

LITTÉRATURE - FABRICATION ADDITIVE - SLM

SOMMAIRE

1.Definitions	Slide 3
2.Les Avantages	Slide 4
3.Les Inconvénients	Slide 8
3.Le Traitement HIP	Slide 9
4.Les Matériaux	Slide 10
5.Les Travaux de Mari Koike	Slide 11
6.Les Textures poreuses	Slide 12
7.Ostéo-Intégration	Slide 13
8.Conclusion	Slide 20
Fiche matière Titane Ti6Al4V ELI Grade 23	Slide 21
Fiche matière INOX 316L	Slide 22
Fiche matière Aluminium AS12 et AS10	Slide 23
Fiche matière Maraging	Slide 24
Fiche matière Inconel 718	Slide 25

1. Definitions

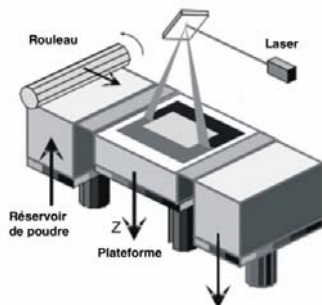
- La fabrication additive est définie comme un procédé de mise en forme d'une pièce par ajout de matière. Largement démocratisée par l'impression 3D en plastique, ces techniques de fabrication permettent de fabriquer un objet en ajoutant couche par couche la matière le constituant.

- La fabrication additive métallique est beaucoup plus complexe, il convient de mettre en fusion le métal, possédant par nature des températures de fusion bien plus élevées que le plastique. D'autre part, lors de sa fusion et contrairement au plastique, le métal s'oxyde et réagit dimensionnellement. Ces phénomènes nécessitent un savoir-faire et des machines spécifiques complexifiant fondamentalement l'accessibilité et la maîtrise de la technologie.

Le procédé SLM, permet la réalisation d'une nouvelle génération d'implants, possédant des valeurs ajoutées considérables en comparaison avec les techniques de fabrication conventionnelles.

- La fabrication additive en métal utilise des poudres métalliques et peut être réalisée principalement via 3 technologies différentes :

- La fusion sélective par laser (SLM pour Select Laser Melting)
- Le frittage sélectif par laser (SLS pour Selective Laser Sintering)
- La fusion par faisceau d'électron (EBM pour Electron Beam Melting)



Machine SLM EOS M4001

2.A Avantages

Principaux Avantages :

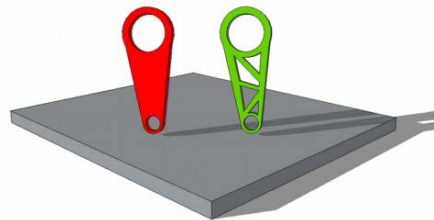
- Pouvoir faire abstraction des différentes contraintes de modélisation CAO (Usinage, Fonderie , tôlerie, injection..)
- Pouvoir réaliser des structures interne d'allègement de la pièce pour une optimisation poids et contraintes mécanique (Topologie)
- Tout les traitements thermique et de revêtement peuvent être réalisés , dont HIP (Hot Isostatic Pressing)

▪ L'absence d'outillage

La technologie SLM permet de fabriquer directement la pièce sans outillage, c'est pour cette raison qu'elle est également appelée "DirectManufacturing".

En effet, Il n'est pas nécessaire de procéder à l'usinage de moule, filière, matrice ou de poinçon. D'autre part, l'usinage nécessite de paramétrer les machines et outils afin de valider l'ensemble du processus et d'obtenir la première pièce.

Il alourdit fortement le développement de prototype car impose un coût fixe de paramétrage. Cette technologie permet de fabriquer directement la pièce à partir du fichier CAO 3D.



2.B Avantages

- **La liberté géométrique**

La technologie SLM permet de générer des géométries extrêmement complexes.

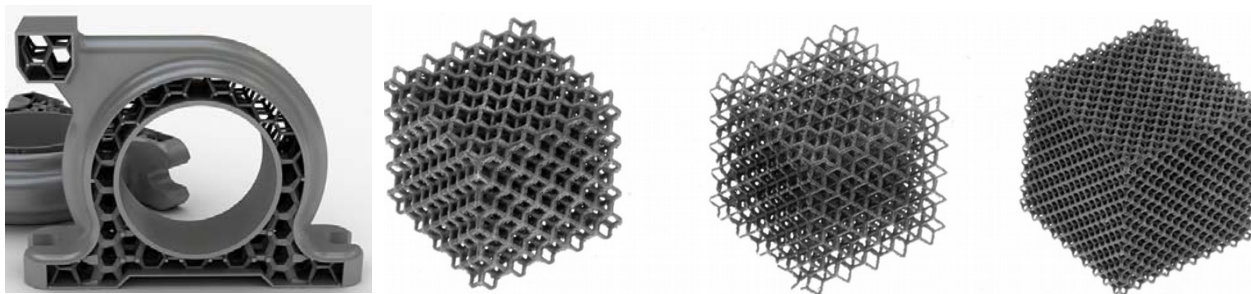
Elle autorise la fabrication de géométries impossibles à réaliser via les autres techniques de fabrications.

Cette liberté géométrique apporte principalement 5 avantages :

1. Design Monolithique : De part leurs limites techniques, les méthodes de fabrication conventionnelles imposent au fabricant de créer des dispositifs médicaux généralement composés d'un grand nombre de pièces. Par exemple, les méthodes de moulage ou d'usinage rendent très compliquées voir impossible la fabrication de structures internes complexes.

Utilisées dans tous les dispositifs médicaux manipulant des fluides, les cavités internes complexes imposent alors de fabriquer le dispositif médical en assemblant différentes pièces ensemble pour enfin former l'objet fonctionnel.

La technologie SLM peut ainsi permettre de réduire considérablement le nombre de pièce et donc les problématiques d'assemblage et de fiabilité.



2.C Avantages

2. Optimisation des flux : La technologie SLM permet de réaliser des formes géométriques internes très complexes. Elle permet notamment de réaliser des formes organiques difficilement réalisables par usinage, diminuant ainsi les pertes de charge en mécanique des fluides.

3. Miniaturisation : La technologie SLM permet de réaliser des pièces monolithiques, permettant ainsi de réduire la taille des pièces. De part la possibilité de réaliser des parois de 0,185mm il est également possible de réduire la taille des pièces à fonctionnalité équivalente.

4. Intégration de fonction : La liberté géométrique permet d'intégrer de nouvelles fonctions aux sein d'une même pièce. Il est par exemple possible d'ajouter des canalisations de refroidissement, des passages de câbles, ou encore d'intégrer des filetages.

5. Réduction du poids : La liberté géométrique permet d'évider les pièces. Il devient alors possible de réduire considérablement le poids des éléments.

2.D Avantages

La rugosité de surface

La technologie SLM utilise des poudres métalliques de 5 à 50 μm afin de fabriquer les dispositifs médicaux. Par ce fait, la rugosité de surfaces (R_a en μm) des pièces en sortie de machine est typiquement autour d'un R_a 10.

Pour des implants internes, si l'implant est en contact avec des tissus mous fragiles tels que des muscles, tendons et nerfs, il est hautement préférable que la surface concernée soit traitée afin d'obtenir une rugosité inférieure à un R_a 0,8 μm .

Dans le cas d'une surface en contact avec l'os, il est préférable de mettre en place une structure poreuse ou une rugosité supérieur à R_a 4 μm afin d'assurer une adhésion/scellement entre la prothèse et l'os.



Brut de Fusion



Microbillage



Polissage

3. Les Inconvénients

Inconvénient :

La Fusion Métal a pour objectif l'additive manufacturing, production + que du prototypage une bonne précision dimensionnelle peut être atteinte mais nécessitant engineering et essais.

Les couts :

- Les machines et le matériel sont couteux
- Il est nécessaire de faire plusieurs productions pour sortir des pièces avec une très bonne répétabilité
- La matière en poudre
- Le temps de Finition (supports + ponçage + sablage)

4.Le Traitement HIP

HIP(hot isostatic pressing)

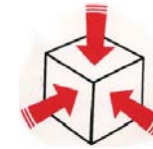
- Compression - 1,000/2,000 bars

- Isostatique- Loi de Pascal:

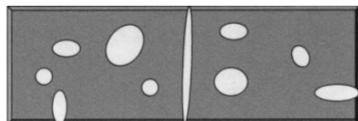
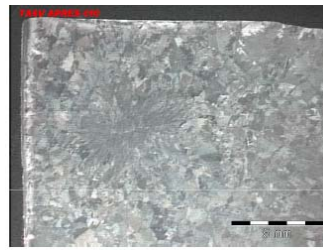
Dans un fluide , la pression est transmise également dans toutes les directions Fluide utilisé :Argon

- Chaud : 500°C à 2000°C (920°C pour le Titane)

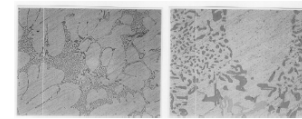
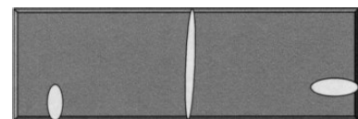
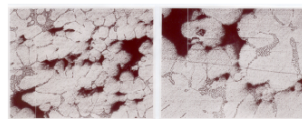
- Renforce les propriétés mécaniques a la traction et Fatigue



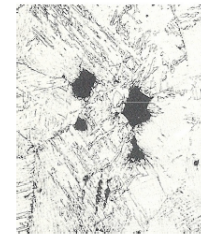
Avant HIP



Après HIP



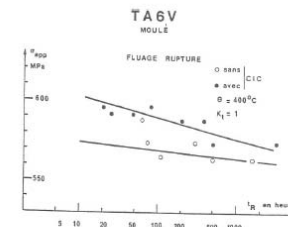
Microstructure d'un alliage Ti-6Al-4V moulé



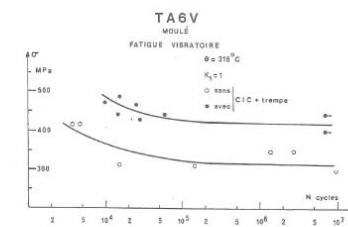
Avant CIC



Après CIC



Propriétés de fluage rupture du TA6V moulé avant et après CIC



Propriétés de fatigue vibratoire du TA6V moulé avant et après CIC

4. Les Matériaux

Matériaux

De nombreux métaux ont été développés et sont aujourd'hui proposés aux clients médicaux pour des dispositifs médicaux implantables ou non.

L'étude métallurgique de l'organisation micro-structurale du métal est indispensable afin de trouver les paramètres machine permettant de maximiser la densité et les propriétés mécaniques.

Matériau	Description	Norme
Titanium Grade 1	High purity	ASTM F67
Titanium Grade 5	Ti6Al4V	3.7165
Titanium Grade 23	Ti6Al4V ELI	ASTM F136
Stainless Steel	316L	1.4404
Stainless Steel	17-4	1.4542
CoCr Orthopedic	CoCrMo alloy	ASTM F75
Tungstène	Pur	ISO 22674

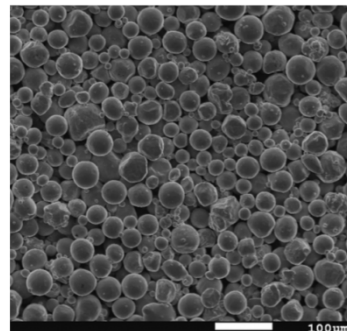
Il y a également la possibilité de fabriquer des pièces en :

Alu, Argent, Or, bronze, Inconel, Maraging

Les différents types de métaux sont utilisés sous forme de poudre métallique homogène de 5 à 50 μm . Contrairement à la technologie SLS, la mince couche de poudre va être mise en fusion complète, passant ainsi par une phase liquide.

La poudre est caractérisée par :

- Sa composition chimique
- Sa granulométrie
- Sa fluidité

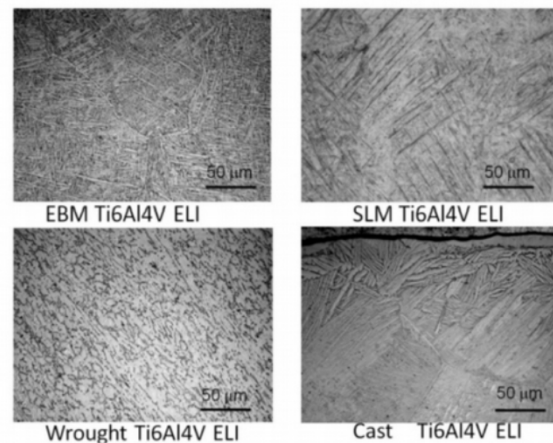


5. Les Travaux de Mari Koike

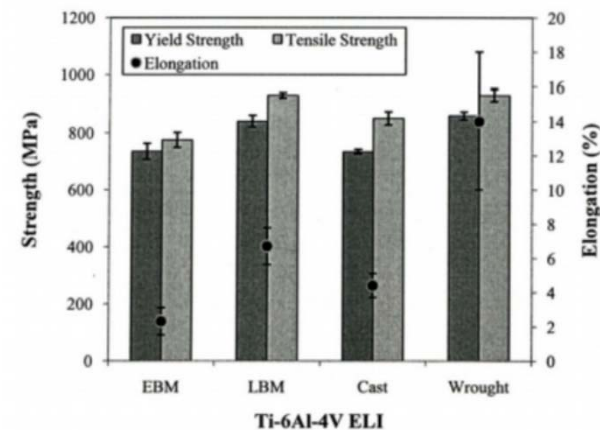
Les travaux de Mari Koike et al.⁴ nous permettent de constater la résistance à l'élongation du Titanium Grade 23 SLM (18% après HIP) en comparaison avec les 14% du métal forgé.

Une optimisation des paramètres d'impression permet de limiter cette anisotropie. Afin d'homogénéiser les microstructures métallurgiques et donc d'obtenir des propriétés mécaniques comparables aux techniques de fabrication conventionnelles, de nombreux traitements thermiques sont utilisés.

Ils permettent alors d'obtenir des propriétés mécaniques identiques à du métal forgé.



*Comparaison de l'organisation micro-structurale du Titanium Grade 23
EBM, SLM, forgé et coulé issus des travaux de Mari Koike et al*



Comparaison des propriétés mécaniques du Titanium Grade 23 selon les technologies EBM, SLM, coulé et forgé. Issus des travaux de Mari Koike et al

6. Les Textures poreuses

Des valeurs ajoutées aux limites des techniques conventionnelles

- Les structures cellulaires poreuses
 - La technologie SLM permet de générer des géométries extrêmement complexes.
- Elle permet de fabriquer des structures poreuses notamment utilisées en tant que substituts osseux

Une aide à l'ostéo-intégration

Les structures poreuses sont utilisées afin de générer des zones d'ostéo-intégration. Il s'agit d'interface facilitant la pousse osseuse et permettant donc à l'implant de s'intégrer avec les structures osseuses existantes.

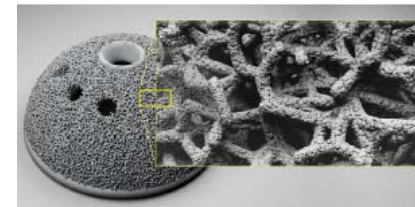
Le projetage plasma peut permettre la création de structure de ce type. Ces structures sont alors aléatoires, la taille de pore n'étant pas fixe.



D'autre part, l'ensemble des pores ne sont pas interconnectés et seulement de faibles épaisseurs sont réalisables.

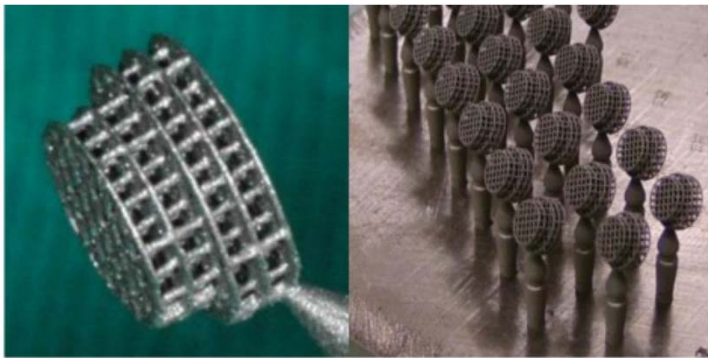
La technologie SLM permet de réaliser des structures poreuses radicalement différentes.

De nombreuses géométries optimisées pour la pousse osseuse sont possibles. La forme et la taille des pores sont alors parfaitement régulières, sans limite d'épaisseur.

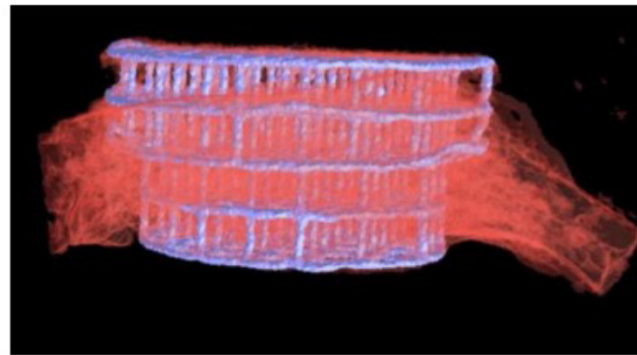


7.A Ostéo-Intégration

Les travaux de M.Wild et al.⁵ concernant une étude In-vivo de structures poreuses réalisées en Titane via SLM nous permettent d'observer l'excellente ostéo-intégration de ce type de structure. Au bout de 8 semaines, le pont en Titanium poreux a été entièrement colonisé par l'os.



Implants utilisés pour l'étude In-vivo SLM de M.Wild et al



Représentation 3D d'un μ CT d'une structure poreuse SLM issue des travaux de M.Wild et al

7.A Ostéo-Intégration

Un nouveau type d'interface mécanique

Au delà d'être une excellente structure d'ostéointégration, les structures poreuses réalisées par le procédé SLM permettent de faire varier considérablement les propriétés mécaniques du Titane.

En particulier, elles permettent de faire varier sa résistance à la compression (en MPa) et son module de Young (constante qui relie la contrainte de traction ou de compression et la déformation d'un matériau).

Selon la taille et la forme du motif élémentaire, il est possible de faire varier de manière significative les propriétés mécaniques du métal.

Cette liberté apportée par la technologie SLM, permet d'optimiser la relation entre l'os et la prothèse.

En effet, par définition les propriétés mécaniques des métaux et en particulier des alliages de Titanium sont radicalement différentes de celles de l'os.

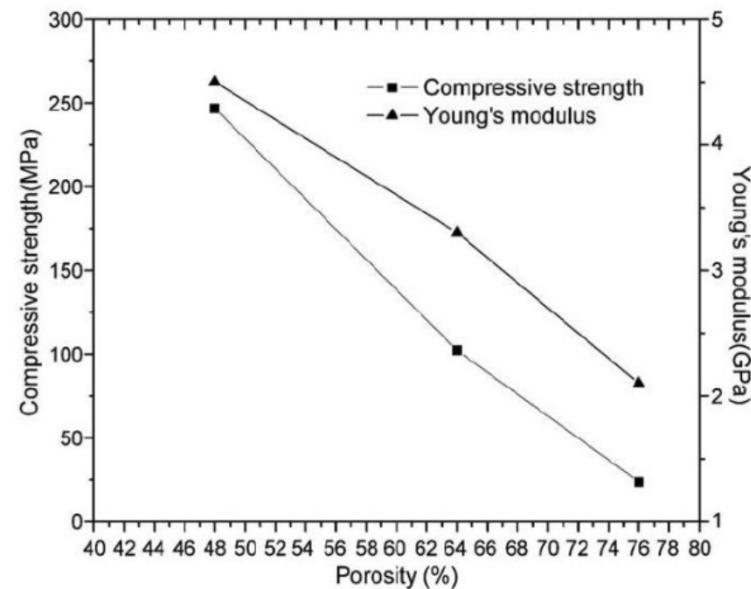
Matériau	Densité (g/cm3)	Résistance à la compression (MPa)	Module d'élasticité (GPa)
Titanium Grade 23	4,42	1110	112
Os cortical	1,8	180	22

7.B Ostéo-Intégration

Cette grande différence de propriétés mécaniques entre l'implant et l'os entraîne un phénomène délétère, le Stress Shielding. Ce phénomène s'explique par une hétérogénéité des contraintes mécaniques subit par le couple implant/os. En effet, une prothèse massive et aux propriétés mécaniques supérieures à l'os va perturber la répartition des efforts mécaniques et entraîner un déchargement de l'os. Ce phénomène a pour conséquence le décèlement de la prothèse.

Les structures poreuses permettent de faire considérablement varier les propriétés mécaniques du matériau utilisé, jusqu'à obtenir les propriétés mécaniques de l'os. Les travaux de Chen YF et al.⁶ nous permettent d'observer la relation entre le taux de porosité de la structure poreuse, sa résistance à la compression et son module d'élasticité.

En plus de représenter d'excellentes interfaces d'ostéointégration, les structures poreuses SLM permettent de supprimer le phénomène de stress Shielding.



7.C Ostéo-Intégration

Relation entre les propriétés mécaniques et le taux de porosité issue des travaux de Chen YJ et al

La production d'implant en série :

Comme étudié précédemment, la fabrication additive d'implant en métal apporte des solutions très avantageuses en comparaison avec les techniques conventionnelles.

En particulier concernant l'usage de structure d'ostéo-intégration mais également afin de réduire le Stress Shielding.

La technologie SLM est également une technologie pertinente concernant la production en série de pièce. Par conséquent, de nombreux implants SLM sont actuellement produits et commercialisés.

Les implants vertébraux

Les pathologies telles que la sténose spinale, la discopathie dégénérative, l'arthrose lombaire, ou les instabilités vertébrales sont particulièrement propices à l'usage de la technologie SLM.

En effet, l'un des traitements de référence concernant ces pathologies est la fusion vertébrale.

Elle consiste à positionner un implant de type "cage" entre deux corps vertébraux. L'initiative consiste à fusionner les deux corps vertébraux ensemble. Par conséquent, il est indispensable que cet implant soit très propice à l'ostéo-intégration. C'est pourquoi la fabrication additive de ces cages avec des structures poreuses d'ostéo-intégration est une excellente stratégie de traitement.

7.D Ostéo-Intégration

Les implants sur-mesure

La technologie SLM est un outil particulièrement pertinent concernant la réalisation de prothèses sur-mesure. En effet, l'utilisation directe des données d'imagerie médicale, l'absence d'outillage et la liberté géométrique sont des avantages indéniables pour la fabrication d'implant sur-mesure.

Usages en traumatologie

La technologie SLM peut permettre la réalisation d'implant de reconstruction suite à un traumatisme. Les données d'imagerie médicale (IRM ou CT scan/Tomodensitométrie) permettent de générer un fichier 3D CAO parfaitement adapté à la partie osseuse lésée.

D'autre part, comme nous l'avons vu, la technologie SLM apporte d'importantes innovations concernant l'ostéointégration et le stress shielding. Par conséquent, les cas d'application en traumatologie se multiplient.

La production en série d'implant sur-mesure

La fabrication d'implant sur-mesure n'est pas uniquement utilisée dans le cas de reconstruction post-traumatique. De nombreuses pathologies peuvent également profiter de cette solution. En effet, il n'est pas nécessaire de réaliser des découpes osseuses permettant l'adaptation de l'implant à la structure osseuse existante. D'autre part, il est également possible d'augmenter les surfaces d'interfaces avec les structures osseuses.

Cumulé à l'usage de structures poreuses, cela permet de limiter au maximum les phénomènes de stress shielding.

7.E Ostéo-Intégration

La production en série

L'impression en trois dimensions du métal est réalisée comme nous l'avons vu précédemment sur une plate-forme de construction. Il est tout à fait possible de réaliser plusieurs objets identiques ou non sur une même plate-forme de construction. Les pièces sont alors réalisées simultanément optimisant ainsi les coûts de fabrication.

Dans le cadre de production en série de dispositifs médicaux, notamment d'implants, il est tout à fait possible lorsque les pièces sont peu volumineuses, d'en réaliser plusieurs centaines sur une même plate-forme. Il est alors possible de travailler avec les clients médicaux sur des projets de grande envergure, concernant la production de plusieurs milliers d'unités par an.

L'ensemble de ces règles a pour but de limiter au maximum le volume de matériel inutile au sein d'une pièce mais également de limiter la génération de support de construction. En effet pour garantir la conformité de la pièce avec le design, il est nécessaire de générer des supports de construction notamment sur les surfaces en porte à-faux (downfacing). Ce sont des structures proches des structures poreuses qui vont permettre de limiter les stress internes au sein d'une pièce et d'éviter ainsi toute déformation. D'autre part, ces supports permettent de véhiculer l'énergie du laser jusqu'à la plate-forme. Par conséquent, ils évitent que la pièce atteigne des températures élevées et que la poudre autour de la section mise en fusion n'entre elle aussi en fusion.

L'engineering va déterminer la meilleure orientation possible, modéliser les supports de construction et positionner les pièces sur la plate-forme afin d'optimiser le produit final.

7.F Ostéo-Intégration

La relation coûts/volume

Chaque mm³ de matière doit avoir une fonction et un but précis. En effet, le procédé de fabrication nécessite de mettre en fusion le volume total de la pièce du dispositif médical par le laser. Plus la taille de l'objet et son volume sont importants, plus le temps et l'énergie globale nécessaires pour fabriquer la pièce augmenteront.

Il est donc indispensable de communiquer avec le client sur le rôle précis de la pièce afin d'essayer de supprimer au maximum la matière inutile sur le design issu de la CAO. Le principe de la complexité "gratuite" prend alors tout son sens. En usinage, la diminution du volume d'une pièce et une augmentation en complexité va augmenter le temps de fabrication, avec la technologie SLM, c'est tout le contraire.

Le prototype rapide ou Direct Manufacturing

La technologie SLM est également un outil de recherche et développement. En effet, l'absence d'outillage et l'utilisation directe des fichiers issus de la modélisation 3D CAO par les ingénieurs est très profitable à l'usage de cette technologie pour le prototypage.

Cette importante différence entre les techniques de fabrication conventionnelles et la technologie SLM change radicalement le développement de prototype. En effet, les techniques de fabrication conventionnelles freinent énormément le développement de nouveaux dispositifs médicaux implantables ou non. Pour chaque modification du design il est nécessaire de concevoir et de paramétrer de nouveaux outils. Par exemple, un fabricant de prothèse de hanche souhaite développer un prototype avec une nouvelle tige fémorale. Afin de valider le prototype selon son procédé industriel conventionnel il devra d'abord lancer la fabrication par usinage d'un nouveau moule puis enfin fabriquer la pièce par moulage. La fabrication d'un moule est coûteuse et si le prototype n'apporte pas les améliorations espérées, ceci devient inutilisable.

La technologie SLM révolutionne le développement de prototype de dispositifs médicaux en métal. Directement fabriquée à partir des fichiers CAO du client, la pièce fonctionnelle ne nécessite aucun outillage particulier et peut être modifiée autant que nécessaire sans entraîner d'importants coûts fixes récurrents comme les techniques de fabrication conventionnelle.

8. Conclusion

La fabrication additive métallique et en particulier le processus SLM est aujourd'hui une technologie de fabrication mature et maîtrisée. Elle permet d'obtenir des propriétés mécaniques identiques aux autres techniques de fabrication mais également de respecter les normes en vigueur concernant la production d'implants médicaux.

En échange de contraintes, telles que la nécessité d'optimiser la géométrie de pièce ou une rugosité de surface importante, elle permet de profiter d'une liberté géométrique extraordinaire et d'une fabrication sans outillage. Elle se positionne ainsi en complémentarité totale avec les techniques conventionnelles telles que l'usinage et permet de dépasser certaines limites de ces techniques.

Les applications dans le domaine médical sont nombreuses et répondent à des problématiques particulièrement pertinentes telles que l'amélioration de l'ostéo-intégration ou encore la réduction du Stress Shielding. La possibilité d'utiliser cette technologie pour la production en série est également un atout indispensable dans le développement et la commercialisation d'implants de nouvelles générations issus de ce procédé. Elle apporte ainsi une solution de production cohérente à certaines pathologies comme la fusion des disques intervertébraux ou les implants sur-mesure.

Cette technologie a déjà permis le développement de nombreuses nouvelles entreprises, fabricants d'implants, sociétés spécialisées dans la commercialisation de machine ou encore dans le développement de software.

Les problématiques techniques, telles que les tensions thermiques résiduelles, la rugosité de surface, le respect géométrique et la génération des supports nécessitent un savoir-faire spécifique indispensable au développement et à la commercialisation de ces nouveaux types d'implants.

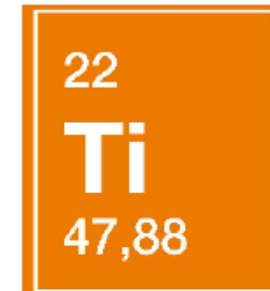
Ce savoir-faire nécessite une connaissance et une compréhension approfondies de la technologie. Ce savoir-faire est encore largement méconnu par les entreprises conceptrices de dispositifs médicaux implantable et limite ainsi le développement de la technologie.

Dans le futur proche, le développement global de l'impression 3D et en particulier de la fabrication additive métallique va permettre une expansion importante du marché des dispositifs médicaux fabriqués par le procédé SLM.

Ti6Al4V - (ELI Grade 23)- Titanium alloy

Titanium alloy Ti6Al4V (powder) chemical composition et al. according to ASTM F136-02a - (ELI Grade 23)

titanium alloy for the production of lightweight components in the field of motorsport and aerospace industries as well as implants in the medical technology field.



CHEMICAL COMPOSITION

Component	Indicative value (%)
Ti	Balance
Al	5,5 - 6,5
V	3,5 - 4,5
Fe	0 - 0,25
C	0 - 0,8
O	0 - 0,13
N	0 - 0,05
H	0 - 0,012

TECHNICAL DATA

AFTER RECOMMENDED HEAT TREATMENT

Yield Point R_e ¹	900 - 1.200 N/mm ²
Tensile Strength R_m ¹	1.100 - 1.300 N/mm ²
Elongation A ^{1,2}	5-10 %
Young's modulus ³	approx. $110 \cdot 10^3$ N/mm ²
Thermal conductivity λ ³	7 W/mK
Coefficient of thermal expansion ³	$9 \cdot 10^{-6}$ K ⁻¹

¹ Tensile test at 20°C according to DIN EN 50125

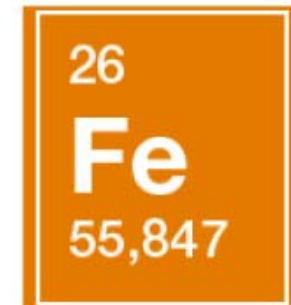
² By using a special heat treatment a higher elongation can be achieved. ³

Specification according to the material manufacturer's data sheet.

316L - Stainless Steel

Stainless steel (powder), chemical composition
according to 1.4404, X 2 CrNiMo 17 13 2, 316L

an austenitic stainless steel for the production of functional parts or components for pre-production moulds.



CHEMICAL COMPOSITION

Component	Indicative value (%)
Fe	Balance
Cr	16,5 - 18,5
Ni	10,0 - 13,0
Mo	2,0 - 2,5
Mn	0 - 2,0
Si	0 - 1,0
P	0 - 0,045
C	0 - 0,030
S	0 - 0,030

TECHNICAL DATA

Yield Point R_{σ} ¹	470 N/mm ²
Tensile Strength R_m ¹	570 N/mm ²
Elongation A ^{1,2}	> 15 %
Young's modulus ³	approx. $200 \cdot 10^3$ N/mm ²
Thermal conductivity λ ³	approx. 15 W/mK
Hardness ⁴	20 HRC

¹ Tensile test at 20°C according to DIN EN 50125

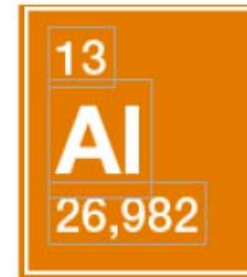
² By using a special heat treatment a higher elongation can be achieved. ³ Specification according to the material manufacturer's data sheet.

⁴ Hardness test according to DIN EN ISO 6508

AlSi12(a) & AlSi10Mg(b) - Aluminium alloy

Aluminium alloy (powder), chemical composition according to DIN EN 1706 AlSi12(a), according to DIN EN 1706 AlSi10Mg(b).

AlSi 10 and AlSi12 are common aluminium alloys for manufacturing lightweight components in the field of automotive and aerospace industries.



CHEMICAL COMPOSITION

	AlSi12	AlSi10
Component	Indicative value (%)	Indicative value (%)
Al	Balance	Balance
Si	10,5 – 13,5	9,0 – 11,0
Mg	0 – 0,05	0,20 – 0,45
Fe	0 – 0,55	0 – 0,55
Mn	0 – 0,35	0 – 0,45
Ti	0 – 0,15	0 – 0,15
Cu	0 – 0,05	0 – 0,10
Zn	0 – 0,10	0 – 0,10
C	0 – 0,05	0 – 0,05
Ni	0 – 0,05	0 – 0,05
Pb	0 – 0,05	0 – 0,05
Sn	0 – 0,05	0 – 0,05

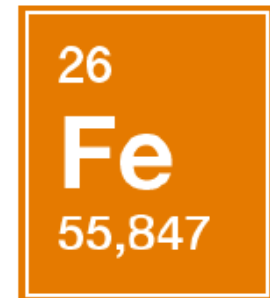
TECHNICAL DATA AFTER RECOMMENDED HEAT TREATMENT

Yield Point R_{e} ¹	170 - 220 N/mm ²
Tensile Strength R_{m} ¹	310 - 325 N/mm ²
Elongation A ¹	2 - 3 %
Young's modulus ²	approx. $75 \cdot 10^3$ N/mm ²
Thermal conductivity λ ²	120 - 180 W/mK
Coefficient of thermal expansion (at rt) ²	$20 \cdot 10^{-6}$ K ⁻¹

Maraging - Hot-work steel

Hot-work steel 1.2709 (powder)

powder material for the production of components for tool inserts with conformal cooling. These tool inserts can be used for series injection moulding as well as for die-casting. Furthermore the material can also be used for functional components.



CHEMICAL COMPOSITION

Component	Indicative value (%)
Fe	Balance
C	≤ 0,03
Si	≤ 0,10
Mn	≤ 0,15
P	≤ 0,010
S	≤ 0,010
Cr	≤ 0,25
Mo	4,50 - 5,20
Ni	17,0 - 19,0
Ti	0,80 - 1,20
Co	8,50 - 10,0

TECHNICAL DATA AFTER RECOMMENDED HEAT TREATMENT

Yield Point R_e ¹	1.550 N/mm ²
Tensile Strength R_m ¹	1.650 N/mm ²
Elongation A ^{1,2}	2-3 %
Young's modulus ³	approx. 200 · 10 ³ N/mm ²
Thermal conductivity λ ³	approx. 20 W/mK
Hardness ⁴	up to 52 HRC

¹ Tensile test at 20°C according to DIN EN 50125

² By using a special heat treatment a higher elongation can be achieved. ³ Specification according to the material manufacturer's data sheet.

⁴ Hardness test according to DIN EN ISO 6508

INCONEL 718 - Nickel-based alloy

Nickel-based alloy powder (Inconel 718),

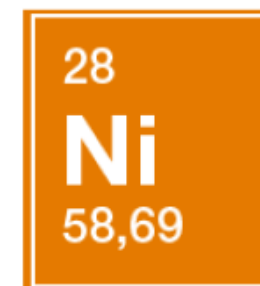
chemical composition according to ASTM B 637 UNS 07718

powder material is a nickel-based alloy for the production of components for high-temperature applications.

for functional components.

CHEMICAL COMPOSITION

Component	indicative value (%)
Ni	50.0-55.0
Cr	17.0-21.0
Nb	4.75-5.50
Mo	2.80-3.30
Ti	0.65-1.15
Al	0.20-0.80
Co	0.0-1.0
C	0.0-0.08
Mn	0.00-0.35
Si	0.00-0.35
P	0.000-0.015
S	0.000-0.015
B	0.000-0.006
Cu	0-0.3



TECHNICAL DATA

AFTER RECOMMENDED HEAT TREATMENT

Yield point $R_{p0,2}$ ¹	1000 – 1100 N/mm ²
Tensile Strength R_m ¹	1250 – 1350 N/mm ²
Elongation A ¹	8 – 12 %
Young's modulus ¹	approx. 200.000 N/mm ²
Thermal conductivity λ ²	approx. 12 W/mK
Coefficient of thermal expansion ²	approx. $13 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$

¹ Tensile test at 20°C according to DIN EN 50125.

² Specification according to the material manufacturer's data sheet.