même temps une certaine étanchéité au niveau marginal pour éviter la percolation bactérienne et les caries secondaires.

L'adaptation de la couronne s'évalue le plus souvent par la mesure de l'espacement entre celle-ci et le pilier. (120) La mesure se compose généralement de trois relevés :

- L'espace interne occlusal
- L'espace interne à mi-hauteur
- L'espace marginal



Figure 34 - Les cinq points de mesure de l'espacement indiqués par les fines lignes noires. L'agent de scellement (en blanc) est visible entre la chape métallique (en noir) et le pilier (en gris) (120)

De manière générale, la valeur la plus élevée est celle de l'espace interne occlusal.

Concernant l'adaptation marginale, la plupart des auteurs s'accordent sur le fait qu'une précision d'adaptation inférieure à 120 μ m apparait cliniquement acceptable pour la fabrication de prothèses fixées métalliques en odontologie. (121) Selon Xu *et al.*, l'adaptation marginale moyenne de couronnes en Co-Cr fabriquées par SLM serait significativement plus exacte que celle d'échantillons de même nature fabriqués par coulée (respectivement 103 et 170 μ m). (122) Enfin, selon Koutsoukis *et al.*, l'adaptation marginale de couronnes en Co-Cr fabriquées par SLM serait que celle d'échantillons de même nature fabriqués par coulée (respectivement 103 et 170 μ m). (122) Enfin, selon Koutsoukis *et al.*, l'adaptation marginale de couronnes en Co-Cr fabriquées par SLM serait plus exacte que celle de couronnes en Co-Cr fabriquées par SLM serait plus exacte que celle de couronnes fabriquées par coulée ou par usinage. (97)

7.1.1.1 Couronne coulée

La couronne coulée est une couronne entièrement composée de métal qui, une fois les finitions réalisées, sera directement livrée au patient. Le respect dimensionnel du modèle numérique et les finitions de surface sont donc des critères fondamentaux de qualité.

Jardel et al. montrent qu'à l'état brut, les couronnes coulées fabriquées par SLM présentent un état de surface rugueux et inesthétique parsemé de particules

métalliques, tout particulièrement au niveau occlusal. (32) La position orientée vers le bas de la face occlusale en est l'explication principale. Des post-traitements surfaciques comme le microbillage sont alors mis en œuvre pour nettoyer et polir les couronnes.

Concernant la stabilité dimensionnelle, la même étude constate une légère réduction de volume des couronnes métalliques par rapport aux modèles initiaux. Cette réduction de volume est d'autant plus marquée au niveau des couronnes après un polissage qui nécessite un enlèvement de matière. (32)

Bien que certains ajustements soient nécessaires, l'exactitude de la technique et des propriétés structurales et mécaniques des pièces fabriquées par SLM apparaissent suffisantes pour la fabrication de prothèses fixées métalliques en odontologie. Cependant, l'état de surface brut et la fidélité de reproduction de la face occlusale semblent actuellement orienter vers la fabrication de chapes métalliques dont l'anatomie occlusale ne nécessite pas un grand degré de précision. (32)

7.1.1.2 Couronne céramo-métallique et bridge céramo-métallique

Concernant la réalisation de bridges ou de couronnes céramo-métalliques, la structure composite associant les deux matériaux (métal et céramique) est soumise à des essais règlementés pas la norme ISO 9693-1. (123) La norme précise notamment que la valeur minimale d'adhésion doit être de 25 MPa. Les études portant sur le procédé de micro-fusion laser montrent que la valeur d'adhésion à la céramique dépasse largement ce seuil. (124–127)

Malgré le fait que le métal ne soit pas visible en bouche, l'état de surface est un élément qui ne doit pas être négligé pour obtenir une bonne adhésion de la céramique.

Concernant l'utilisation du Co-Cr, la valeur d'adhésion est équivalente à celle des techniques traditionnelles par coulée et par usinage. (124,127)

Selon Zhang *et al.*, la valeur d'adhésion des chapes en Co-Cr fabriquées par SLM serait significativement plus élevée lorsqu'aucun polissage n'est effectué. (128).

Zeng *et al.* montrent que les cuissons répétées nécessaires à l'ajout de céramique n'ont pas d'impact significatif sur l'adaptation marginale des chapes en Co-Cr fabriquées par SLM. (129) Les multiples cuissons n'altèrent pas non plus la résistance à la corrosion d'une pièce en Co-Cr, qui est d'ailleurs plus élevée que celle d'une couronne fabriquée par coulée. (116)

Même si le titane est plus compliqué à travailler, son utilisation en micro-fusion laser pour les armatures donne également des résultats satisfaisants. (57,127)

7.1.2 Prothèse amovible

7.1.2.1 Prothèse amovible partielle

Dans ce domaine, la CFAO présente un atout de taille comparativement aux techniques classiques. En effet, il ne faut que dix à vingt minutes à un utilisateur pour concevoir un châssis sur le logiciel CAO (allant de la détermination de l'axe d'insertion au tracé du châssis et au positionnement des grilles, taquets et autres éléments). (3)

En ce qui concerne la fabrication par la machine-outil, la géométrie complexe des châssis rend l'usinage difficile voire inadapté, nécessitant au minimum des machines à 5 axes. (1,20) De son côté, la SLM présente un inconvénient non négligeable : l'altération de l'état de surface, provoquée en grande partie par l'effet d'escalier, nuit à la reproduction fidèle des crochets et diminue les performances mécaniques. (1,71)

Kajima *et al.* montrent dans leur étude que la résistance à la fatigue des crochets imprimés à l'état brut est fortement dépendante l'orientation tridimensionnelle choisie. Cette résistance est équivalente voire légèrement supérieure à celle des crochets coulés, uniquement dans le cas où la face interne des crochets suit la direction d'apposition des couches. (71)

Cependant, quelle que soit l'orientation choisie, les propriétés mécaniques peuvent significativement être améliorées par des post-traitements. Le grenaillage, tout particulièrement adapté dans cette situation, réduit la rugosité de surface et augmente de façon importante la résistance à la fatigue. (27)

L'utilisation de la poudre de titane pour réaliser des châssis de prothèse amovible permet de pallier aux situations d'allergies aux autres métaux. (50) Les châssis coulés en titane présentent souvent une fragilité importante aux niveau des crochets ce qui fait de la SLM une technique intéressante.

7.1.2.2 Prothèse amovible complète

Une prothèse amovible complète est généralement constituée d'une base en résine acrylique servant de support aux dents artificielles. Dans certaines situations cliniques, la base en résine est remplacée par un châssis métallique.

Ce châssis a pour but d'améliorer la rétention et la résistance mécanique de la prothèse. Il permet également d'améliorer le confort du patient en diminuant l'épaisseur et le poids de la prothèse. (130)

L'adaptation des châssis en Ti-6Al-4V a été étudiée par Kanazawa *et al.* L'étude conclut que le procédé de fabrication par SLM permet d'obtenir des châssis d'une épaisseur de 0,8mm, dont l'adaptation est comparable à celle de châssis coulés. De plus, les châssis imprimés sont moins poreux, et présentent une dureté Vickers légèrement plus élevée. (52)

7.2 Implants et prothèses implanto-portées

Les implants sont très majoritairement réalisés en titane depuis les années 80 du fait de la découverte de l'ostéointégration de ce matériau. (131) Le processus de fabrication passe le plus souvent par un usinage, suivi de traitements de surface pour faciliter cette ostéointégration. (132) En effet, les études montrent qu'une surface rugueuse facilite la croissance et l'apposition de l'os à la surface de l'implant. (133,134)

Actuellement, la SLM donne la possibilité de fabriquer des implants disposant naturellement d'une surface poreuse sans nécessité de post-traitements. Elle présente également l'avantage de ne pas utiliser de systèmes de refroidissements lors de la fabrication qui pourraient contaminer la surface de l'implant. (135) Le fait de s'affranchir des étapes de traitement surfacique permet alors une réduction du temps et du coût de fabrication.

D'un point de vue mécanique, les propriétés de l'implant doivent s'adapter à celles de l'os pour éviter les effets néfastes du « shielding effect » qui provoque une résorption osseuse. (36) Indépendamment de l'alliage utilisé, la SLM permet de moduler les propriétés mécaniques de l'implant en modifiant sa densité. Selon Chen *et al.*, un implant en Ti-6AI-4V avec une porosité de 67% possède un module de Young de 15 GPa et une limite d'élasticité de 129 MPa qui concordent avec les propriétés mécaniques de l'os. (101)

Une étude portant sur le suivi d'implants en Ti-6Al-4V réalisés en micro-fusion laser montre un taux de survie de 94,5% après trois ans. Les résultats indiquent donc que ce processus de CFAO représente une option clinique tout à fait adaptée à la fabrication d'implants dentaires. (135)

Prothèses implanto-portées

Les prothèses implanto-portées doivent répondre à des critères de qualité très rigoureux, notamment concernant l'adaptation passive avec les piliers implantaires. D'après la littérature, cette adaptation nécessite un ajustement précis au niveau des points de vissage de l'ordre de 40 µm pour éviter tout problème. (136)

L'axe des différents implants chez un même patient ne varie en théorie que de quelques degrés. Ce parallélisme permet de paramétrer une orientation tridimensionnelle optimale afin de limiter au maximum l'effet d'escalier au niveau des zones d'ajustement. (20) La SLM permet ainsi la fabrication de prothèses implantoportées personnalisées complexes que ce soit en acier, en Co-Cr ou en titane. Cependant pour s'assurer un ajustement précis, il est possible de procéder à une reprise par usinage au niveau des zones de raccord. La prothèse est alors fabriquée localement avec des surépaisseurs qui seront retirées par la suite avec des outils de précision. (1,20)

Conclusion

La micro-fusion laser est un procédé complexe où des conditions métallurgiques particulières vont générer une structure unique au cours de la fabrication. Ajouté à cela, chaque poudre va se comporter différemment en fonction de sa composition, de la taille et de la morphologie de ses particules ou encore de ses propriétés thermiques. La maîtrise de tous ces éléments requiert un apprentissage et un certain nombre de connaissances théoriques.

La multiplicité des paramètres sur le logiciel et sur la machine-outil tels que la source d'énergie, la stratégie de balayage, l'épaisseur de couche, ou l'orientation tridimensionnelle de la pièce est difficile à prendre en main et demande de l'expérience de la part de l'utilisateur. La complexité de la micro-fusion laser peut malgré tout constituer un avantage de taille en permettant de moduler dans une certaine mesure les propriétés des composants selon ses besoins.

Actuellement, la micro-fusion laser constitue un procédé de fabrication parfaitement utilisable en chirurgie dentaire, sans pour autant remplacer l'usinage ou les techniques traditionnelles. C'est une technique récente possédant ses propres avantages et inconvénients, mais qui dispose également une marge de progression importante. À ce titre, les recherches visent ainsi à gagner en qualité et en productivité en s'affranchissant des post-traitements et en prévenant les défauts de fabrication par un contrôle automatisé et dynamique des variables de fabrication. L'objectif est également d'adapter cette technologie en la rendant utilisable au cabinet dentaire pour utiliser le métal, mais également d'autres types de matériaux à l'avenir comme la céramique.

Références bibliographiques

- 1. Guide de la CFAO dentaire [Internet]. Disponible sur: http://www.cnifpd.fr/guidecfao/
- Boitelle P, Fromentin O, Mawussi B, Tapie L. Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO -Partie 1. BioMatériaux Cliniques. mars 2018;3(1):90-5.
- 3. Clerc S. Impression 3D en odontologie partie 2 Conception d'une imprimante 3D. 2016.
- ISO/ASTM 52900:2015 Fabrication additive -- Principes généraux -- Terminologie [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/69669.html
- 5. Pillot S. Fusion laser sélective de lit de poudres métalliques. Techniques de l'Ingénieur. 2016;1-21.
- 6. Averyanova M. Quality control of dental bridges and removable prostheses manufactured using Phenix Systems equipment. 17th European Forum on Rapid Prototyping and Manufacturing; 2012; Paris.
- CAMbridgeTM Logiciel de fabrication de prothèse / fao / dentaire / pour laboratoire dentaire by 3shape | MedicalExpo [Internet]. Disponible sur: http://www.medicalexpo.fr/prod/3shape/product-71366-539023.html
- 8. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. janv 2012;28(1):3-12.
- 9. Shellabear M, Nyrhilä O. DMLS-Development history and state of the art. LANE 2004 conference; 2004; Allemagne.
- 10. Deckard CR. Method and apparatus for producing parts by selective sintering [Internet]. US4863538A, 1989. Disponible sur: https://patents.google.com/patent/US4863538A/en
- 11. Materialgeeza. SLS system schematic [Internet]. Disponible sur: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Selective_laser_melting_system_schematic.jpg
- Song B, Zhao X, Li S, Han C, Wei Q, Wen S, et al. Differences in microstructure and properties between selective laser melting and traditional manufacturing for fabrication of metal parts: A review. Front Mech Eng. 1 juin 2015;10(2):111-25.
- Abe F, Osakada K, Shiomi M, Uematsu K, Matsumoto M. The manufacturing of hard tools from metallic powders by selective laser melting. Journal of Materials Processing Technology. avr 2001;111(1-3):210-3.
- Vilaro T, Colin C, Bartout JD. As-Fabricated and Heat-Treated Microstructures of the Ti-6Al-4V Alloy Processed by Selective Laser Melting. Metallurgical and Materials Transactions A. oct 2011;42(10):3190-9.
- 15. Gu DD, Meiners W, Wissenbach K, Poprawe R. Laser additive manufacturing of metallic components: materials, processes and mechanisms. International Materials Reviews. mai 2012;57(3):133-64.
- 16. Belle LV. Analyse, modélisation et simulation de l'apparition de contraintes en fusion laser métallique. INSA de Lyon; 2013.
- 17. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. International Journal of Machine Tools and Manufacture. 1 oct 2006;46(12):1459- 68.

- Schleifenbaum H, Meiners W, Wissenbach K, Hinke C. Individualized production by means of high power Selective Laser Melting. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology. janv 2010;2(3):161-9.
- 19. Bremen S, Meiners W, Diatlov A. Selective Laser Melting. Laser Technik Journal. 1 avr 2012;9(2):33 8.
- Kruth JP, Broucke BVD, Vaerenbergh J van, Vaerenbergh JV, Naert I. Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. 2nd International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping (VRAP). 28 sept 2005;139-45.
- 21. Jaisson M. Impression 3D : la nouvelle mode en chirurgie dentaire ? DT Study Club. 2015;3(3):38-42.
- 22. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for 3D Metal Printing in Dentistry. Curr Oral Health Rep. 1 sept 2017;4(3):201- 8.
- 23. Boitelle P, Fromentin O, Mawussi B, Tapie L. Les dispersions de données dans les chaînes de CFAO -Partie 2. BioMatériaux Cliniques. oct 2018;3(2):67-76.
- 24. Thijs L, Verhaeghe F, Craeghs T, Humbeeck JV, Kruth J-P. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti–6Al–4V. Acta Materialia. 1 mai 2010;58(9):3303-12.
- 25. Qian B, Saeidi K, Kvetková L, Lofaj F, Xiao C, Shen Z. Defects-tolerant Co-Cr-Mo dental alloys prepared by selective laser melting. Dent Mater. déc 2015;31(12):1435-44.
- 26. Kruth J-P, Vandenbroucke B. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyping Journal. 7 août 2007;13(4):196- 203.
- 27. Sanz C, García Navas V. Structural integrity of direct metal laser sintered parts subjected to thermal and finishing treatments. Journal of Materials Processing Technology. 1 déc 2013;213(12):2126-36.
- 28. Zhang B, Li Y, Bai Q. Defect Formation Mechanisms in Selective Laser Melting: A Review. Chin J Mech Eng. 1 mai 2017;30(3):515-27.
- 29. Yadroitsev I, Pavlov M, Bertrand P, Smurov I. Mechanical properties of samples fabricated by selective laser melting. 14èmes Assises Européennes du Prototypage & Fabrica tion Rapide; 2009 juin; Paris.
- ISO/TS 21432:2005 -- Essais non destructifs -- Méthode normalisée de détermination des contraintes résiduelles par diffraction de neutrons [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:ts:21432:ed-1:v1:fr:term:3.3
- Xu W, Brandt M, Sun S, Elambasseril J, Liu Q, Latham K, et al. Additive manufacturing of strong and ductile Ti-6Al-4V by selective laser melting via in situ martensite decomposition. Acta Materialia. 15 févr 2015;85:74-84.
- 32. Jardel V, Chauvel B, Leize-Zal E, Le Person L. CFAO et microfusion laser : étude de l'adaptation de couronnes métalliques unitaires. Stratégie prothétique. avr 2016;16(2):1- 13.
- Murr LE, Gaytan SM, Ramirez DA, Martinez E, Hernandez J, Amato KN, et al. Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies. Journal of Materials Science & Technology. janv 2012;28:1- 14.
- 34. ISO 3252:1999 Métallurgie des poudres -- Vocabulaire [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/26045.html
- 35. Antony LVM, Reddy RG. Processes for production of high-purity metal powders. JOM. 1 mars 2003;55(3):14- 8.
- 36. Zhang L-C, Attar H. Selective Laser Melting of Titanium Alloys and Titanium Matrix Composites for Biomedical Applications: A Review. Advanced Engineering Materials. 1 avr 2016;18(4):463 75.

- 37. Élaboration de poudres métalliques par atomisation gazeuse [Internet]. [cité 23 oct 2018]. Disponible sur: http://lermps.utbm.fr/wp-content/uploads/2015/09/PLAQUETTE_LERMPS_ATOMISATION.pdf
- Sakly A. Fabrication additive de pièces à base d'alliages métalliques complexes. Université de Lorraine; 2013.
- 39. Stephens S. Pharmaceutical Technology I Mixing [Internet]. Disponible sur: https://slideplayer.com/slide/8514259/
- Chan CDN. Cas simple d'un diagramme binaire : la solution solide unique. [Internet]. 2005. Disponible sur: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagramme binaire solution solide unique.png?uselang=fr
- 41. Fiche produit poudre LaserForm CoCr F75 (A) (3D Systems) [Internet]. Disponible sur: https://fr.3dsystems.com/sites/default/files/2017-03/3D-Systems_LaserForm_CoCrF75%28A%29_DATASHEET_USEN_2017.03.13_WEB.pdf
- 42. ISO 22674:2016 Médecine bucco-dentaire -- Matériaux métalliques pour les restaurations fixes et amovibles et les appareillages [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/59620.html
- ISO 5832-1:2016 Implants chirurgicaux -- Produits à base de métaux -- Partie 1: Acier inoxydable corroyé [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/66636.html
- 44. Bertrand P, Bayle F, Combe C, Goeuriot P, Smurov I. Ceramic components manufacturing by selective laser sintering. Applied Surface Science. 15 déc 2007;254(4):989-92.
- 45. Sing SL, Yeong WY, Wiria FE, Tay BY, Zhao Z, Zhao L, et al. Direct selective laser sintering and melting of ceramics: a review. Rapid Prototyping Journal. 13 mars 2017;23(3):611-23.
- 46. Yves-Christian H, Jan W, Wilhelm M, Konrad W, Reinhart P. Net shaped high performance oxide ceramic parts by selective laser melting. Physics Procedia. 1 janv 2010;5:587-94.
- 47. Yap CY, Chua CK, Dong ZL, Liu ZH, Zhang DQ, Loh LE, et al. Review of selective laser melting: Materials and applications. Applied Physics Reviews. 1 déc 2015;2(4):041101.
- 48. Davis JR. Nickel, Cobalt, and Their Alloys. ASM International; 2000. 450 p.
- 49. ASTM F75-12 Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants (UNS R30075) [Internet]. ASTM International; Disponible sur: http://www.astm.org/cgi-bin/resolver.cgi?F75-12
- 50. Oluwajana F, Walmsley AD. Titanium alloy removable partial denture framework in a patient with a metal allergy: a case study. British Dental Journal. août 2012;213(3):123 4.
- Laviole O, D'Incau E, Brousseaud J, Ichane V, Queguiner I, Blondel D, et al. De l'empreinte à l'essai du châssis métallique: étapes de laboratoire et implications cliniques. Stratégie Prothétique. sept 2005;5(4):261-72.
- 52. Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S, Nomura N. Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. J Prosthet Dent. déc 2014;112(6):1441-7.
- 53. Murr LE, Quinones SA, Gaytan SM, Lopez MI, Rodela A, Martinez EY, et al. Microstructure and mechanical behavior of Ti–6Al–4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 1 janv 2009;2(1):20- 32.
- Rafi HK, Karthik NV, Gong H, Starr TL, Stucker BE. Microstructures and Mechanical Properties of Ti6Al4V Parts Fabricated by Selective Laser Melting and Electron Beam Melting. J of Materi Eng and Perform. 1 déc 2013;22(12):3872-83.

- Wissenbach K, Höges S, Robotti P, Molinari A, Facchini L, Magalini E. Ductility of a Ti- 6Al- 4V alloy produced by selective laser melting of prealloyed powders. Rapid Prototyping Journal. 5 oct 2010;16(6):450- 9.
- Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Materials Science and Engineering: A. 15 mars 1998;243(1):231-6.
- 57. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. Journal of Prosthodontics. févr 2009;18:188-94.
- Hideshi M, Yoshinori I, Toshiaki U, Kenji S. The influence of density and oxygen content on the mechanical properties of injection molded Ti-6Al-4V alloys. Adv Powder Metall Part Mater. 2010;2010(1):46-4.
- 59. Zhang B, Liao H, Coddet C. Selective laser melting commercially pure Ti under vacuum. Vacuum. 1 sept 2013;95:25-9.
- 60. ELM Home Built Laser Projector [Internet]. Disponible sur: http://elmchan.org/works/vlp/report_e.html
- 61. Yadroitsava I, Yadroitsev I. Residual stress in metal specimens produced by direct metal laser sintering. Annual international solid freeform fabrication symposium; 2015 août; Etats-Unis.
- 62. Gebhardt A, Schmidt F-M, Hötter J-S, Sokalla W, Sokalla P. Additive Manufacturing by selective laser melting the realizer desktop machine and its application for the dental industry. Physics Procedia. 1 janv 2010;5:543-9.
- 63. Gu H, Gong H, Pal D, Rafi H, Starr T, Stucker B. Influences of Energy Density on Porosity and Microstructure of Selective Laser Melted 17-4PH Stainless Steel. Annual international solid freeform fabrication symposium; 2013 août 16; Etats-Unis.
- 64. Gu D, Shen Y. Balling phenomena in direct laser sintering of stainless steel powder: Metallurgical mechanisms and control methods. Materials & Design. 1 sept 2009;30(8):2903-10.
- 65. Kim D, Bae S, Kim C, Cho J, Choi B. Design and Evaluation of Digital Mirror System for SLS process. SICE-ICASE International Joint Conference. 2006;3670- 3.
- 66. Buchbinder D, Schleifenbaum H, Heidrich S, Meiners W, Bültmann J. High Power Selective Laser Melting (HP SLM) of Aluminum Parts. Physics Procedia. 2011;12:271-8.
- 67. Monroy K, Delgado J, Ciurana J. Study of the Pore Formation on CoCrMo Alloys by Selective Laser Melting Manufacturing Process. Procedia Engineering. 1 janv 2013;63:361-9.
- 68. Shifeng W, Shuai L, Qingsong W, Yan C, Sheng Z, Yusheng S. Effect of molten pool boundaries on the mechanical properties of selective laser melting parts. Journal of Materials Processing Technology. 1 nov 2014;214(11):2660-7.
- 69. Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, et al. Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 1 mai 2013;21:67-76.
- 70. Hedberg YS, Qian B, Shen Z, Virtanen S, Wallinder IO. In vitro biocompatibility of CoCrMo dental alloys fabricated by selective laser melting. Dent Mater. mai 2014;30(5):525-34.
- 71. Kajima Y, Takaichi A, Nakamoto T, Kimura T, Yogo Y, Ashida M, et al. Fatigue strength of Co-Cr-Mo alloy clasps prepared by selective laser melting. J Mech Behav Biomed Mater. 2016;59:446-58.
- 72. Totten GE, Howes MAH, Inoue T, éditeurs. Handbook of residual stress and deformation of steel. Materials Park, Ohio: ASM International; 2002. 499 p.

- 73. Qiu C, Kindi MA, Aladawi AS, Hatmi IA. A comprehensive study on microstructure and tensile behaviour of a selectively laser melted stainless steel. Scientific Reports. 17 mai 2018;8(1):7785.
- Knowles C, Becker T, Tait R. Residual stress measurements and structural integrity implications for selective laser melted TI-6AL-4V. South African Journal of Industrial Engineering. 1 nov 2012;23:119-29.
- 75. Yan M, Yu P. An Overview of Densification, Microstructure and Mechanical Property of Additively Manufactured Ti-6Al-4V — Comparison among Selective Laser Melting, Electron Beam Melting, Laser Metal Deposition and Selective Laser Sintering, and with Conventional Powder. In: Sintering Techniques of Materials. 2015. p. 77- 106.
- 76. Buchbinder D, Meiners W, Pirch N, Wissenbach K, Schrage J. Investigation on reducing distortion by preheating during manufacture of aluminum components using selective laser melting. Journal of Laser Applications. févr 2014;26(1):012004.
- 77. Kempen K, Vrancken B, Buls S, Thijs L, Van Humbeeck J, Kruth J-P. Selective Laser Melting of Crack-Free High Density M2 High Speed Steel Parts by Baseplate Preheating. Journal of Manufacturing Science and Engineering. 24 oct 2014;136(6):061026.
- 78. Gong H, Rafi K, Gu H, Starr T, Stucker B. Analysis of defect generation in Ti–6Al–4V parts made using powder bed fusion additive manufacturing processes. Additive Manufacturing. oct 2014;1- 4:87- 98.
- Liu QC, Elambasseril J, Sun SJ, Leary M, Brandt M, Sharp PK. The Effect of Manufacturing Defects on the Fatigue Behaviour of Ti-6A1-4V Specimens Fabricated Using Selective Laser Melting. Advanced Materials Research. mars 2014;891- 892:1519- 24.
- 80. Gu D, Hagedorn Y-C, Meiners W, Meng G, Batista RJS, Wissenbach K, et al. Densification behavior, microstructure evolution, and wear performance of selective laser melting processed commercially pure titanium. Acta Materialia. mai 2012;60(9):3849- 60.
- 81. Hussein A, Hao L, Yan C, Everson R. Finite element simulation of the temperature and stress fields in single layers built without-support in selective laser melting. Materials end Design. 2013;52:638-47.
- Li R, Liu J, Shi Y, Wang L, Jiang W. Balling behavior of stainless steel and nickel powder during selective laser melting process. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. avr 2012;59(9-12):1025-35.
- Yasa E, Poyraz O, Solakoglu EU, Akbulut G, Oren S. A Study on the Stair Stepping Effect in Direct Metal Laser Sintering of a Nickel-based Superalloy. Procedia CIRP. 1 janv 2016;45:175-8.
- Guoqing Z, Junxin L, Xiaoyu Z, Jin L, Anmin W. Effect of Heat Treatment on the Properties of CoCrMo Alloy Manufactured by Selective Laser Melting. J of Materi Eng and Perform. 1 mai 2018;27(5):2281-7.
- Vrancken B, Thijs L, Kruth J-P, Van Humbeeck J. Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and mechanical properties. Journal of Alloys and Compounds. 15 nov 2012;541:177- 85.
- Ahmed T, Rack HJ. Phase transformations during cooling in α+β titanium alloys. Materials Science and Engineering: A. mars 1998;243:206- 11.
- Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. The Journal of Prosthetic Dentistry. août 2015;114(2):236-47.
- 88. Townsend A, Senin N, Blunt L, Leach RK, Taylor JS. Surface texture metrology for metal additive manufacturing: a review. Precision Engineering. 1 oct 2016;46:34-47.

- Leach R, Brown L, Jiang X, Blunt R, Conroy M, Mauger D. Guide to the measurement of smooth surface topography using coherence scanning interferometry. Measurement Good Practice Guide. avr 2008;(108).
- 90. ISO 4287:1997 Spécification géométrique des produits (GPS) -- État de surface: Méthode du profil --Termes, définitions et paramètres d'état de surface [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/10132.html
- 91. ISO 25178-1:2016 Spécification géométrique des produits (GPS) -- État de surface: Surfacique -- Partie 1: Indication des états de surface [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/46065.html
- 92. Fox JC, Moylan SP, Lane BM. Effect of Process Parameters on the Surface Roughness of Overhanging Structures in Laser Powder Bed Fusion Additive Manufacturing. Procedia CIRP. 1 janv 2016;45:131- 4.
- 93. ISO/TR 16015:2003 Spécification géométrique des produits (GPS) -- Erreurs systématiques et contributions à l'incertitude de mesure de la longueur dues aux influences thermiques [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/29436.html
- 94. Cours La liaison céramo-métallique [Internet]. Disponible sur: http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap18/site/html/1.html
- 95. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. Journal of Oral Rehabilitation. mars 2003;30(3):265-9.
- 96. 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. Dent Mater. avr 2014;30(4):e79-88.
- 97. 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. J Prosthodont. juin 2015;24(4):303-12.
- 98. ISO 23718:2007 Matériaux métalliques -- Essais mécaniques -- Vocabulaire [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/36948.html
- 99. Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. J Dent Biomech. 2014;5:1758736014555246.
- 100. Philippe A. Graphique de contrainte versus déformation (essai de traction) [Internet]. 2004. Disponible sur: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Courbe_contrainte_vs_deformation.png
- Chen SY, Huang JC, Pan CT, Lin CH, Yang TL, Huang YS, et al. Microstructure and mechanical properties of open-cell porous Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting. Journal of Alloys and Compounds. 5 août 2017;713:248- 54.
- 102. ASTM F1472-14 Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56400) [Internet]. ASTM International; Disponible sur: http://www.astm.org/cgi-bin/resolver.cgi?F1472-14
- 103. Averyanova M, Bertrand P, Verquin B. Manufacture of Co-Cr dental crowns and bridges by selective laser Melting technology. Virtual and Physical Prototyping. 1 sept 2011;6(3):179-85.
- Leuders S, Vollmer M, Brenne F, Tröster T, Niendorf T. Fatigue Strength Prediction for Titanium Alloy TiAl6V4 Manufactured by Selective Laser Melting. Metallurgical and Materials Transactions A. sept 2015;46(9):3816-23.
- 105. Gong H, Rafi K, Gu H, Janaki Ram GD, Starr T, Stucker B. Influence of defects on mechanical properties of Ti–6Al–4V components produced by selective laser melting and electron beam melting. Materials & Design. déc 2015;86:545-54.

- 106. Edwards P, Ramulu M. Fatigue performance evaluation of selective laser melted Ti–6Al–4V. Materials Science and Engineering: A. 26 mars 2014;598:327-37.
- 107. Donachie MJ. Titanium: A Technical Guide, 2nd Edition. ASM International; 2000.
- 108. ISO 10993-1:2018 Évaluation biologique des dispositifs médicaux -- Partie 1: Évaluation et essais au sein d'un processus de gestion du risque [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/68936.html
- 109. Cours Notions de biocompatibilité [Internet]. Disponible sur: http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap7/site/html/1.html
- 110. ISO 8044:2015 Corrosion des métaux et alliages -- Termes principaux et définitions [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/66233.html
- 111. ISO 10271:2011 Médecine bucco-dentaire -- Méthodes d'essai de corrosion des matériaux métalliques [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/53819.html
- Mutlu-Sagesen L, Ergun G, Karabulut E. Ion release from metal-ceramic alloys in three different media. Dent Mater J. 2011;30(5):598- 610.
- Black J. Does corrosion matter? The Journal of Bone and Joint Surgery British volume. 1 août 1988;70-B(4):517- 20.
- Ardlin BI, Dahl JE, Tibballs JE. Static immersion and irritation tests of dental metal-ceramic alloys. Eur J Oral Sci. févr 2005;113(1):83-9.
- 115. Wataha JC, Schmalz G. Dental Alloys. In: Schmalz G, Arenholt-Bindslev D, éditeurs. Biocompatibility of Dental Materials. Springer Berlin Heidelberg; 2009. p. 221-54.
- 116. Xin X-Z, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co–Cr dental alloy after porcelain firing. Dental Materials. 1 mars 2014;30(3):263 70.
- 117. Zhang B, Huang Q, Gao Y, Luo P, Zhao C. Preliminary study on some properties of Co-Cr dental alloy formed by selective laser melting technique. J Wuhan Univ Technol-Mat Sci Edit. 1 août 2012;27(4):665-8.
- 118. Dai N, Zhang L-C, Zhang J, Chen Q, Wu M. Corrosion behavior of selective laser melted Ti-6Al-4V alloy in NaCl solution. Corrosion Science. 1 janv 2016;102:484-9.
- 119. Cours Alliages dentaires [Internet]. [cité 23 oct 2018]. Disponible sur: http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap15/site/html/1.html
- 120. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. J Prosthet Dent. oct 2009;102(4):253 9.
- 121. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. Journal of Oral Rehabilitation. nov 2014;41(11):853 74.
- 122. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. J Prosthet Dent. déc 2014;112(6):1437-40.
- 123. ISO 9693-1:2012 Médecine bucco-dentaire -- Essais de compatibilité -- Partie 1: Systèmes métallocéramiques [Internet]. International Organization for Standardization; Disponible sur: https://www.iso.org/fr/standard/54946.html
- 124. Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, et al. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. J Prosthet Dent. juill 2017;118(1):69-75.

- 125. Xiang N, Xin X-Z, Chen J, Wei B. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. Journal of Dentistry. juin 2012;40(6):453-7.
- 126. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. The Journal of Prosthetic Dentistry. janv 2014;111(1):51-5.
- 127. Antanasova M, Kocjan A, Kovač J, Žužek B, Jevnikar P. Influence of thermo-mechanical cycling on porcelain bonding to cobalt–chromium and titanium dental alloys fabricated by casting, milling, and selective laser melting. Journal of Prosthodontic Research. avr 2018;62(2):184- 94.
- 128. Zhang S, Li Y, Hao L, Xu T, Wei Q, Shi Y. Metal-ceramic bond mechanism of the Co-Cr alloy denture with original rough surface produced by selective laser melting. Chin J Mech Eng. 1 janv 2014;27(1):69-78.
- 129. Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent. févr 2015;113(2):135-9.
- 130. Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE. Prosthodontic treatment for edentulous patients : complete dentures and implant-supported prostheses. 12th ed. / senior editors, George A. Zarb, Charles 1. Bolender ; associate editors, Steven E. Eckert [and others]. St. Louis : Mosby; 2004.
- 131. Zarb GA. Introduction to osseointegration in clinical dentistry. Journal of Prosthetic Dentistry. 1 juin 1983;49(6):824.
- 132. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. Clin Oral Implants Res. sept 2009;20 Suppl 4:172- 84.
- 133. Buser D. Titanium for Dental Applications (II): Implants with Roughened Surfaces. In: Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P, éditeurs. Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications. Springer Berlin Heidelberg; 2001. p. 875-88. (Engineering Materials).
- Zhang S, Wei Q, Cheng L, Li S, Shi Y. Effects of scan line spacing on pore characteristics and mechanical properties of porous Ti6Al4V implants fabricated by selective laser melting. Materials and Design. 2014;Complete(63):185-93.
- Tunchel S, Blay A, Kolerman R, Mijiritsky E, Shibli JA. 3D Printing/Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants: A Prospective Multicenter Study with 3 Years of Follow-Up. International Journal of Dentistry. 2016;2016:1-9.
- 136. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. Clinical Oral Implants Research. août 1998;9(4):272-80.

Glossaire

CFAO	Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
FAO	Fabrication Assistée par Ordinateur
MOCN	Machine-Outil à Commande Numérique
SLS	Selective Laser Sintering
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
SLM	Selective Laser Melting
RP	Rapid Prototyping
Nd : YAG	Neodymium - doped Yttrium Aluminium Garnet

				Ö	o-Cr-M	0					Ti-6∕	N-4V	
ériau	ST2724G (SINT TECH)	Wirobond C+ (BEGO)	CoCr DG1 (RENISHAW)	Remanium Secura (CONCEPT LASER)	Remanium 2000+ (CONCEPT LASER)	Remanium Star (CONCEPT LASER)	LaserForm (3D SYSTEMS)	CobaltChrome SP2 (EOS)	CobaltChrome MP1 (EOS)	Rematitan CL (CONCEPT LASER)	Ti DG1 (RENISHAW)	Titanium Ti64 (EOS)	Titanium Ti64ELI (EOS)
atation K ⁻¹)	14,5	14,1	14,1	14,4	14	14,1	14	14,3	13,6	10,16	9,9	I	ı
sion	I	1370 - 1420	1375 - 1405	1329 - 1385	1290 - 1405	1320 - 1420	1350 - 1430	1410 - 1450	1350 - 1430	1604 - 1655	I	I	ı
	8,3	8,5	8,3	8,6	8,6	8,6	8,35	8,5	8,3	4,5	4,4	4,41	4,41
လ	375	360	461	340	340	280	I	420	350	I	ı	320	320
bu	229	210	213	211	200	190	225	200	200	115	I	114	I
à 0,2%	815	1000	1026	760	700	620	530	850	600	950	910	860	1010
e en a)	I	1400	1213	940	006	845	1000	1350	1100	1005	I	930	1070
rupture	10	8	3,7	5,3	7	10,2	29	3	20	10	8	10	14,4

Annexes

Annexe 1 : Données des fabricants

Paramètres de fabrication	Valeur élevée	Valeur faible
Puissance du laser	- Augmente la densité énergétique	 Diminue la densité énergétique Possibilité de fusion incomplète : défauts de structure et « balling effect »
Diamètre du faisceau	- Diminue la densité énergétique - Augmente la vitesse de fabrication	 Augmente la densité énergétique Diminue la vitesse de fabrication
Vitesse de balayage	 Diminue la densité énergétique Possibilité de fusion incomplète : défauts de structure et « balling effect » Augmente la vitesse de fabrication 	 Augmente la densité énergétique Augmentation de la taille des pores Diminue la vitesse de fabrication
Pas de balayage	 Diminue la densité énergétique Possibilité de fusion incomplète : défauts de structure Augmente la vitesse de fabrication 	 Augmente la densité énergétique Diminue la vitesse de fabrication
Epaisseur de couche	 Diminue la densité énergétique Amplifie l'effet d'escalier Augmente la vitesse de fabrication 	 Augmente la densité énergétique Atténue l'effet d'escalier Diminue la vitesse de fabrication
Température de la chambre	Augmenter la température de la chambre pendant la fabrication permet de réduire les gradients thermiques et de diminuer l'apparition de contraintes résiduelles	
Orientation tridimensionnelle	Changer l'orientation permet de co des zones importantes de la pièce	ontrôler l'effet d'escalier au niveau nécessitant un bon état de surface

Annexe 2 : Influence des éléments paramétrables sur la fabrication

Table des Illustrations

Figure 1 - Les quatre étapes de la chaîne CFAO dentaire (2)	15
Figure 2 - Exemple de configuration d'un plateau de fabrication (7)	17
Figure 3 - Principe de la fabrication additive sur lit de poudre (11)	20
Figure 4 - Classification des procédés de fabrication additive basée sur les différents mécanismes	
d'interaction laser-matériau (15)	21
Figure 5 - Les différents types de poudres métalliques	26
Figure 6 - Schéma du réarrangement de la poudre en fonction de la taille des particules (39)	27
Figure 7 - Diagramme binaire d'une solution (40)	27
Figure 8 - Schéma du fonctionnement d'un machine-outil utilisée en SLM (53)	33
Figure 9 - Schéma du fonctionnement de la tête galvanométrique (60)	34
Figure 10 - Vue de l'interaction entre la poudre et le laser durant la fabrication (6)	36
Figure 11 - Schéma de différentes stratégies de balayage utilisées en micro-fusion laser :	
(a)Unidirectionnelle ; (b)Zigzag ; (c)Stratégie croisée (36)	39
Figure 12 - Schéma de la disposition des cordons en fonction du pas de balayage (47)	41
Figure 13 - Schéma représentant l'organisation du réseau de cordons en utilisant une stratégie de	
balayage en Zigzag	43
Figure 14 - Vue au microscope optique d'un échantillon en Co-Cr-Mo fabriqué par SLM : (a) Face	
supérieure ; (b) Face antérieure (70)	44
Figure 15 - Face antérieure au microscope optique d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par	
SLM (24)	45
Figure 16 - Schéma d'une section de cordon (68)	45
Figure 17 - Vue au microscope électronique de la microstructure d'un échantillon fabriqué par	
SLM : (a) plan xy ; (b) plan yz (71)	46
Figure 18 - Vue de face d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par SLM (24)	46
Figure 19 - Visualisation des porosités dans un échantillon fabriqué par SLM (28)	50
Figure 20 - Image d'une lacune dans un échantillon produit par SLM (28)	51
Figure 21 - Image d'une fissure dans un échantillon produit par SLM (28)	52
Figure 22 et 22 bis - Représentation du premier type de Balling Effect (à gauche) et du second	
type (à droite)(64)	53
Figure 23 - Influence des paramètres de fabrication sur l'effet d'escalier (26)	54
Figure 24 - Effet d'un traitement thermique sur la microstructure (41)	55
Figure 25 - Structure d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par SLM : (a) structure aciculaire α ' ;	(b)
structure lamellaire $\alpha + \beta$ après traitement thermique (55)	57
Figure 26 - Relation entre l'état de surface, le paramétrage et la fabrication	58
Figure 27 - Mesure du profil extrait d'une mesure surfacique. D'après la mesure du profil, « A »	
représente un creux ; d'après la mesure surfacique, la même localisation « B » représente	
clairement un sillon. (89)	59
Figure 28 - Mesure du Ra en fonction de l'angle d'inclinaison, de l'épaisseur de couche et de la fac	e
analysée (26)	61
Figure 29 - Surface d'un échantillon fabriqué par SLM (a) à l'état brut ; (b) après traitement par	
grenaillage de précontrainte (27)	63
Figure 30 - Diagramme contrainte-déformation (d'après (100))	68
Figure 31 - Orientation tridimensionnelle des éprouvettes de traction (71)	71
Figure 32 - Orientation tridimensionnelle des échantillons (71)	73
Figure 33 - Image au microscope optique de la face interne des crochets :	
(a)FL0;(b)FL45;(c)FL90(71)	74
Figure 34 - Les cinq points de mesure de l'espacement indiqués par les fines lignes noires.	
L'agent de scellement (en blanc) est visible entre la chape métallique (en noir) et le pilier	0.0
(en gris) (120)	80

Table des tableaux

Tableau 1 - Machines-outils proposées par les constructeurs en 2014	22
Tableau 2 - Comparaison des procédés d'usinage et de micro-fusion laser	24
Tableau 3 - Poudres à usage dentaire disponibles sur le marché en fonction des fabricants	29
Tableau 4 - Composition d'une poudre de Co-Cr-Mo selon la norme ASTM F75	30
Tableau 5 - Composition d'une poudre de Ti-6Al-4V (poudre Rematitan CL)	32
Tableau 6 - Influence des traitements de surface sur le Ra	64
Tableau 7 - Fenêtres de paramètres permettant d'obtenir une densité relative maximale	67
Tableau 8 - Allongement d'un échantillon en Ti-6Al-4V suivant le procédé de fabrication	70
Tableau 9 - Résultats des essais de traction avec les matériaux forgés et coulés pour le Co-Cr-Mo et	t
pour le Ti-6Al-4V	75
Tableau 10 - Classification des types d'utilisation des matériaux métalliques	78
Tableau 11 - Exigences mécaniques des matériaux métalliques en fonction du type d'utilisation	79

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille 2 : Année 2018 – N°:

Fonctionnement et place de la micro-fusion laser dans la dentisterie moderne / **NIVOLIERS Etienne**. - p.98 : ill.34 ; réf.136.

Domaines : Prothèses

<u>Mots clés Rameau</u>: CFAO, Systèmes de ; Chirurgie Dentaire ; Prothèses dentaires – Technologie ; Métaux ; Matériaux – Propriétés mécaniques ; Matériaux – Propriétés thermiques ; Microstructure (physique)

<u>Mots clés FMeSH :</u> Conception assistée par ordinateur ; Conception de prothèse dentaire ; Odontologie : Lasers ; Alliage dentaire

Mots clés libres : Micro-fusion laser

Résumé :

La micro-fusion laser est un procédé de fabrication additive appartenant à la famille des techniques de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO) et permettant de concevoir des composants métalliques utilisés dans le secteur médical. Sa capacité à réaliser des pièces personnalisées de petite taille en fait une technique adaptée à la fabrication de prothèses dentaires, de brackets orthodontiques ou d'implants. Toutefois, la prise en main de la micro-fusion laser est délicate en raison du réglage complexe des nombreux paramètres de fabrication qui influencent les propriétés finales du matériau.

Après avoir rappelé le fonctionnement de la micro-fusion laser et de la machine-outil, cette thèse fait l'analyse des propriétés des pièces fabriquées et des applications aux dispositifs médicaux dentaires. Des explications et des conseils sont donnés pour bien choisir la matière première (poudre) et éviter les erreurs de paramétrages. Les résultats sont comparés à ceux des autres procédés de fabrication afin de montrer les points forts et les points faibles de la micro-fusion laser dans le contexte actuel.

<u>JURY</u> :	
Président :	Madame le Professeur Elisabeth DELCOURT
Assesseurs :	Monsieur le Docteur François DESCAMP
	Monsieur le Docteur Grégoire MAYER
	Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE