



HAL
open science

La fabrication additive en odontologie : applications et perspectives

Timour Savino

► **To cite this version:**

Timour Savino. La fabrication additive en odontologie : applications et perspectives. Chirurgie. 2018. dumas-02044530

HAL Id: dumas-02044530

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02044530v1>

Submitted on 21 Feb 2019

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

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



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

La fabrication additive en odontologie : applications et perspectives

THESE

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Jacques DEJOU)

Aix Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND)

Le 21 décembre 2018

par

SAVINO Timour

né le 25 janvier 1992
à Denpasar, Bali

Pour obtenir le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président : Monsieur le Professeur M. RUQUET

Asseseurs : Monsieur le Docteur A. TOSELLO

Monsieur le Docteur G. MAILLE

Monsieur le Docteur A. SETTE

Invité : Monsieur le Docteur J.-P. GARDELLA

La fabrication additive en odontologie : applications et perspectives

THESE

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Jacques DEJOU)

Aix Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND)

Le 21 décembre 2018

par

SAVINO Timour

né le 25 janvier 1992
à Denpasar, Bali

Pour obtenir le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président : Monsieur le Professeur M. RUQUET

Asseseurs : Monsieur le Docteur A. TOSELLO

Monsieur le Docteur G. MAILLE

Monsieur le Docteur A. SETTE

Invité : Monsieur le Docteur J.-P. GARDELLA

ADMINISTRATION

Mise à jour : octobre 2018

DOYENS HONORAIRES	Professeur	R. SANGIUOLO
	Professeur	H. ZATTARA
	Professeur	A. SALVADORI
DOYEN	Professeur	J. DEJOU
VICE – DOYEN CHARGE DES ENSEIGNEMENTS DIRECTEUR DU DEPARTEMENT DE FORMATION INITIALE	Professeur	J.D. ORTHLIEB
VICE – DOYEN CHARGE DE LA RECHERCHE DIRECTEUR DU DEPARTEMENT DE LA RECHERCHE	Professeur	C. TARDIEU
DIRECTEUR DU DEPARTEMENT DE FORMATION CONTINUE	Professeur	V. MONNET-CORTI
CHARGES DE MISSION	Professeur	F. BUKIET
	Professeur	A. RASKIN
RESPONSABLE DES SERVICES ADMINISTRATIFS ET TECHNIQUES	Madame	K. LEONI
PROFESSEUR ÉMERITE	Professeur	O. HUE

LISTE DES ENSEIGNANTS

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

56.01 ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE ET ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE

<i>Professeur</i>	C. TARDIEU *	<i>Assistant</i>	H. AL AZAWI
<i>Maître de Conférences</i>	D. BANDON	<i>Assistant</i>	V. MAGNAN
<i>Maître de Conférences</i>	I. BLANCHET		
<i>Maître de Conférences</i>	A. CAMOIN		
<i>Maître de Conférences</i>	A. CHAFAIE		

ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

<i>Maître de Conférences</i>	J. BOHAR	<i>Assistant</i>	I. CAMBON
<i>Maître de Conférences</i>	J. GAUBERT	<i>Assistant</i>	L. LEVY
<i>Maître de Conférences</i>	M. LE GALL *	<i>Assistant</i>	R. MATTERA
<i>Maître de Conférences</i>	C. PHILIP-ALLIEZ	<i>Assistant</i>	C. MITTLER
		<i>Assistant</i>	A. PATRIS-CHARRUET

56.02 PRÉVENTION - ÉPIDÉMIOLOGIE - ÉCONOMIE DE LA SANTÉ - ODONTOLOGIE LÉGALE

<i>Professeur</i>	B. FOTI *	<i>Assistant</i>	A. PORTAL
<i>Professeur</i>	D. TARDIVO		

57^{ème} SECTION : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

57.01 CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

PARODONTOLOGIE

<i>Professeur</i>	V. MONNET-CORTI *	<i>Assistant</i>	A. BOYER
		<i>Assistant</i>	C. DUMAS
		<i>Assistant</i>	V. MOLL

CHIRURGIE BUCCALE – PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE - ANESTHÉSIOLOGIE – RÉANIMATION

<i>Maître de Conférences</i>	D. BELLONI	<i>Assistant</i>	E. QUINQUE
<i>Maître de Conférences</i>	F. CAMPANA		
<i>Maître de Conférences</i>	J. H. CATHERINE *		
<i>Maître de Conférences</i>	P. ROCHE-POGGI		

BIOLOGIE ORALE

<i>Maître de Conférences</i>	P. LAURENT	<i>Assistant</i>	C. LE FOURNIS
------------------------------	------------	------------------	---------------

65^{ÈME} SECTION : BIOLOGIE CELLULAIRE

<i>Professeur</i>	Imad ABOUT *		
	(Responsable de la Biologie orale)		

* Responsable de la discipline

58^{ème} SECTION :
REHABILITATION ORALE

58.01 RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTION-DYSFONTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

<i>Professeur</i>	F. BUKIET *	<i>Assistant</i>	B. BALLESTER
<i>Professeur</i>	H. TASSERY	<i>Assistant</i>	H. DE BELENET
<i>Maître de Conférences</i>	G. ABOUDHARAM	<i>Assistant</i>	A. DEVICTOR
<i>Maître de Conférences</i>	M. GUIVARC'H	<i>Assistant</i>	S. MANSOUR
<i>Maître de Conférences</i>	C. PIGNOLY	<i>Assistant</i>	L. MICHEL-ROLLET
<i>Maître de Conférences</i>	L. POMMEL		
<i>Maître de Conférences</i>	E. TERRER		

PROTHÈSE

<i>Professeur</i>	M. RUQUET *	<i>Assistant</i>	N. CHAUDESAYGUES
<i>Maître de Conférences</i>	G. LABORDE	<i>Assistant</i>	M. DODDS
<i>Maître de Conférences</i>	M. LAURENT	<i>Assistant</i>	A. FERDANI
<i>Maître de Conférences</i>	G. MAILLE	<i>Assistant</i>	C. MENSE
<i>Maître de Conférences</i>	B.E. PRECKEL	<i>Assistant</i>	A. REPETTO
<i>Maître de Conférences</i>	G. STEPHAN	<i>Assistant</i>	A. SETTE
<i>Maître de Conférences</i>	P. TAVITIAN	<i>Assistant</i>	F. SILVESTRI
<i>Maître de Conférences</i>	A. TOSELLO		
<i>Maître de Conférences</i>	R. LAN		
<i>associé</i>			

SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES OCCLUSODONTOLOGIE, BIOMATERIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

<i>Professeur</i>	J. DEJOU	<i>Assistant</i>	M. JEANY
<i>Professeur</i>	J. D. ORTHLIEB *		
<i>Professeur</i>	A. RASKIN		
<i>Maître de Conférences</i>	T. GIRAUD		
<i>Maître de Conférences</i>	A. GIRAUDEAU		
<i>Maître de Conférences</i>	B. JACQUOT		
<i>Maître de Conférences</i>	J. P. RÉ		

* Responsable de la discipline

Remerciements

A Monsieur le Pr Ruquet,

Vous nous faites le grand honneur de présider ce jury de thèse.
Soyez assuré de notre profond respect et de notre sincère gratitude.
Nous vous remercions pour le savoir-faire dont vous nous avez fait part.

A Monsieur le Dr Maille,

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger cette thèse mais également pour vos conseils ainsi que votre disponibilité tout au long de la rédaction de ce travail.
Soyez assuré de notre reconnaissance et notre gratitude.
Nous regrettons de ne pas avoir profité de vos qualités plus tôt durant nos années d'études.

A Monsieur le Dr Tosello,

Vous nous faites l'honneur de siéger dans notre jury de Thèse.
Nous vous remercions pour votre gentillesse et votre professionnalisme.
Soyez assuré de notre estime.

A Monsieur le Dr Sette,

Nous vous remercions d'avoir accepté de siéger dans notre jury de thèse.
Votre gentillesse et votre savoir-faire tout au long de notre cursus ont été d'une valeur inestimable.

A Monsieur le Dr Gardella,

Je vous remercie d'avoir accepté d'annuler votre Week-end ski afin de siéger dans mon jury de thèse (d'autant plus que je connais cette passion pour le ski qui vous habite). Votre présence m'honore et me réconforte.
Je vous remercie également de nous guider chaque jour vers une dentisterie de qualité, votre connaissance et votre savoir faire sont d'une valeur inestimable.
Merci également de m'avoir donné ma chance, de continuer à croire en moi malgré mes défauts.
Soyez assuré du profond respect que je vous porte.

Sommaire

Introduction	1
I. La fabrication additive : une nouvelle révolution industrielle ?	2
II. De l'acquisition à la fabrication : la chaîne numérique en odontologie	4
A. Définitions	4
B. Rappels historiques	4
C. Principe général de fonctionnement de la CFAO en odontologie	9
1. Introduction.....	9
2. Systèmes de CFAO.....	10
a) CFAO directe (chairside).....	10
b) CFAO semi-directe.....	11
c) CFAO indirecte	11
3. Acquisition des données et conversion numérique : la numérisation 3D	13
a) Principe de fonctionnement.....	13
b) Techniques d'acquisition des données	15
(1) Scanner avec contact.....	15
(2) Scanner sans contact.....	16
(a) Triangulation active.....	16
(b) Lumière structurée.....	17
(c) Holographie conoscopique	18
c) Les standards numériques.....	19
4. Conception et modélisation.....	21
5. FAO	22
a) FAO et usinage.....	23
b) FAO et fabrication additive.....	26
c) Vers un standard de fabrication numérique.....	27
6. Technologies de fabrication assistées par ordinateur.....	27
Méthode soustractive ou usinage	28
III. De la Stéréolithographie à l'impression 3D : les différents procédés de fabrication additive	30
A. Définitions et classification	30
B. Histoire de la fabrication additive	32
C. Les différents procédés de fabrication additive utilisés en odontologie	34
1. La photopolymérisation en cuve.....	34
a) La stéréolithographie ou SLA.....	35
b) Photopolymérisation par flash et lumière continue	38
2. La fusion sur lit de poudre	39
a) SLS : Selective Laser Sintering.....	40
b) SLM : Selective Laser Melting.....	42
3. L'extrusion de matière	44
4. La projection de matière	47

IV. Applications et perspectives de l'impression 3D dans le domaine de l'odontologie..	52
A. Applications de la fabrication additive en odontologie.....	52
1. Fabrication additive et prothèses.....	52
a) Modèles d'étude et de travail.....	52
b) Prothèses amovible	52
(1) Prothèse totale adjointe et impression de PEI.....	53
(2) Prothèse métallique à plaque base métal (PBM)	56
c) Prothèses fixe.....	58
d) Prothèse Maxillo-Faciale.....	60
2. Fabrication additive et implantologie	63
a) Guide chirurgicaux	63
b) Greffon osseux sur mesure (Biobank).....	66
B. Les perspectives de la Fabrication Additive en Odontologie.....	69
1. A propos des céramiques	69
2. A propos de l'ingénierie tissulaire	71
3. Et demain ?	72
Conclusion.....	73
Index des Figures.....	A1
Références bibliographiques	I

Introduction

Les progrès permanents effectués dans le domaine de l'informatique, de l'électronique et des systèmes automatisés permettent de développer des appareils et logiciels de plus en plus performants qui épaulent et complètent les capacités de l'être humain dans l'accomplissement des tâches du quotidien.

La dentisterie représente un domaine de compétence toujours en quête de progrès et de nouvelles technologies et n'a donc pas échappé à cette tendance.

En effet, au cours des 50 dernières années, la CFAO a démontré ses multiples avantages et fait partie, pour un grand nombre de praticiens, de leur pratique quotidienne. (1)

L'objectif de ce travail ne sera pas de détailler la totalité de cette chaîne numérique, ni d'en vanter les mérites, mais uniquement de rappeler les points fondamentaux historiques, sémantiques et fonctionnels afin d'introduire un nouveau procédé de fabrication : la Fabrication Additive (FA) ou Additive Manufacturing (AM).

Pour cela nous montrerons, dans un premier temps, que la FA présente bel et bien un réel intérêt pour notre domaine.

Ensuite, nous présenterons l'ensemble de la chaîne numérique dans le domaine de l'odontologie que l'on appelle plus communément CFAO, afin de mieux situer la place de la fabrication additive. Ceci permettra de mieux comprendre l'ensemble des étapes en amont de la fabrication, les spécificités d'un tel processus dans le domaine de l'odontologie comparées à d'autres de l'industrie et enfin de détailler les divergences que l'on peut retrouver tout au long de la chaîne numérique avec les méthodes actuelles par soustractions.

Dans un troisième temps, nous détaillerons les différentes technologies de fabrication additive utilisable en odontologie, leurs intérêts et spécificités, ainsi que les matériaux disponibles sur le marché.

Enfin, nous apporterons la preuve que la fabrication additive s'est déjà intégrée dans notre domaine d'activité, en détaillant les applications de ces procédés dans divers domaines de l'odontologie tel que la prothèse et l'implantologie.

La deuxième partie de ce chapitre sera consacrée aux perspectives et aux travaux en cours afin d'envisager les innovations futures découlant de l'utilisation d'une telle technologie.

I. La fabrication additive : une nouvelle révolution industrielle ?

Souvent qualifié de « nouvelle révolution industrielle » (2) il semble difficile d'ignorer ce nouveau phénomène de mode, comme en témoigne le grand nombre d'activités se développant autour de cette technologie, signe de son impact sur les habitudes contemporaines.

Ce phénomène peut être illustré par le développement de Thingiverse, une plateforme internet de téléchargement gratuit de fichiers 3D partagés par les utilisateurs, permettant à chaque propriétaire d'une imprimante 3D de fabriquer l'objet modélisé.

Fondé en 2008 par Makerbot Industries®, un des leaders mondiaux en termes d'impression 3D, ce site est à l'image de ce qu'est l'impression 3D grand public aujourd'hui : totalement gratuite, open source et accessible à chacun. (3)

Les utilisateurs sont de plus en plus nombreux et intègrent ce mode de fonctionnement dans leurs pratiques quotidiennes, comme en témoigne le nombre exponentiel de fichiers mis en ligne (Fig. 1).

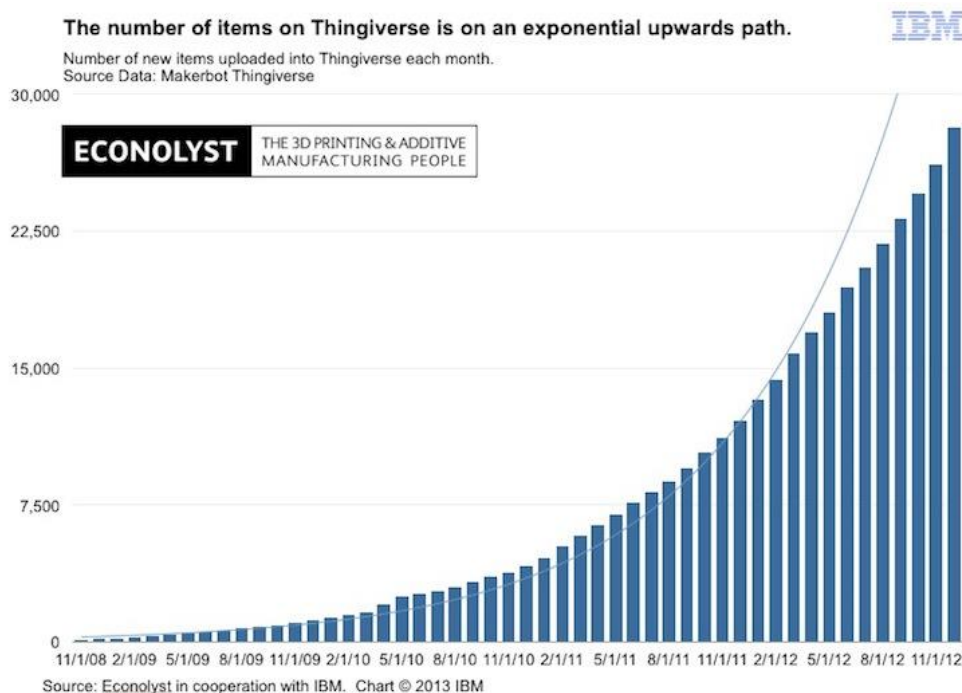
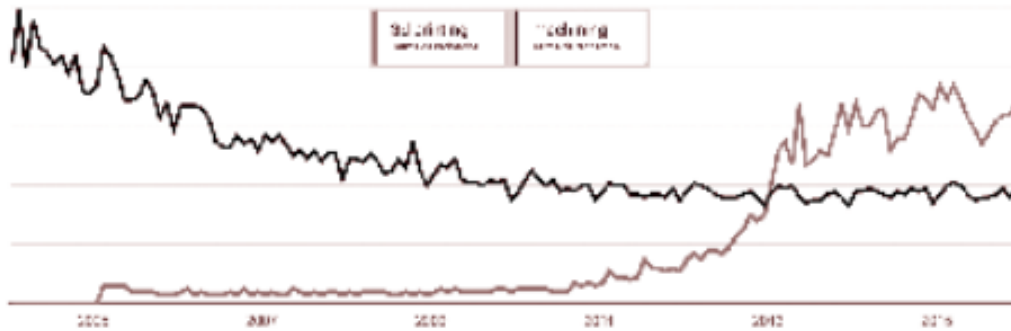


Fig. 1 : nombre de fichiers mis en ligne sur Thingiverse chaque mois

Si l'on compare les volumes de recherches Google contenant les termes « 3D printing » et « machining » (Fig. 2), on constate une inversion des tendances avec aujourd'hui une grande majorité des recherches centrées sur l'impression 3D. Ceci traduit l'intérêt des individus pour cette technologie au dépend des méthodes classiques tel que l'usinage.



*Graphique : historique du volume des recherches Google contenant les termes 3D printing (impression 3D, en gris) et machining (usinage, en noir).
(source : Google Trends)*

Fig. 2 : historique du volume de recherches Google contenant les termes 3D printing (en gris) et machining (en noir)

Toutefois « tendance » n'étant pas synonyme de « pertinence », une question essentielle se pose: cet engouement autour de l'impression 3D est-il uniquement le fruit des spéculations médiatiques ou relate-t-il d'une véritable avancée technologique aux multiples avantages et exploitable cliniquement dans le domaine de l'odontologie ?

Nous essaierons de répondre le plus objectivement possible à cette question, qui représente en quelque sorte le fil directeur de ce travail.

II. De l'acquisition à la fabrication : la chaîne numérique en odontologie

A. Définitions

La chaîne numérique (**digital workflow**) dans le domaine de l'odontologie communément appelée « **CFAO** », diminutif de « Conception et Fabrication Assistés par Ordinateur » désigne l'ensemble des équipements informatisés utilisés dans la gestion du flux numérique, qui regroupe :

- . Les équipements de numérisation 3D
- . Les logiciels de CAO
- . Les logiciels de FAO
- . Les équipements de fabrication à commande numérique.

Le CNIFPD (Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaires) donne à cette chaîne numérique la définition suivante : *ensemble des activités numériques menées sur un produit tout au long de son cycle de vie, sans rupture numérique.* (5)

On retrouve également dans la littérature le terme « CAD/CAM », abréviation de Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing ou Computer Assisted Design/Computer Assisted Manufacturing. (6)

B. Rappels historiques

Le développement de la CFAO au cours du XX^{ème} siècle n'a été rendu possible que par l'élaboration et l'amélioration des calculateurs électroniques (Alan Turing) à la fin des années 50.

Parallèlement et suite à cela, dans un contexte d'après-guerre où produire en masse devient une nécessité, des domaines industriels tels que l'automobile ou l'aviation modifient leurs chaînes de production et tentent de l'automatiser afin d'augmenter la productivité et la compétitivité. L'entrée en scène des machines-outils à commande numérique date de 1955 aux Etats Unis sous l'impulsion de l'état fédéral et de 1960 en France. Les opérations exercées sont simples, majoritairement commandées sous forme de bandes perforées ou magnétiques, mais le ton est lancé.

Puis les progrès réalisés en informatique permettent aux ingénieurs de développer des logiciels de CAO et FAO de plus en plus performants utilisés principalement par les industries de l'automobile et de l'aéronautique qui automatisent progressivement l'ensemble de la chaîne de production.

(7)(8)

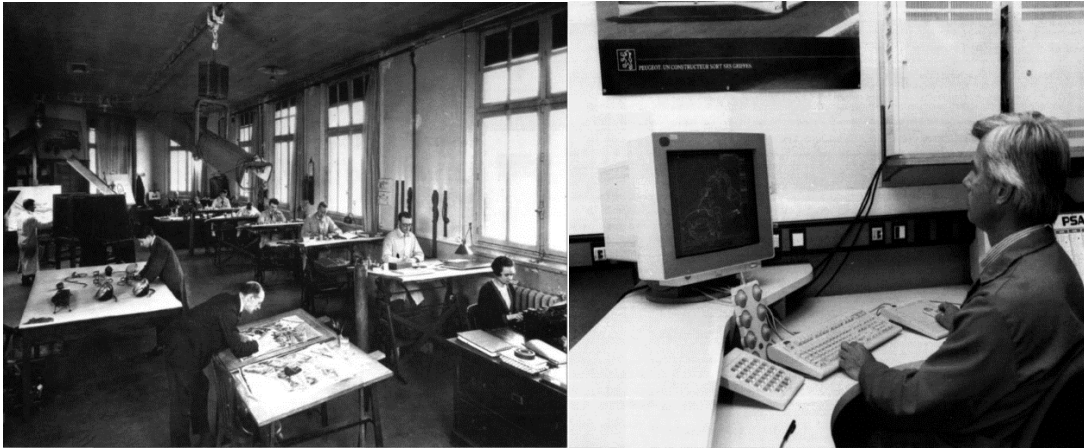


Fig. 3 : bureau d'étude Citroën dans les années 30 / Bureau d'étude Peugeot en 1992

Mais contrairement à ces branches industrielles où la production des pièces en nombreux exemplaires est issue d'une modélisation unique grâce à des logiciels de CAO spécifique, la dentisterie se distingue par la nécessité de prendre en compte l'ensemble des structures intra-orales spécifiques aux patients et de fabriquer en conséquence un élément prothétique adapté en un unique exemplaire.

Le défi à relever n'est donc pas simple puisqu'il s'agit d'acquérir un ensemble de données propres au patient (tissus, occlusion, structures dentaires...) afin de pouvoir recréer virtuellement un modèle de travail. Celui-ci servant ensuite de base à la conception de la pièce (il existe aujourd'hui différents algorithmes jouant ce rôle).

La précision d'acquisition ainsi que la juste transformation des données analogiques en données virtuelles sont donc le point de départ de la chaîne numérique et c'est dans ce sens que François Duret peut être considéré comme le père fondateur de la CFAO dentaire, car il a été capable de développer un procédé répondant à ces critères : **l'empreinte optique.** (8)

Dès 1971, accompagné des Pr PEREZ et DUMAS et se basant sur des études de chercheurs de hauts niveaux (dans les domaines de l'optique, de la biologie et de l'ODF) concernant la variation de morphologies des faces occlusales grâce à **l'interférométrie** (procédé issu de l'holographie développé par Denis Gabor) il entreprend des travaux afin d'apporter les bases théoriques et conceptuelles de l'empreinte optique. (9)

Sa thèse de 400 pages, intitulée « empreinte optique », soutenue en 1973 et considérée comme la synthèse de l'ensemble de ses travaux, décrit l'ensemble des techniques aujourd'hui utilisés en CFAO tel que la lecture 3D par interférométrie, la conversion analogique digitale, etc...

Puis à partir de ce moment-là, comme souvent dans les grandes découvertes scientifiques, le projet se précise et s'affine continuellement grâce à la collaboration entre différents scientifiques et gros investisseurs du monde entier.

En France, des progrès considérables sont réalisés par François DURET, Jacques DUMAS, Joseph THOUVENOT en association avec des sociétés telles que THOMSON ou MATRA.

- En 1983, ils présentent leurs travaux sur la CFAO lors des entretiens de Garancière
- En 1985, ils scellent la première couronne entièrement conçue par CFAO une heure après l'empreinte optique et cela en direct de l'ADF. Ils utilisent alors un prototype de machine-outil par soustraction (le Cerec Mark1) sorti en septembre 1985 et issu de travaux réalisés en parallèle par le Pr MOERMAN et l'ingénieur BRANDESTINI (Fig. 4). (10)

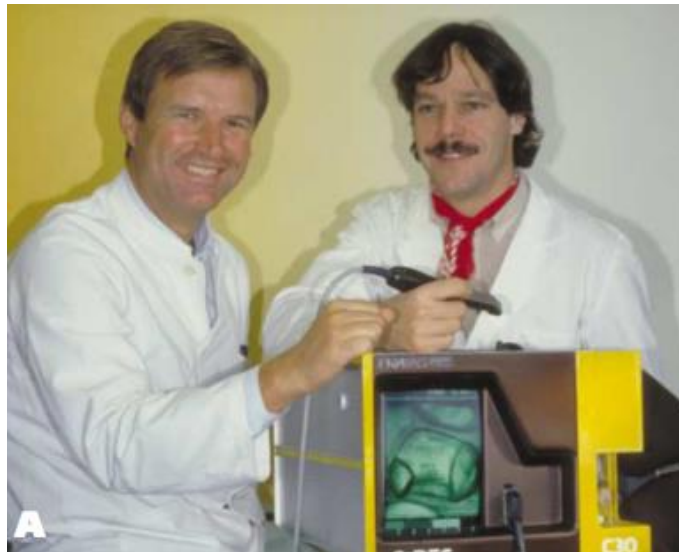


Fig. 4 : le Dr Wermer Mörmann (gauche) et Marco Brandestini (droite) présentent en 1985 le premier prototype du CEREC 1 : le « lemon »

Comme on peut le voir sur la Fig. 5, l'évolution du système CEREC s'est faite en deux temps :

- La collaboration avec Siemens aboutit en 1994 au développement du Cerec Mark 2.
- Puis en 1997, le département des systèmes dentaires de Siemens est racheté par Schroder VENTURES afin de fonder l'entreprise « Sirona Dental Systems » dont le siège est à Bensheim en Allemagne. Les progrès sont alors considérables, le CEREC 3 sort en 2000 et le CEREC 3D en 2003. (11)

TABLE

Major milestones in CEREC* CAD/CAM development.				
YEAR	HARDWARE	SOFTWARE CAPABILITY	RESTORATION TYPE	DEVELOPER
1980	Basic concept	Two-dimensional	Inlays	Mörmann (University of Zurich) and Brandestini (Brandestini Instruments, Zurich)
1985	CEREC 1	Two-dimensional	First chairside inlay	Mörmann and Brandestini (Brains, Zurich)
1988	CEREC 1	Two-dimensional	Inlays (1), onlays (2), veneers (3)	Mörmann and Brandestini
1994	CEREC 2	Two-dimensional	1-3, partial (4) and full (5) crowns, copings (6)	Siemens (Munich, Germany)
2000	CEREC 3 & inLab	Two-dimensional	1-6 and three-unit bridge frames† (inLab‡)	Sirona (Bensheim, Germany)
2003	CEREC 3 & inLab	Three-dimensional	1-6 and three- and four-unit bridge frames† (inLab‡)	Sirona
2005	CEREC 3 & inLab	Three-dimensional	1-5 automatic virtual occlusal adjustment	Sirona

* Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany.
† Bridge frameworks are being fabricated in Europe only, on an experimental basis.
‡ InLab only: Extended-range ceramic block spindle.

Fig. 5 : évolution du système CEREC de 1980 à 2005

En Suède, un nouveau prototype voit le jour grâce aux efforts de Matt ANDERSON et de la firme Nobel Biocare (anciennement Nobel Pharma). C'est ainsi qu'apparaît le système PROCERA® qui présente la particularité d'utiliser comme méthode d'acquisition un micro palpeur et comme système de production une machine-outil fonctionnant par électroérosion. Le grand intérêt de cette technologie, contrairement aux précédentes, est de permettre d'usiner du titane et ainsi de pouvoir s'associer aux implants Bränemark (leader du marché à l'époque). (10)(12)

Mais les systèmes de CFAO disponibles à cette période-là ne présentent qu'un intérêt modéré : le prix des machines, la précision limitée des pièces prothétiques, le temps d'acquisition et de fabrication, la qualité médiocre des pièces usinées sont autant de freins à la généralisation de tels procédés.

C'est pour cela qu'au début des années 2000, l'ensemble des grands groupes leaders du marché se focalise sur 2 points essentiels :

- Le perfectionnement des logiciels et outils informatiques afin d'augmenter précision et vitesse d'exécution.
- Le développement de matériaux usinables aux propriétés augmentées par rapport aux composites et céramiques utilisés jusqu'à présent.

Apparaît alors un matériau dont les propriétés mécaniques et esthétiques sont largement supérieures à ceux existant : la zircone.

Ce matériau disposant d'une structure polycristalline, nécessite une étape de cuisson afin d'acquérir l'ensemble de ses caractéristiques. Cependant, la dureté de ce matériau après cuisson rend impossible un éventuel fraisage, il est donc impératif de façonner les pièces prothétiques en amont.

De plus, les ingénieurs se rendent compte que cette cuisson s'accompagne d'un retrait de polymérisation rendant ainsi la gestion trop complexe par des procédés conventionnels de fabrication.

Seuls la CFAO et son flux numérique sont alors à même de contrôler ces paramètres et rendent la zircone exploitable. (13)

L'engouement est immense, à partir de l'an 2000, la CFAO s'impose comme une véritable réalité clinique incontournable dans des domaines spécifiques, puis étendue dans la plupart des disciplines dentaires.

C. Principe général de fonctionnement de la CFAO en odontologie

1. Introduction

Afin de produire un dispositif médical en utilisant la chaîne numérique, il est indispensable que le flux numérique soit traité en 3 étapes distinctes :

- Numérisation 3D : correspond à une double étape d'acquisition des données issues de l'environnement intra-oral (directement en bouche ou sur supports : empreinte ou modèle) puis à une transformation de ces données en flux numérique exploitable par les systèmes informatiques des étapes suivantes.
- CAO : modélisation de la pièce prothétique
- FAO : traitement du fichier informatique afin de le rendre compatible avec la machine-outil (étape très importante qui génère la séquence de mise en forme spécifique à chacune des technologies), puis fabrication (soustractive ou additive) de la pièce prothétique par la machine-outil.

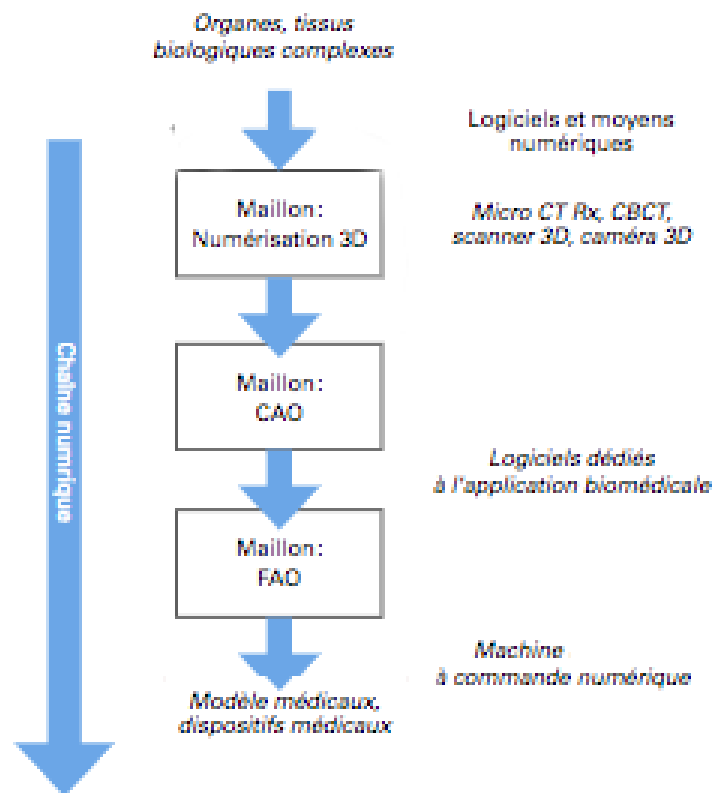


Fig. 6 : principe général de la CFAO en odontologie

2. Systèmes de CFAO

Il est important de préciser qu'actuellement il existe 3 modes de fonctionnement de la CFAO dentaire en fonction de la situation des différents maillons de la chaîne.

La CFAO est dite « directe », « indirecte » et « semi-directe » (5)

a) CFAO directe (chairside)

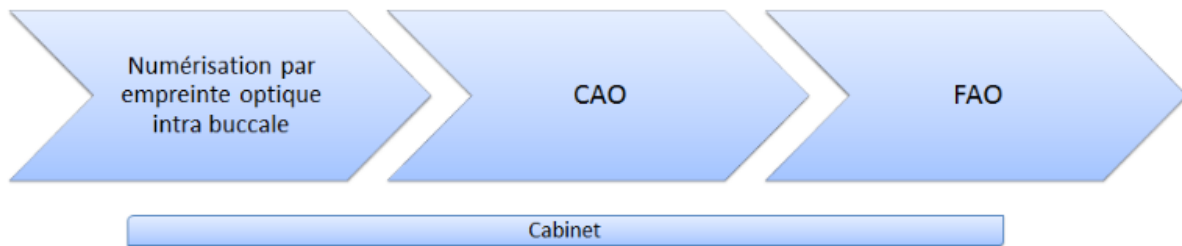


Fig. 7 : la CFAO directe ou chairside

En CFAO directe ou « chairside », le praticien dispose de la chaîne numérique complète au cabinet :

- L'acquisition est réalisée à l'aide d'un scanner intra-oral.
- La prothèse est directement modélisée grâce au logiciel de CAO.
- Les informations de production sont envoyées à la machine-outil qui fabrique la pièce prothétique précédemment modélisée. (14)(5)(15)



Fig. 8 : le CEREC 3D (sirona) en CFAO directe au cabinet

b) CFAO semi-directe

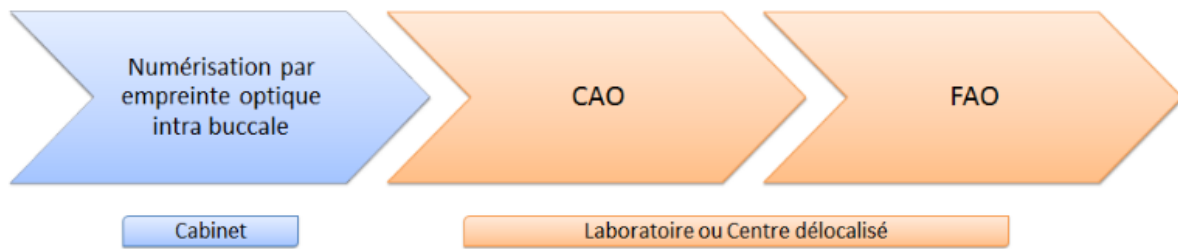


Fig. 9 : la CFAO semi-directe

En CFAO semi-directe, le praticien décide de délocaliser la modélisation et/ou la production de la pièce prothétique :

- L'acquisition est réalisée en bouche à l'aide d'une caméra intra-buccale.
- La modélisation peut être réalisée de 2 manières :
 - a. Soit la pièce est modélisée directement au cabinet, le praticien dispose alors du logiciel de CAO.
 - b. Soit le fichier issu de l'acquisition est directement envoyé au laboratoire qui se charge de la modélisation de la pièce prothétique.
- La production de l'élément prothétique est alors réalisée par le laboratoire de prothèse ou confiée à un centre de production délocalisé. (5)

c) CFAO indirecte

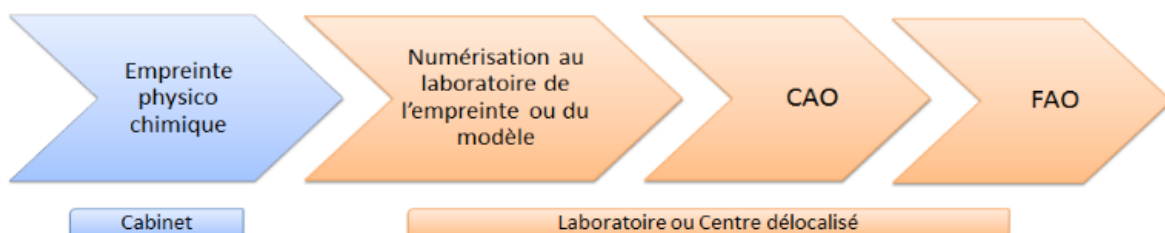


Fig. 10 : la CFAO indirecte

En CFAO indirecte :

- L’empreinte est réalisée de manière conventionnelle : on parle d’empreinte physico-chimique.
- Celle-ci est envoyée au laboratoire de prothèse qui se charge de la numérisation (Fig. 11)
 - a. Soit directement à partir de l’empreinte (Fig. 12a)
 - b. Soit après avoir coulé le modèle en plâtre correspondant (Fig. 12b)
- La suite de la chaîne est identique à la méthode semi-directe. (5)(16)



Fig. 11 : scanner optique DentsplySirona inEos X5



Fig. 12a : l’empreinte physico-chimique est directement scannée



Fig. 12b : scannage du modèle en plâtre issu de l’empreinte physico-chimique

3. Acquisition des données et conversion numérique : la numérisation 3D

a) Principe de fonctionnement

La première étape de la chaîne numérique consiste en l'acquisition d'un ensemble de données issues de l'environnement intra-oral du patient et à les convertir en données numériques (flux numérique) exploitables par des systèmes informatiques.

D'un point de vue du flux numérique, cela consiste à générer une maquette virtuelle ou « modèle de CAO » représentant virtuellement les données géométriques issues des tissus biologiques, sur lequel sera intégré le dispositif médical à l'aide des logiciels de CAO. (17)

La numérisation 3D est réalisée à l'aide d'appareils que l'on nomme les scanners 3D.

D'un point de vue technologique, il existe une grande variété de scanners fonctionnant selon des procédés différents présentant divers avantages et inconvénients.

En CFAO dentaire, les seuls dispositifs capables de générer un flux numérique après numérisation 3D sont :

- Les caméras 3D intra-orales
- Les scanners 3D extra-oraux

Ils sont composés :

- D'un ou plusieurs émetteurs
- De capteurs spécifiques à la source émise en amont
- De convertisseur analogique numérique (A/D)
- De logiciels de reconstructions d'image permettant de générer un fichier au format compatible avec les logiciels de CAO (9)(18)

Le principe général de fonctionnement de tous les scanners est relativement simple: un capteur perçoit des variations de la source (lumineuse, mécanique...) permettant ainsi d'enregistrer les coordonnées tridimensionnelles (x,y,z) d'un ensemble de points : on parle de nuage de points ou de maillage de points.(5)

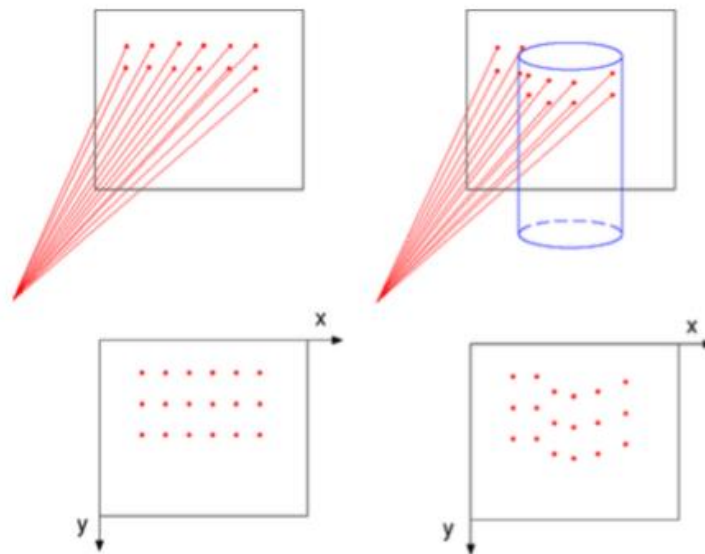


Fig. 13 : nuage de points 2D issu d'un procédé de triangulation active

L'acquisition des données est réalisée sur différents types de supports en fonction du mode de CFAO choisi (directe, semi-directe ou indirecte) :

- Directement en bouche par scanner intra-oral
- Sur des supports matériels : empreintes physico-chimiques ou modèles de travail.

b) Techniques d'acquisition des données

Il existe 2 grandes catégories de scanners fonctionnant selon des principes différents :

- Les scanners mécaniques fonctionnant par contact avec le support : la numérisation est dite « tactile ».
- Les scanners optiques fonctionnant sans contact : la numérisation est « non tactile ».

(1) Scanner avec contact

Dans ce type de numérisation, il existe un contact direct, physique entre un « palpeur » et la surface à enregistrer.

L'acquisition se fait depuis une position fixe, le palpeur se déplaçant autour du modèle immobilisé. Au contact de la pièce, la tige de palpation est déviée, ce qui active un commutateur optique.

Au même instant, la commande numérique enregistre la position exacte et rétracte le palpeur. Ce type de scanner s'intègre donc dans une CFAO indirecte, dans le sens où le palpation est réalisée soit directement sur l'empreinte physico-chimique soit sur le modèle en plâtre correspondant. (5)(18)

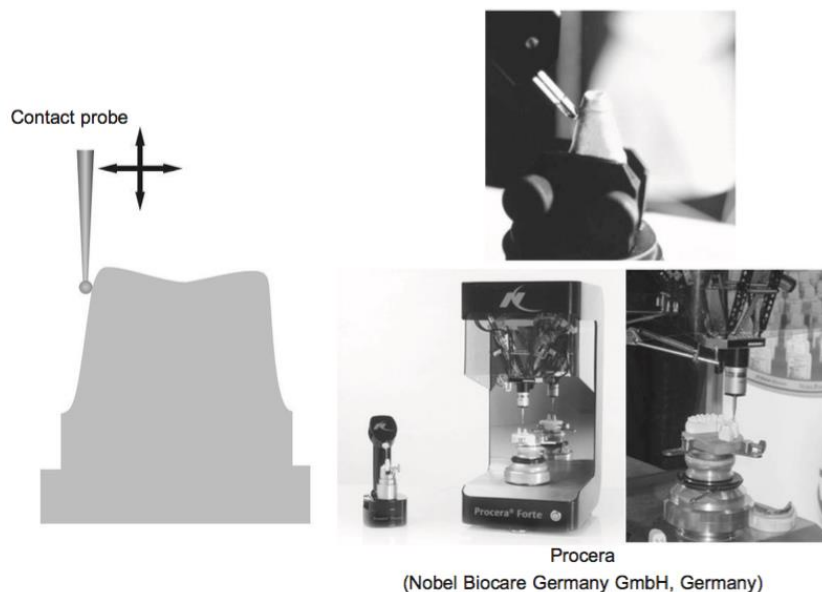


Fig. 14 : système de numérisation par contact direct : le palpeur

L'inconvénient majeur est lié à l'impossibilité d'enregistrer des détails inférieurs au diamètre du palpeur (Fig. 15) générant, au final, une imprécision de la pièce finale.

De plus, le temps d'acquisition très long et l'impossibilité d'utiliser un tel système en bouche ont rendu ce mode d'acquisition obsolète.

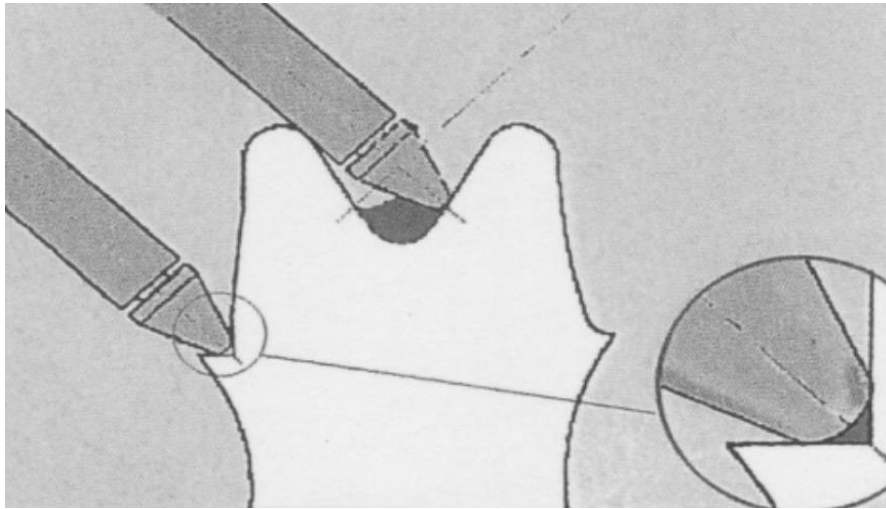


Fig. 15 : manque de précision lors de l'enregistrement des zones anguleuses

(2) Scanner sans contact

Actuellement, la majorité des scanners utilisés en CFAO dentaire fonctionne selon le principe de numérisation non tactile.

Les scanners sans contact utilisés en odontologie sont dits actifs, car ils sont composés d'un émetteur qui génère un rayonnement de spectre variable : lumière blanche, laser ou rayon X.

On les classe généralement selon 3 technologies :

- Balayage de lumière structurée
- Triangulation active
- Holographie conoscopique (18)

(a) Triangulation active

Ce procédé utilise un émetteur à l'origine d'un faisceau laser sous forme d'une ligne ou d'un plan (Fig. 16) réfléchi par la surface, puis enregistré par un capteur photosensible qui convertit le rayonnement électromagnétique en signal électrique analogique.

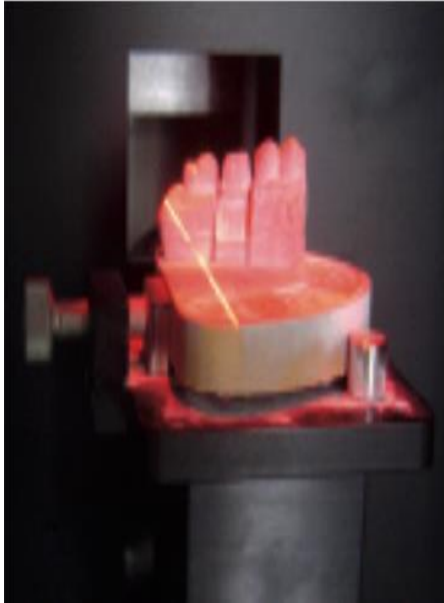


Fig. 16 : triangulation active par bande laser

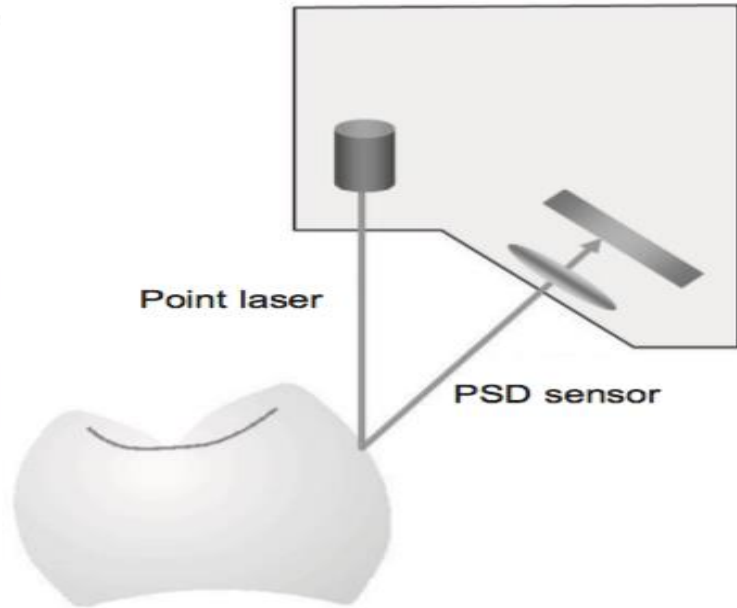


Fig. 17: principe de fonctionnement de la triangulation

La connaissance de certains paramètres permet par de simples calculs trigonométriques de déterminer les coordonnées 3D (x,y,z) de chacun des points enregistrés.

Ce signal est ensuite amplifié et converti par un convertisseur analogique-numérique en image numérique.

On parle ainsi de triangulation tout simplement, car la source lumineuse, le capteur et la surface à enregistrer forment un triangle et permettent l'utilisation de la trigonométrie (Fig. 17).

(b) Lumière structurée

Les scanners fonctionnant par lumière structurée sont composés d'un laser ou d'un vidéoprojecteur LCD qui émet un motif lumineux bidimensionnel (généralement des franges) sur la surface à numériser.

Les déformations du motif selon la forme de l'objet sont perçues par une caméra (légèrement décalée par rapport à la source) et converties en flux numérique et transmises à l'ordinateur qui reconstruit l'image.



Fig. 18 : exemple du système Cerec AC Bluecam

(c) Holographie conoscopique

Ce procédé fait appel à un faisceau laser dirigé sur l'objet à numériser. Après réflexion, le faisceau revient selon le même axe et passe au travers d'un cristal biréfringent qui génère un hologramme en fonction des variations de fréquence des rayons (Fig. 19).

Les franges de l'hologramme sont ensuite perçues par un capteur qui transforme la variation de fréquence en signal électrique.

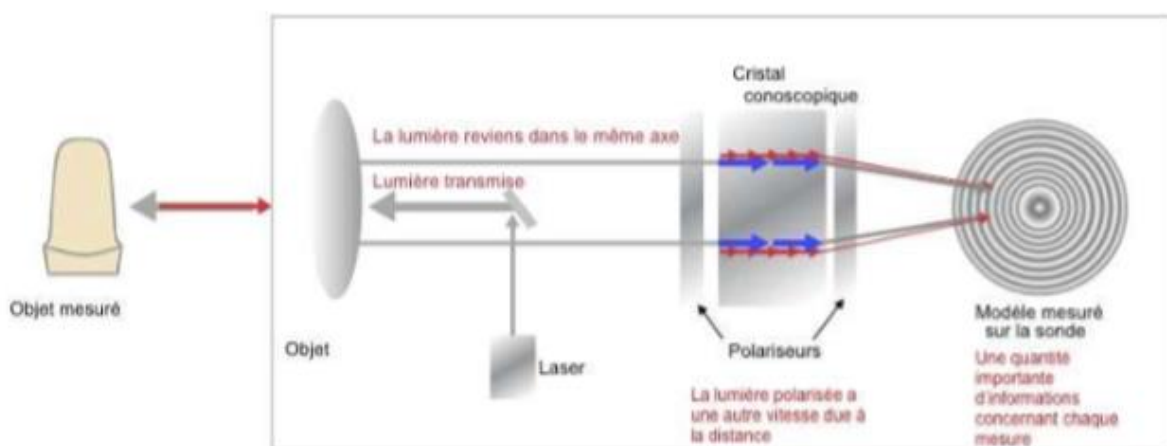


Fig. 19 : principe de l'holographie conoscopique

Cette technique se différencie de la triangulation, car elle fait appel au principe de colinéarité du rayon lumineux, ce qui lui permet d'être plus précise et d'enregistrer des angles prononcés jusqu'à 85 degrés.

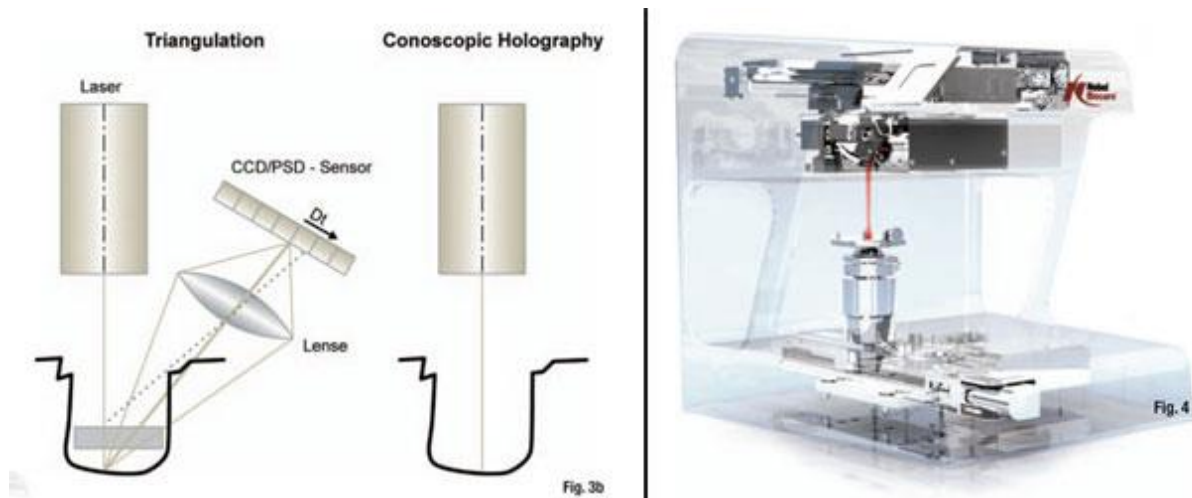


Fig. 20 : différence entre triangulation et holographie conoscopique/ système Procera® (Nobel Biocare)

c) Les standards numériques.

Actuellement, il existe des formats numériques majoritaires en CAD/CAM permettant au flux numérique de circuler librement entre les différents maillons d'un système.

- Format STL : acronyme de format « Stéréolithographique », il est issu du nuage de points après traitement par un modèle numérique de type polygonal. Les points sont reliés par un ensemble de polygones permettant de différencier l'intérieur de l'extérieur du modèle en fonction de leurs orientations.

Ce format de fichier 3D (.STL) a été développé dans les années 90 par la société 3D Systems, dirigé par Chuck Hill, qui est l'inventeur du premier système de fabrication additive : la stéréolithographie.

Aujourd'hui, il est devenu le format majoritaire en CFAO dentaire car exploitable par l'ensemble des maillons de la chaîne numérique, ce qui permet une libre circulation des données ainsi qu'une grande liberté de production.

De plus, même au sein des systèmes fermés où l'information ne transite qu'entre maillons du même fournisseur, le format est également de type .STL mais propriétaire.

- Format NURBS (Non Uniform Rational B-Spline) : il s'agit d'un format avancé issu du format STL. La représentation de l'image se fait alors par un ensemble de courbes et surfaces vectorielles (B-Spline) extrêmement précises mais rendant le fichier informatique lourd et peu exploitable par les maillons suivants. Actuellement, seuls les logiciels de CAO de Delcam® et de Kavo® se basent sur des fichiers NURBS, ce qui leur confère une grande précision géométrique mais rend le système fermé, donc propriétaire.
- Format DICOM (Digital Imaging and Communications in medicine) : Au départ ce format de fichier a été développé afin de faciliter la lecture et le transfert d'images entre les machines de différents constructeurs d'imageries médicales (CBCT, IRM...).

Mais depuis peu, le réel intérêt en CFAO dentaire repose sur la possibilité de coupler un cone beam au format DICOM et une empreinte optique au format STL afin de générer un véritable modèle virtuel exploitable dans des domaines tel que l'implantologie ou l'orthodontie.

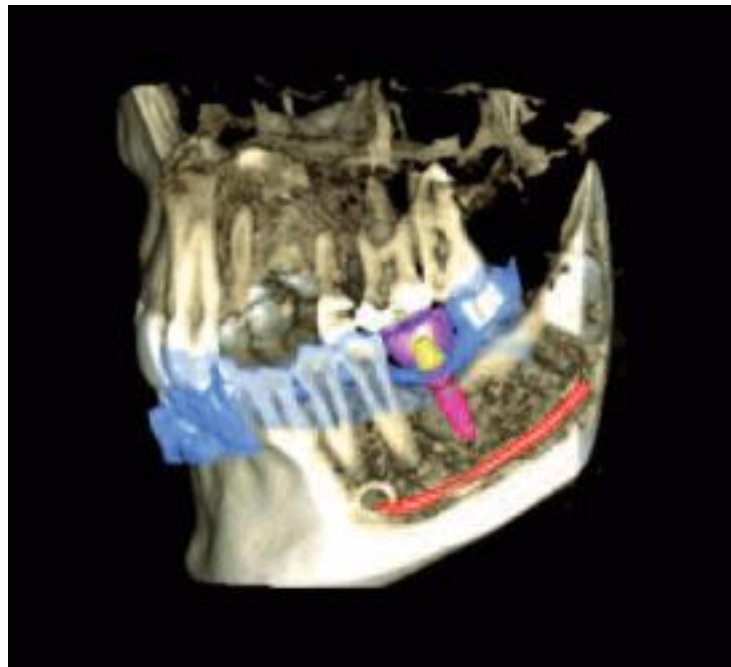


Fig. 21 : association de deux sources numériques : format DICOM issu du CBCT et format STL issu de l'empreinte optique

4. Conception et modélisation

À l'issue de la numérisation 3D à l'aide d'un des dispositifs précédemment cités, le modèle virtuel est importé dans un logiciel de CAO.

La grande majorité des logiciels de CAO dispose d'un noyau graphique de modélisation polygonal leur permettant de lire et de traiter directement le fichier au format STL.

Cependant, certains logiciels de CAO, comme celui de KAVO® ou de DELCAM®, sont seulement compatibles avec les formats NURBS et nécessitent ainsi une lourde conversion numérique. Les fichiers sont alors plus lourds, les opérations plus longues, mais la précision est augmentée ce qui représente un large avantage en implantologie (passivité des armatures).

Le premier modèle numérique importé représente virtuellement les données géométriques du tissu biologique numérisé sur lequel va être adapté le dispositif médical envisagé par le cas clinique.

Le logiciel de CAO est constitué d'une suite de fonctions mathématiques permettant :

- De modéliser en 3D dans un environnement virtuel issu de l'information initiale sans pour autant modifier certains paramètres immuables
- De manipuler les différents objets 3D
- D'appliquer un certain nombre de fonctions : agrandir, assembler, copier...

Ainsi à l'aide des différents outils numériques, il est relativement intuitif de modéliser la seconde maquette virtuelle correspondant à la représentation du dispositif médical.

On parle également de DFN pour « Définition de Formes Numérisée ».

Le logiciel dispose pour cela d'une banque de données comportant un certain nombre de préformes numériques particulièrement intéressantes dans la modélisation de prothèses fixées tels que facettes, onlay, inlay...

Avec la grande variété de logiciels actuellement disponible, il est désormais possible de modéliser la quasi-totalité des dispositifs médicaux du domaine de l'odontologie tel que la prothèse fixe, la prothèse amovible, la prothèse totale, la prothèse sur implant, certaines prothèses maxillo-faciales etc.



Fig. 22a. édentement de classe I Kennedy, gestion du cas par CFAO



Fig. 22b. modèles virtuels obtenus par scannage intra-oral (Omnica)



Fig. 22c. tracé virtuel du châssis (logiciel 3Shape)

Fig. 22: apport du logiciel de CAO dans la réalisation d'un châssis métallique

Une fois que la totalité des paramètres de la maquette virtuelle du dispositif médical ont été vérifiés et que cela répond aux exigences bio-fonctionnelles du praticien, les données sont transmises au logiciel de FAO

5. FAO

Les logiciels de FAO, contrairement à ceux de CAO, sont dépendants voir même spécifiques du procédé de fabrication envisagé (soustractif ou additif).

Le rôle de ces logiciels étant triple, ils se décomposent en 3 modules consécutifs :

- . Le préprocesseur géométrique : permet d'optimiser le positionnement des maquettes 3D à fabriquer au sein des différents supports, en intégrant les contraintes liées à la mise en œuvre de la machine.
- . Le processeur géométrique : en fonction de l'étape précédente, il calcule le trajet optimal de la machine à commande numérique afin de produire les pièces en un temps minimal. On parle d'élaboration ou de calcul du parcours-outil.
- Le post-processeur géométrique : une fois le parcours validé, son rôle est de convertir les données de trajectoire en un langage interprétable par la machine-outil: **le G-code.**

Le G-code est un langage de programmation où les actions de la machine sont définies par une lettre suivie d'un chiffre compris entre 0 et 100, dont les principaux codes sont :

- G pour les fonctions préparatoires. Les coordonnées de points sont définies par les lettres X, Y, Z.
- Les codes M permettent de contrôler l'intégralité de la machine, du démarrage à son arrêt, le cheminement des outils, déclencher les fonctions auxiliaires.

a) FAO et usinage

Préprocesseur géométrique

Une fois les données importées dans le logiciel de FAO, il propose de sélectionner une ou plusieurs modélisations 3D réalisées et de les positionner au sein du bloc de matériau brut puis de positionner les tiges de maintien.

Le positionnement automatisé des pièces est une fonctionnalité disponible au sein de nombreux logiciels de FAO qui permet aux laboratoires de prothèses et aux centres d'usinage d'améliorer la rentabilité en optimisant les plateaux de préparations en usinage.

En CFAO directe, le volume usinable est beaucoup moins important. En fonction de la taille du bloc, il est possible d'usiner uniquement des pièces unitaires de prothèse fixée voire un bridge 3 éléments en fonctions de la situation, et des données constructeur relatives au matériau utilisé.

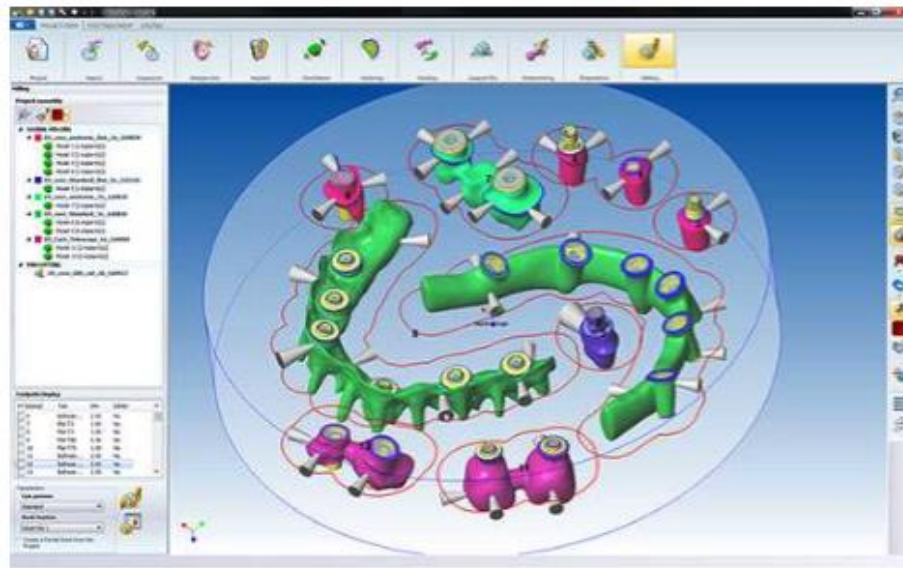


Fig. 23 : positionnement automatisé des modèles numériques sur WorkNCDental

Processeur géométrique

Lorsque l'étape précédente est validée, le processeur géométrique est en charge de synchroniser :

- Les données numériques issues du positionnement des modèles 3D au sein du support à usiner
- Les propriétés inhérentes à l'usineuse à commande numérique tel que : nombre d'axes (3 ou 5 axes), taille des fraises, vitesses de coupes...
- Taille du support
- Type de matériau (céramique, titane...)

En fonction de tous ces paramètres, il est en mesure de calculer la trajectoire et les mouvements que doivent exécuter la machine-outil afin de produire la ou les pièces demandées.

Les stratégies d'usinage sont bien évidemment très variables d'une restauration à l'autre, mais il existe une correspondance dans la morphologie des armatures exploitable par le processeur géométrique.

Ainsi, la plupart des fournisseurs proposent des stratégies d'usinage automatiques aux propriétés définies par défaut.

Mais il est également possible de modifier tous ces paramètres afin de créer des scénarios d'usinage personnalisés.

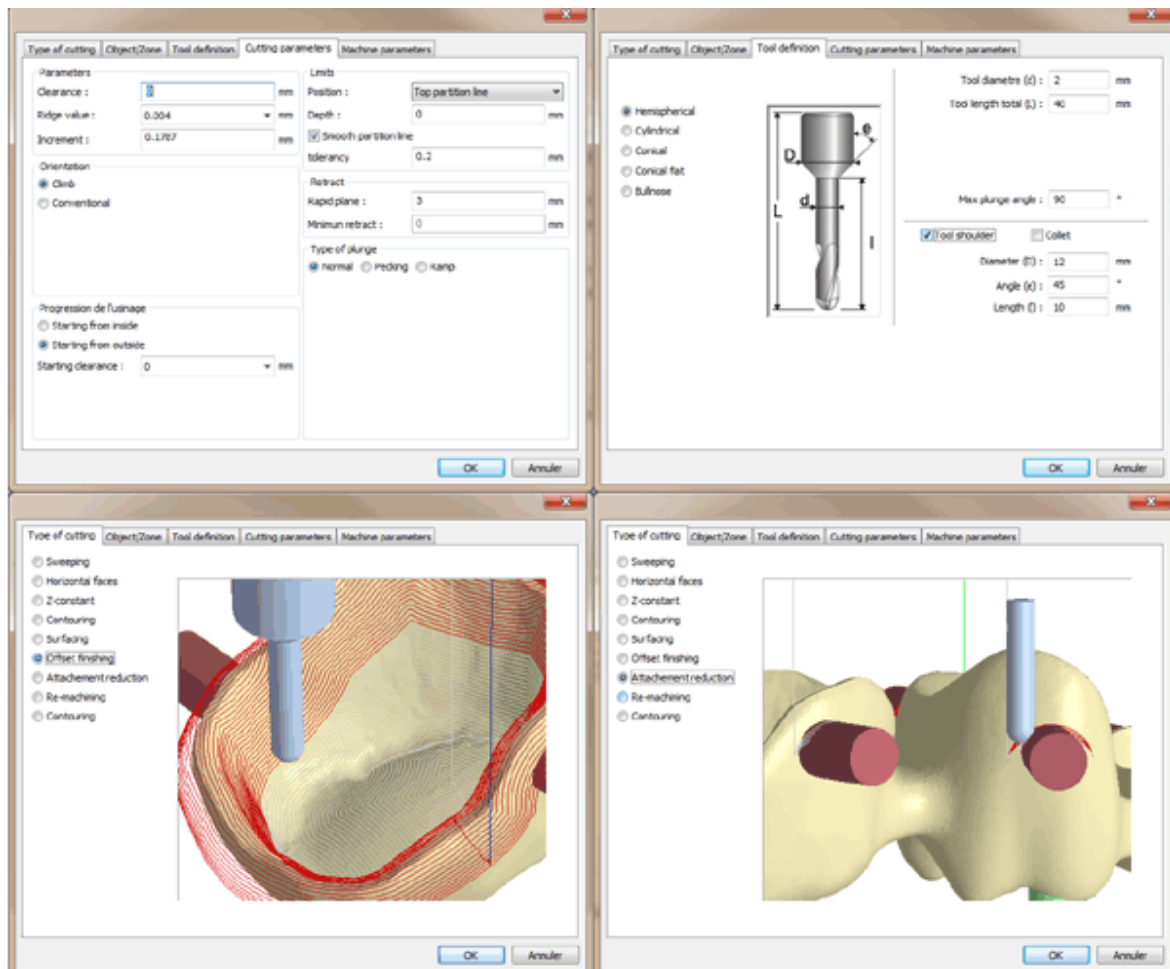


Fig. 24 : option « Module Template » de chez Mayka Dental, permettant de modifier les paramètres d'usinage.

Post-processeur

Une fois que le fichier informatique contenant les trajectoires calculées est validé, le post-processeur est en charge de convertir les informations contenues dans le fichier en commande numérique au format G-code exécutable par la MOCN (Machine-Outil à Commande Numérique).

Une fois vérifiée, ce fichier G-code est envoyé à la MOCN grâce à un logiciel de DNC (Direct Numerical Control).

Pré-processeur

Les logiciels de FAO associés aux techniques de FA permettent un positionnement semi-automatisé des pièces modélisées au sein du support de travail.

En effet, le logiciel fournit des outils permettant de manipuler la pièce afin de l'orienter et ainsi optimiser son positionnement au sein du volume de travail. Ces fonctionnalités sont complétées par une aide automatisée permettant de plaquer la pièce sur le support et d'en déduire le positionnement des tiges de maintien.

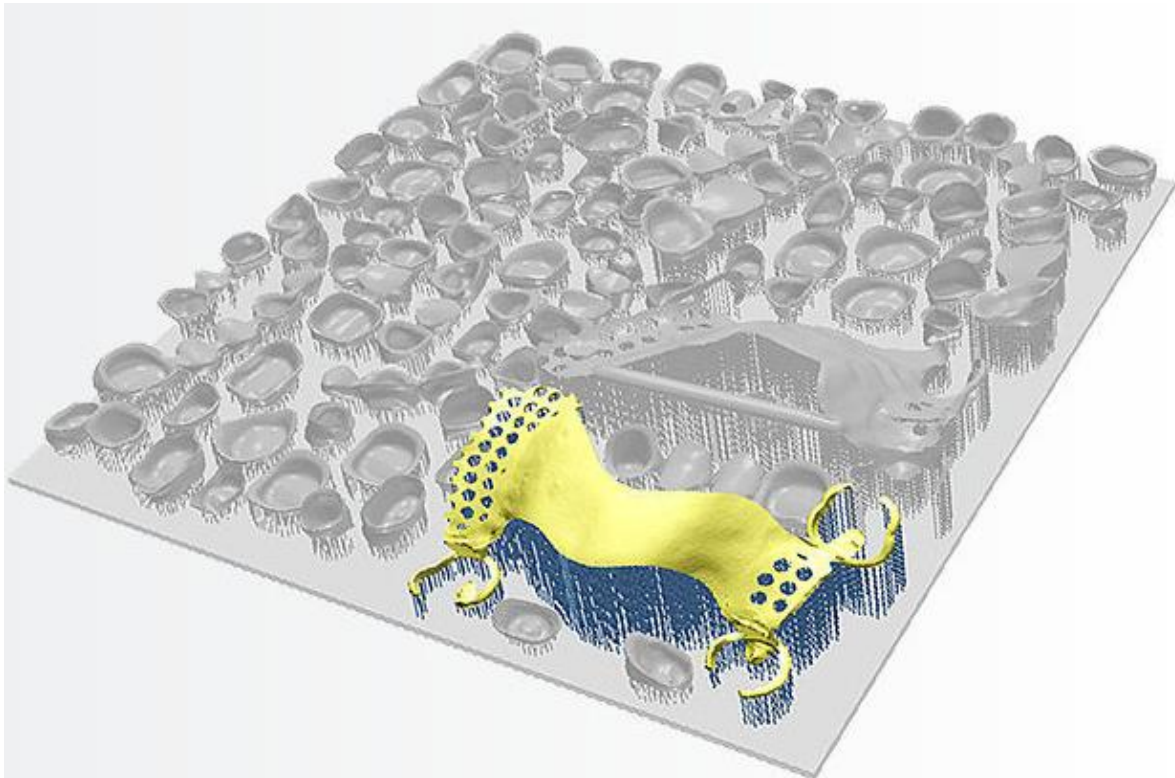


Fig. 25 : positionnement des pièces prothétiques sur le support et calcul automatisé des tiges de soutien (logiciel CAMbridge™)

Cette dernière fonctionnalité est indispensable :

- elle prend en compte des paramètres inhérents à la technologie de mise en œuvre (matériau, paramètres de températures et débit de matière, vitesse de déplacement etc.)
- elle permet d'éviter de générer des tiges de soutien trop hautes à l'origine d'effondrements de la pièce au cours de la fabrication.

Ces tiges de soutien seront supprimées après la production de la pièce par des techniques adaptées au procédé de mise en œuvre (grattage, dissolution etc.)

Processeur géométrique

Cette étape de FAO va permettre de paramétrer certains éléments inhérents à la fabrication de la pièce par la MOCN et qui sont caractéristiques de la technologie de FA choisie :

- Stratégie de remplissage : vitesse et trajectoire
- Epaisseur des couches
- Paramètres annexes : température et débit de matière.

Post-processeur

Cette phase totalement automatisée et donc non visible par l'opérateur permet de transformer les informations issues du processeur géométrique en un fichier G-code, correspondant à une suite d'instructions exploitables par MOCN fonctionnant par addition.

c) Vers un standard de fabrication numérique

Dans le domaine de la fabrication numérique, des travaux de standardisation sont en cours afin de formaliser la norme ISO STEP-NC. L'objectif est de définir un standard permettant de préserver l'intelligence des modèles CAO tout au long de la chaîne numérique de conception et de fabrication jusqu'au directeur de commande numérique, et ce, quelle que soit la technique de mise en forme, par enlèvement ou par ajout de matière. Dans le cadre de ce standard, les logiciels de FAO n'auraient plus besoin de recourir à des post-processeurs spécifiques à chaque machine.

6. Technologies de fabrication assistées par ordinateur

Les technologies de fabrication assistées par ordinateur peuvent être regroupées en :

- Technologie additive ou fabrication additive (FA) qui regroupe un ensemble de procédés détaillés ci-dessous (II.)
- Technologie soustractive ou usinage.

Méthode soustractive ou usinage

La méthode de fabrication soustractive fait référence à un procédé de fabrication par soustraction de matière que l'on nomme : usinage.

La machine-outil à commande numérique fonctionnant par soustraction de matière est donc une usineuse.

Elle dispose d'un ensemble de fraises et d'une barre d'usinage disposés selon 3, 4 ou 5 axes (Fig. 26) permettant de soustraire de la matière à un bloc fixé sur la barre d'usinage conformément aux informations reçues par le logiciel de FAO correspondant.



Fig. 26 : exemple de mouvements sur une usineuse à 5 axes

Les machines à 3 axes ont un système de fraises se déplaçant selon les axes x, y et z (Fig. 26) ; les possibilités de fraisage de la pièce sont donc limitées : seules les couronnes, chapes et bridges peuvent être usinés. (Fig. 27)

Les machines à 4 axes ont en plus une barre d'usinage mobile (rotation de 180° à 360° selon x : on parle d'axe A). (Fig. 26)

Ceci permet d'étendre les indications aux piliers prothétiques. (Fig. 27)

Les machines à 5 axes sont dotées d'un système de fraises rotatives permettant de rajouter un axe de rotation : l'axe B. (Fig. 26)

Ces MOCN de dernière génération permettent actuellement d'usiner la quasi-totalité des pièces prothétiques existantes avec une précision exceptionnelle, telles que les suprastructures implantaire qui nécessite une excellente passivité. (Fig. 27)

TECHNIQUES de fabrication	Usinage		
APPLICATIONS	3 axes	4 axes	5 axes
> Cobalt-Chrome			
Couronnes, chapes, bridges	XX	XX	XX
Implantologie (moignons, piliers...)		XX	XXX
Barres sur implants		X	XXX
Châssis métalliques (amovibles)			
> Titane			
Couronnes, chapes, bridges	XXX	XXX	XXX
Implantologie (moignons, piliers...)		XX	XXX
Barres sur implants		X	XXX
Châssis métalliques (amovibles)			

Fig. 27 : indications des MOCN en fonction du nombre d'axes

III. De la Stéréolithographie à l'impression 3D : les différents procédés de fabrication additive

A. Définitions et classification

L'impression 3D ou fabrication additive est une technologie de fabrication développée au départ dans les 80 pour le *prototypage rapide*. Elle se différencie des techniques de fabrication dites « de soustraction » par un apport successif de matériaux couches par couches à l'aide d'une imprimante 3D. Cet empilement de couches aboutit finalement à un objet en 3D respectant les volumes et les propriétés prédéfinies par le concepteur. (19)

La dénomination de « **fabrication additive** » est plutôt utilisée dans le domaine de l'industrie (20)(21).

En 2011, l'AFNOR (Association Française de Normalisation) a publié la norme unilingue française NF E 67-001 permettant de fixer et définir les termes relatifs à cette technologie émergente.

Parallèlement, l'ASTM International (American Society for Testing Materials), en 2012, publie la norme unilingue anglaise ASTM F2792-12a afin de regrouper les procédés de fabrication dans 7 catégories. (Fig. 28)

Définition en langue anglaise	Équivalent en français
Material extrusion - an additive manufacturing process in which material is selectively dispensed through a nozzle or orifice.	Extrusion de matière : procédé de fabrication additive dans lequel le matériau est distribué de manière sélective par une buse, un jet ou à travers un orifice.
Material jetting - an additive manufacturing process in which droplets of build material are selectively deposited.	Projection de matière : procédé de fabrication additive dans lequel des gouttelettes du matériau fabriqué sont déposées de manière sélective.
Binder jetting - an additive manufacturing process in which a liquid bonding agent is selectively deposited to join powder materials.	Projection de liant : procédé de fabrication additive dans lequel un agent de liaison liquide est déposé de manière sélective pour lier/agglutiner des matériaux en poudre.
Sheet lamination - an additive manufacturing process in which sheets of material are bonded to form an object.	Stratification de couches : procédé de fabrication additive dans lequel des couches de matériau sont liées entre elles pour former un objet.
Vat photopolymerization - an additive manufacturing process in which liquid photopolymer in a vat is selectively cured by light-activated polymerization.	Photopolymérisation en cuve : procédé de fabrication additive dans lequel un photopolymère liquide plongé dans une cuve est durci de manière sélective par polymérisation activée par la lumière (par exemple un rayonnement UV).
Powder bed fusion - an additive manufacturing process in which thermal energy selectively fuses regions of a powder bed.	Fusion sur lit de poudre : procédé de fabrication additive dans lequel l'énergie thermique fait fondre de manière sélective certaines zones d'un lit de poudre.
Directed energy deposition - an additive manufacturing process in which focused thermal energy is used to fuse materials by melting as the material is being deposited.	Dépôt de matière sous flux d'énergie dirigé : procédé de fabrication additive dans lequel l'énergie thermique focalisée sert à faire fondre les matériaux au fur et à mesure qu'ils se déposent.

Fig. 28 : Les 7 procédés de fabrication additive selon l'ASTM

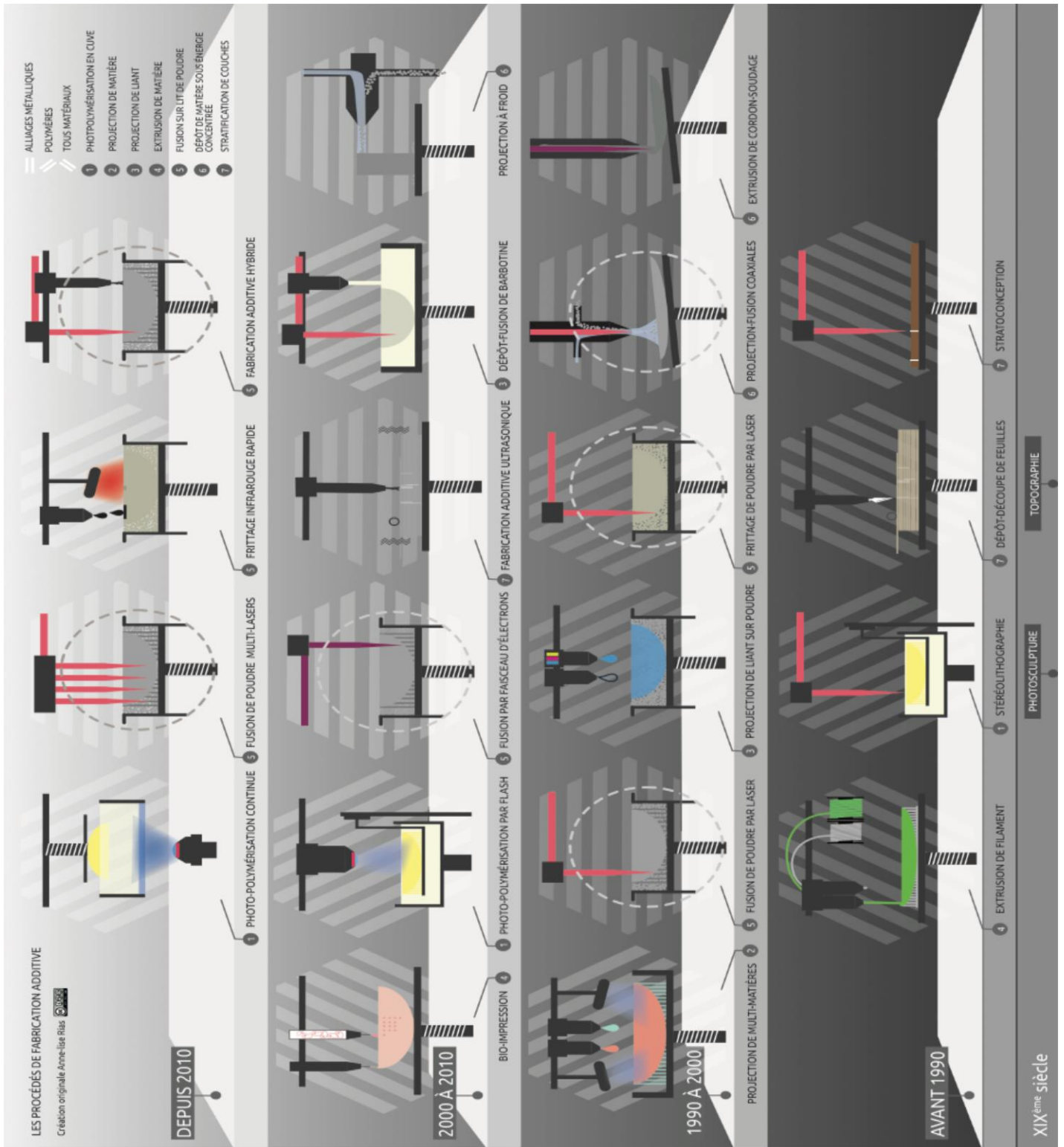


Fig. 29 : classification des procédés de FA par Anne Lise Rias

De plus, une autre classification non officielle très pertinente a été proposée par Anne Lise Rias (Fig. 29), car elle reprend la classification officielle ASTM en détaillant les procédés de FA en fonction de leur année d'utilisation.

L'apparition d'entreprises tel que MakerBot® ou Bits® et de services d'impression 3D en ligne, comme Sculpteo® ou Shapeways®, ont ensuite popularisé la formulation « impression 3D » dans le domaine grand public en faisant référence à une technologie bien particulière de fabrication additive : la Fused Deposition Modeling.(22)

NB : **Makerbot®** et **Bits®** sont toutes deux des entreprises fondées au début des années 2000, elles produisent leurs propres imprimantes 3D et se sont basées sur le projet RepRap (2005) afin de rendre l'impression 3D accessible aux particuliers. (23)

B. Histoire de la fabrication additive

L'origine première de la fabrication additive (AM) se retrouve dans des procédés datant du XIX^{ème} siècle, tels que la topographie et la photosculture. (44)

Le premier procédé fonctionnel d'AM, basé sur une méthode de frittage de poudre, a été proposé par Ciraud en 1972. (24)

À l'image de François Duret dans le domaine du scanner optique et du concept de CFAO, le nom de Charles HULL est retenu dans la littérature actuelle comme étant le fondateur de la fabrication additive dans le sens où il a été en mesure de développer un procédé fonctionnel (la stéréolithographie), mais également de déposer les brevets et d'industrialiser le procédé afin de le rendre aujourd'hui incontournable.

L'idée lui est venue en 1983 alors qu'il travaille en tant qu'ingénieur et designer dans la création de prototype en plastique. Il a alors l'idée d'utiliser une résine synthétique photopolymérisable et de la lumière ultra-violette pour solidifier cette résine, fine couche après fine couche, pour donner forme à des objets avec une précision remarquable. Cette technique, dont le brevet a été déposé la même année, porte le nom de Stéréolithographie Apparatus (SLA)

En 1986, il fonde l'entreprise **3D SYSTEMS** qui développe et perfectionne durant 2 ans le procédé de Stéréolithographie afin de lancer, en 1988, la toute première imprimante 3D : la SLA 250.

À la même époque, comme souvent dans l'histoire des techniques, d'autres inventeurs mettent au point des procédés de fabrication additive :

- En 1988, Scott et Lisa Crump créent l'entreprise **Stratasys**® et développent le procédé **FDM** (Fused Deposition Modeling) qui sera breveté l'année suivante. Comme précisé précédemment, c'est cette technologie qui sert de référence actuellement dans le domaine grand public, et que l'on nomme impression 3D.

Cette technologie se distingue par son faible coût (prix des machines, prix de la matière première), sa simplicité d'utilisation, mais dispose d'une précision de fabrication médiocre.

- En 1993 la **3DP** (Three Dimensional Printing) est mise au point au **MIT** (Massachusetts Institute of Technology) dont les droits sont rachetés en 1995 par l'entreprise **Z Corporation**. L'entreprise commercialise alors des imprimantes destinées uniquement au monde industriel.

- 1996 : les 3 grandes entreprises à l'origine du développement de l'impression 3D lancent respectivement 3 imprimantes majeures basées sur 3 technologies différentes :

- la Genisys de Stratasys® basée sur la technologie FDM
- l'Actua 2100 de 3D Systems utilisant la technologie de Stéréolithographie
- la Z402 de Z Corporation basée sur le 3DP issu du MIT.

- En 2005, la Spectrum Z510 de Z Corporation voit le jour. C'est la première imprimante 3D capable de fabriquer des objets directement en couleurs.

- De 1996 à 2006 environ, les constructeurs vont mettre au point d'autres modèles, améliorer et développer de nouveaux procédés. Les imprimantes 3D sont de plus en plus utilisées pour le prototypage rapide et la production de petites séries, mais tout en restant cantonnées au domaine industriel.

L'idée de rendre accessible cette technologie aux particuliers se développe progressivement et principalement en Europe :

- En 2007, 3 néerlandais créent **Shapeways**®, un service en ligne d'impression 3D ouvert aux particuliers.

- En France, Éric Carreel, Clément Moreau et Jacques Lewiner fondent **Sculpteo**® en 2009 et développent des outils web qui simplifient l'ensemble du processus d'impression 3D pour l'utilisateur amateur.

En parallèle, d'autres acteurs s'investissent dans le domaine des imprimantes 3D personnelles. Né dans le monde de la recherche et de l'open source, le projet RepRap mené par Adrian Bowyer voit le jour en 2005 à l'université de Bath au Royaume-Uni. Il s'agit de la première imprimante 3D autorépliquante – elle peut imprimer ses propres pièces – qui s'appuie sur une technologie très similaire au procédé FDM. Le premier modèle opérationnel, la Darwin, est disponible en 2007. Il est entièrement open source, ce qui permet à beaucoup d'utilisateurs passionnés de le reproduire et de l'améliorer. (25)(26)(27)(28)

C. Les différents procédés de fabrication additive utilisés en odontologie

Nous avons vu précédemment que les procédés de FA existant étaient regroupés dans 7 catégories (Fig. 26). Cependant, en odontologie, du fait de certains impératifs biologiques et mécaniques, la plupart des procédés de FA ne permettent pas d'obtenir des produits finalisés répondant au cahier des charges imposé.

Seul les 4 procédés suivants sont fréquemment utilisés et seront donc détaillés :

- La photopolymérisation en cuve
- La fusion sur lit de poudre
- L'extrusion de matière
- La projection de matière

1. *La photopolymérisation en cuve*

Selon la définition de la **norme ISO 17296**, il s'agit d'un procédé de fabrication dans lequel un photopolymère liquide plongé dans une cuve est durci de manière sélective par polymérisation activée par la lumière. (29)

a) La stéréolithographie ou SLA

Historiquement, c'est l'un des premiers procédés fonctionnels dont les brevets ont été déposés par son inventeur (Chuck Hull) en 1983.

Principe : La SLA repose sur le principe de photopolymérisation d'une résine composite en cuve.

Pour ce faire l'imprimante est constituée de 3 éléments principaux :

- La cuve contenant le monomère polymérisable
- Le support sur lequel l'objet sera progressivement modélisé, qui se déplace verticalement au sein de la cuve
- Une source lumineuse ponctuelle de longueur d'onde adéquate indispensable à la polymérisation

Une fois le fichier STL envoyé vers la machine-outil SLA et après génération du fichier G-code pilotant la machine-outil, la production de la pièce peut débuter.

Pour ce faire, le rayon lumineux se déplace précisément sur une surface (x,y) au-dessus de la cuve en induisant une réaction de polymérisation lors du contact avec le monomère liquide.

Une fois la première couche terminée, le support maintenant l'objet descend d'une hauteur z correspondant à l'épaisseur de la première couche. Rappelons, en effet, que lors des phases de réglages précédant la génération du fichier G-code, l'opérateur est en mesure de choisir l'épaisseur ainsi que le nombre de couches et donc, logiquement, de la précision du rendu final.

L'opération se poursuit ainsi jusqu'à ce que la production soit terminée. Il reste alors quelques étapes de finitions avant que la pièce soit véritablement fonctionnelle.

En effet, il est nécessaire :

- De désolidariser l'objet du support et de l'égoutter afin d'éliminer le liquide non polymérisé dans lequel l'objet baignait ;
- De retirer les tiges de soutien maintenant l'objet fixe et immobile pendant la fabrication ;
- De tremper l'objet dans un bain d'isopropanol afin de neutraliser les éventuels monomères résiduels à la surface ;

- Pour certains dispositifs médicaux conçus pour être utilisés en bouche, une étape de désinfection est indispensable.(30)(31)(32)

Avantages : les avantages de cette technologie sont multiples :

- Précision de production de l'ordre de 10 microns ;
- Grande capacité de production en fonction de la largeur de la cuve ;
- Fonctionne avec un grand nombre de résines et cires photopolymérisables ;
- Fiabilité de la machine (33).

Inconvénients :

- Le prix des machines (environ 100 000 euros pour une D66 ou D76 de chez Solidscape) ;
- La vitesse de production relativement lente, mais production de plusieurs pièces de manière concomitante ;
- Coût du liquide (200-500 euros/kg) mais les excédents sont réutilisables ;
- Suppression des supports de constructions et étapes de finitions longues et fastidieuses.

Imprimante : Prenons l'exemple de 2 machines utilisant la même technologie (SLA), mais étant destiné à être utilisé en cabinet ou en centre de production.

Fig. 30: la Formlabs FORM 2 (3D DentalStore)

Le prix relativement faible (3 800 euros) et sa précision de 25 microns en font une des machines leaders du marché mondial destiné à une utilisation en interne.

La production de guides chirurgicaux et de modèles en résine sont les principales indications.





Fig. 31 : la DWS 030D (3D Solutions),

Tarif : 350 000 euros, donc plutôt destinée à une utilisation en centre de production.

Elle permet d'utiliser un très grand nombre des résines et cires différentes permettant de produire :

- Guides chirurgicaux,
- Provisoires, onlay, facettes en résines
- Gouttière
- Modèles calcinables

Matériaux : Le contenu photopolymérisable situé au sein de la cuve peut être :

- Résine acrylate (fréquemment usité en odontologie) qui présente un fort retrait de polymérisation, mais des propriétés mécaniques importantes ;
- Résine époxy qui permet de limiter le retrait de polymérisation, mais générant une diminution des propriétés mécaniques du produit final (34) ;
- Un mélange de résine et de cire pour la fabrication de maquette calcinable.

Applications en odontologie : (35)

Les 4 principales indications de fabrication par technologie de SLA sont :

- les maquettes calcinables de prothèse fixe ou amovible ;
- les guides chirurgicaux implantaires ;
- les éléments prothétiques en résine (coiffe provisoire, onlay et facette) ;
- les modèles de travail ou antagonistes.

b) Photopolymérisation par flash et lumière continue

Ces technologies ont été développées dans un deuxième temps afin de palier l'inconvénient majeur de la SLA : la vitesse de production.

En effet, au lieu d'utiliser une source lumineuse ponctuelle (laser) comme le fait la SLA,

- **la DLP** (Digital Light Processing) utilise un vidéo projecteur à ampoule et a été développé par Envisiontech en 2002 ;
- **la MLT** (Moving Light Technology) fait appel à un vidéo projecteur à diode et a été développée par Prodways en 2007.

Dans les deux cas le projecteur à écran numérique envoie à chaque couche une image composée de voxels (Fig. 29)

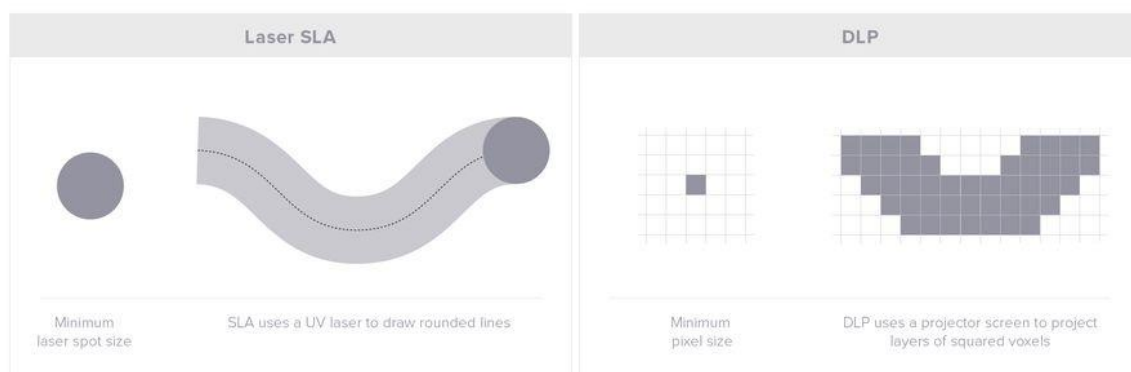


Fig. 32: comparatif SLA/ DLP, source : formlabs.com

Avantages : La vitesse de production est nettement augmentée par rapport à la SLA puisque la polymérisation d'une couche se fait instantanément dès lors que l'image a été projetée sur la cuve à polymériser.

Inconvénients : Il existe une corrélation non négligeable entre résolution de l'image projetée (et donc du vidéo projecteur), taille de l'objet et précision du produit fini.

En effet, à l'image d'un vidéo projecteur classique, plus l'image projetée est grande et moins elle est « nette ». Si on extrapole à la DLP, plus l'image projetée est grande (correspondant à un grand nombre d'éléments à produire) et moins le produit fini sera précis.

Ceci n'est pas le cas avec la SLA : résolution d'impression et volume de fabrication sont totalement indépendants.

Matériaux et applications : idem SLA.

Imprimantes : Prenons l'exemple de la Novux Nx4 de chez ARSEUS



Fig. 33 : la Novux NS4 (Arseus)

Coût : 50 000 euros

Elle permet de produire un très grand nombre d'éléments tel que :

- PEI
- Guide
- Gouttière
- PPA résine
- Provisoire

2. La fusion sur lit de poudre

Selon la définition de la **norme ISO 17296**, il s'agit d'un procédé de fabrication additive dans lequel l'énergie thermique fait fondre de manière sélective certaines zones d'un lit de poudre.

On regroupe dans cette méthode les procédés de :

- **SLS** : Selective Laser Sintering (frittage de poudre par laser)
- **SLM** : Selective Laser Melting (microfusion sélective par laser)

a) SLS : Selective Laser Sintering

Cette technologie a été développée par DT Corp. en 1989 et rachetée par 3D Systems en 2001.

Le système est composé (voir Fig. 34):

- d'un bac contenant la réserve de poudre ;
- d'un plateau de construction se déplaçant selon un axe vertical Z ;
- d'un système d'étalement de la poudre ;
- d'une source d'énergie thermique (laser). (32)

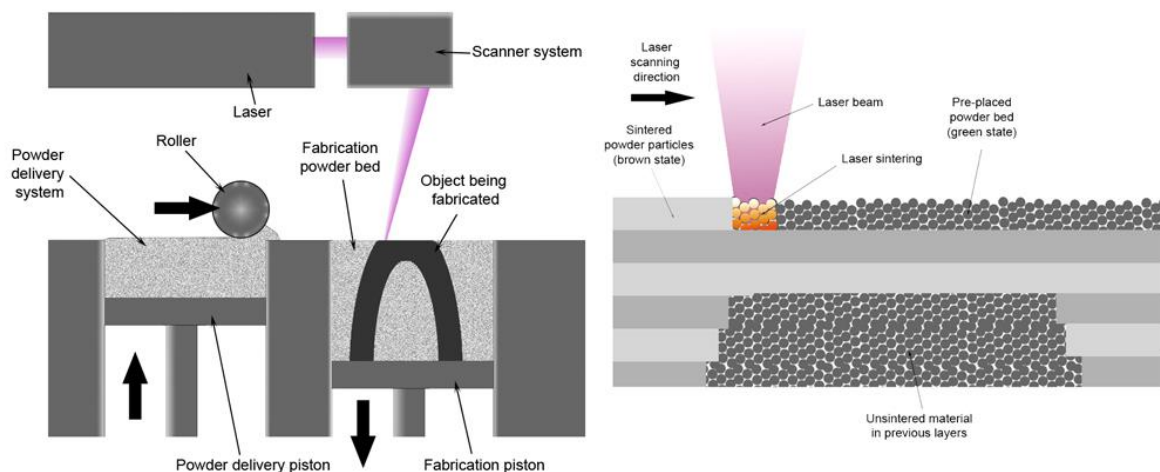


Fig. 34 : principe de fonctionnement d'une fabrication par SLS.

Le principe de fonctionnement (Fig. 34) est le suivant :

Une fine couche (uniforme) de poudre est déposée par le « Roller » sur une table de fabrication. La source d'émission laser (CO₂, puissance max. 100 W) projette un rayon de manière précise, réfracté par un miroir, sur certaines zones du plateau de production.

Le contact laser permet de chauffer les grains de poudre métallique jusqu'à leur température de fusion, induisant la fonte et l'agglomération des grains entre eux.

Le système est ensuite rapidement refroidi après arrêt du stimulus thermique, permettant aux grains de former des cordons de matière solides.

Le plateau descend ensuite d'une épaisseur de couche (10 microns environ), le rouleau dépose une nouvelle couche de poudre sur la précédente, et le processus se répète jusqu'à obtention de l'objet 3D.

Cette technique nécessite des étapes de post-traitements permettant d'améliorer la densité du matériau final ainsi que des étapes de finitions. Ces étapes induisent une modification des dimensions de la pièce par contraction qui doit donc être prise en compte en amont. (33)

Avantages :

- Matériau à prix abordable (60 à 90 euros/kg)
- Par rapport à un machine-outil fonctionnant par soustraction : réutilisation possible de la poudre non sintérisée après production et pas d'usure des outils de coupes.

Inconvénients et limites :

- Etat de surface très rugueux nécessitant des étapes de finitions longues et fastidieuses ;
- Technique complexe : les modifications volumiques nécessitent des réglages très précis en amont ;
- Tarifs des imprimantes excessivement élevés (>100 000 euros) limitant l'utilisation aux centres de production ;
- Moyennement robuste et précis : matériau poreux, même après traitement, précision de l'ordre de 50 à 200 microns. (36)(37)

Matériaux :

- Polyamide et polycarbonate
- PolyEtherEtherCétones (PEEK)
- Poudre métallique
- Poudre céramique

Imprimante:



Fig. 35 : la P110 de chez EOS :

Coût : 150 000 euros

Matériaux utilisables :

- Polyamide
- Polycarbonate

Utilisations :

- Gouttière
- Provisoire

Applications : Etant donné les propriétés des produits finalisés, ce procédé est pour l'instant utilisé pour la production de :

- Modèles d'études en prothèse
- Modèle crânien en chirurgie maxillo-faciale en PEEK (pour évaluation préopératoire ou confection d'un modèle d'entraînement préopératoire) (38)

Cependant, théoriquement, il est possible de fabriquer des éléments prothétiques en métal (inlay-core, couronne coulée, bridge métallique, PAP métal en alliage Chrome Cobalt ou Nickel-Chrome)

b) SLM : Selective Laser Melting

Cette technologie a été développée en 1995 par un institut allemand, le Fraunhofer Institute ITL, puis brevetée et principalement utilisée par une société allemande : EOS SLM Solution GmbH. (39)

Le système et le principe de fonctionnement sont quasi identiques à la SLS à deux différences près :

- En SLM, la source lumineuse est un laser Nd-Yag d'une longueur d'onde de 1064 nm permettant d'augmenter considérablement le taux d'absorption de l'énergie par la poudre : les grains sont donc portés à une température bien supérieure à leur température de fusion générant ainsi une réelle fusion des grains entre eux au niveau d'une même couche, mais également à la couche précédente.
- La technique SLM n'utilise qu'une seule poudre métallique sans besoin d'ajouter un matériau de remplissage ou un adhésif. (37)

Avantages : La conséquence de ces deux modifications est que la pièce après production :

- dispose de propriétés mécaniques augmentées ;
- d'une densité >99 % ne nécessitant pas de post-traitement ;
- d'un état de surface amélioré et d'une précision augmentée (20 microns) (37).

Matériaux : Comme nous l'avons précisé précédemment, cette technologie n'utilise que des poudres métalliques sans ajouts d'additifs ou de liant :

- Titane (TI)
- Chrome-Cobalt
- Acier
- Aluminium...

(39)

Imprimante :



Fig. 36 : la X1000R de chez Concept Laser lors de sa mise en service chez Polyshape (filiale de Biotech).

Coût > 300 000 euros

Applications : Actuellement la méthode la plus utilisée en odontologie, elle permet de produire tous les éléments prothétiques métalliques :

- Inlay-core
- Couronnes coulées
- Bridge métallique
- Châssis de stellite
- Armature de CCM et bridge CM
- Implants
- PMF (société EOS)

3. *L'extrusion de matière*

Selon la définition de la **norme ISO 17296**, il s'agit d'un procédé de fabrication additive dans lequel le matériau est distribué de manière sélective par une buse, un jet ou à travers d'un orifice.
(29)

La **FDM : Fused Deposition Modeling** (dépôt de matière par fil fondu) est le seul procédé existant au sein de cette catégorie. Comme nous l'avons précisé précédemment, il s'agit du procédé développé par Scott et Lisa CRUMP en 1988 qui est commercialisé au travers de la société Stratasys[©].

Cette appellation est une marque déposée, les autres sociétés utilisant ce procédé utilisent ainsi les termes de **FFF (Fused Filament Fabrication)**, voire même de **MPD (Molten Polymer Deposition)**

Le système est composé (Fig. 37) :

- d'un plateau fixe ou mobile selon les axes X et Y ;
- d'un extrudeur constitué d'un mécanisme de traction du fil et d'une buse chauffante ;
- d'une bobine de fil de polymère raccordé à la buse.

Le principe de fonctionnement est le suivant : la buse chauffante (200 °C) permet de ramollir le fil de polymère, tout en se déplaçant selon X, Y, Z et déposant de manière sélective le fil fondu.

Puis, à chaque nouvelle couche, correspondant à une « tranche » du fichier .STL, la plateforme descend d'une épaisseur selon Z et l'impression reprend.

(32)(33)(22)

Principe de fonctionnement d'une imprimante 3D FFF (Fused Filament Fabrication)

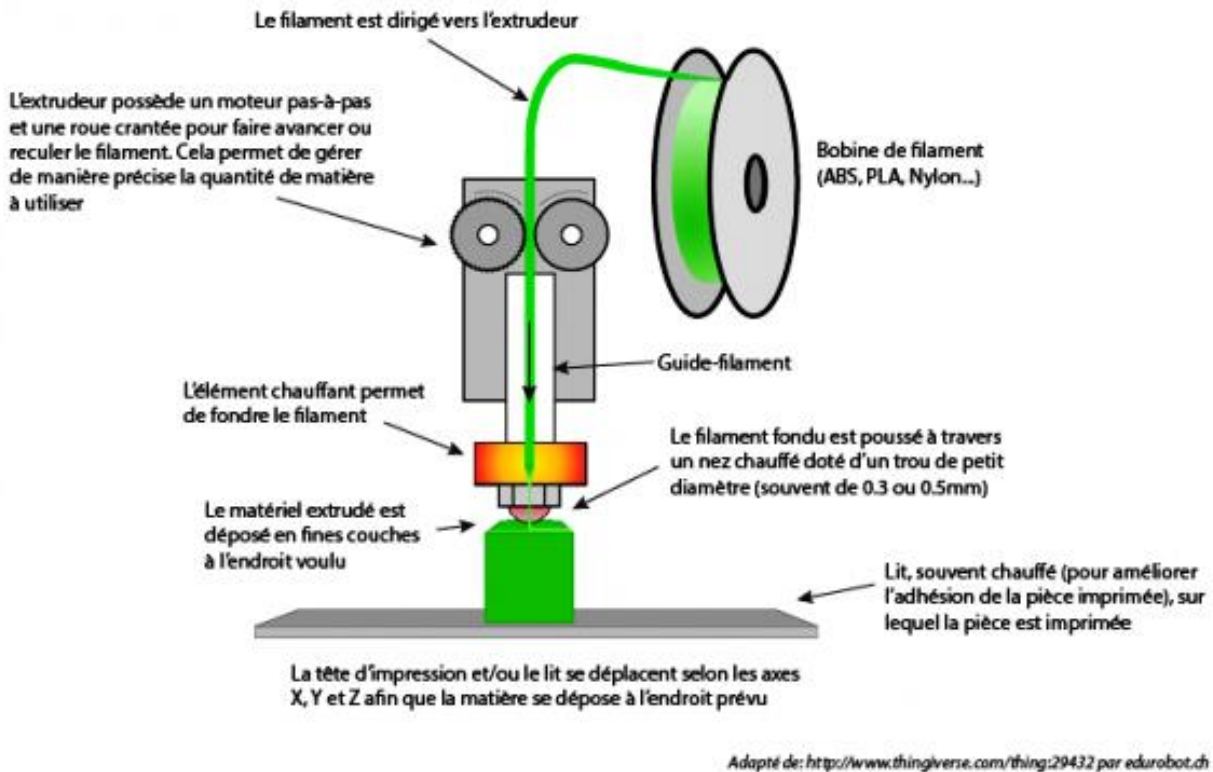


Fig. 37 : principe de fonctionnement d'une imprimante 3D FDM/FFF

Les matériaux :

- Polymères thermoplastiques, tel que :
 - o PLA (acide polyactique)
 - o ABS (acrylonitrile butadiène styrène)
- Polycarbonate
- Résines PEEK
- Cires

Avantages :

- Il existe une très grande variété de matériaux disponibles utilisables par une même imprimante, simplement par changement de la buse et réglage des paramètres.
- Son utilisation est très simple, ce qui en fait l'imprimante la plus utilisée dans le domaine grand public.
- Le coût des imprimantes est très faible (premier prix à partir de 500 euros) et celui des bobines également (30 à 50 euros/kg pour les cires et polymères, 1 000 euros/kg pour les résines PEEK).

Inconvénients et limites :

- La fabrication des objets par ce procédé nécessite l'ajout de supports afin de constituer un échafaudage. Les étapes de finitions sont donc longues et préjudiciables à la précision finale.
- La précision est globalement faible (environ 100 microns en moyenne) et est à corrélérer avec le temps de production. Plus les épaisseurs de couches sont fines, plus le temps de fabrication est long et plus la qualité de production sera importante.
- La résistance des pièces imprimées est relativement faible.

Imprimante :



Fig. 38 : la STREAM 30 ULTRA de chez Volumic

- Cout 6 000 euros
- Imprimante la plus précise du marché avec une précision de 15 microns en XY et 1 micron en Z
- Plus de 50 matériaux compatibles
- Vitesse d'impression très largement supérieure à la moyenne (300 mm/s)

Applications : Cette technologie est utilisée principalement pour la production de modèles d'études et de travail.

Seules les imprimantes avec une précision supérieure à 50 microns peuvent également être utilisées pour produire des maquettes calcinables, gouttières et guides implantaires.

4. La projection de matière

Définie selon la norme **ISO 17296**, il s'agit d'un procédé de fabrication additive dans lequel des gouttelettes du matériau fabriqué sont déposées de manière sélective.

On regroupe dans cette catégorie 3 technologies de fabrication :

- **La WDM : Wax Deposition Modeling**
- **La MJM : Multi Jet Modeling**
- **Le Polyjet**

Parmi celles-ci seul le système Polyjet présente un réel intérêt dans le domaine de l'odontologie, et sera donc le seul détaillé.

Le système est composé (Fig. 39) :

- d'un plateau de construction ;
- de têtes d'impression mobiles, composées de dizaines d'embouts chacune
- d'une lampe UV

Le principe de fonctionnement est très semblable aux procédés fonctionnant par extrusion de matière, sauf qu'ici, l'extrudeur est remplacé par une tête d'impression contenant un nombre variable de micro-buses qui projettent par pression des gouttelettes de polymères liquides sur une plateforme.

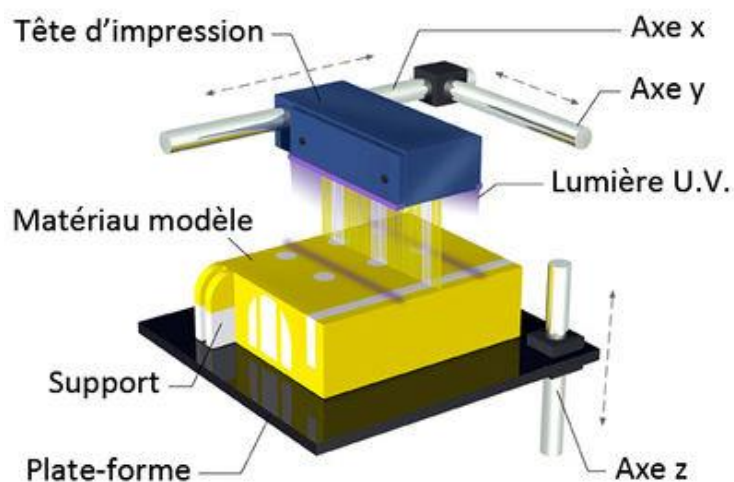


Fig. 39 : principe de fonctionnement d'une imprimante à PolyJet

Ces microgouttes sont ensuite photopolymérisées par une lampe UV.

L'imprimante 3D injecte de manière concomitante un matériau support gélifique servant à soutenir les pièces complexes et très faciles à enlever en post-production.

La grande nouveauté dans cette technologie est la possibilité de créer des « **Digital Materials** » : matériau composite fabriqué à partir de matériaux bruts aux propriétés très différentes (couleur, viscosité, résistance, flexion...) afin de fabriquer des prototypes extrêmement réalistes. (Fig. 40) (40)(41)(32)(42)



Fig. 40 : maquette d'une arcade mandibulaire imprimée par Polyjet (imprimante Objet Eden 250) à l'hôpital King's College à Londres en préparation d'une opération à risque sur un patient accidenté.

Avantages :

- Etat de surface très lisse, bonne résistance mécanique, bonne précision (15-50 microns)
- Large gamme de matériaux (plus de 120 matériaux référencés)
- Possibilité d'imprimer des objets en couleur variables et impliquant des matériaux aux propriétés différentes
- Pas de traitements de finition

Inconvénients :

- Machine-outil relativement chère
- Système très fragile
- Les têtes d'impressions ont tendance à s'obstruer après séchage du photopolymère nécessitant un entretien régulier

(33)(43)(32)

Imprimante :

Fig. 41 : l'Objet 260 DS, Stratasys

Nouveauté de chez Stratasys permettant de créer des textures et couleurs réalistes pour les dents et la gencive lors d'impression des modèles ou de maquettes maxillo-faciales.

Coût : 140 000 euros

Précision : 16 microns

Applications :

- guide
- gouttière
- provisoire
- modèle et maquette

Applications :

- Réalisation de modèles d'étude ou de travail
- Gouttière
- Dents résine pour prothèse amovible résine
- Provisoires
- Guides chirurgicaux
- Maquettes anatomiques pré-chirurgicales

Tableau récapitulatif	SLA	DLP/MLT	SLS
Avantages	Précis : 10µm Production de nombreuses pièces simultanément Nombreux matériaux utilisables Fiabilité	Production de nombreuses pièces simultanément Nombreux matériaux utilisables Fiabilité Vitesse de production augmentée	Prix des matériaux abordable Grande capacité de production Possibilité de réutilisation de la poudre non sintérisée
Inconvénients	Prix (matériaux et machines) élevés Faible vitesse de production Étapes de finitions longues	Précision dépendante de la résolution de l'image Idem SLA	Étapes de finitions indispensables Technologie complexe Prix des machines importants Précision limitée : 50-200µm
Matériaux	Résines acrylates Résines époxy Mélange résine/cire (maquette calcinable)	Idem SLA	Polyamide et polycarbonate PEEK Poudre métallique et céramique
Applications	Maquettes calcinables Guides chirurgicaux Pièces prothétiques en résines (coiffe, onlay, facette) Modèles de travail et antagoniste	Idem SLA	Modèles d'étude Modèles crâniens en PEEK

Fig. 42 : tableau récapitulatif des différents procédés de FA utilisés en odontologie

Tableau récapitulatif	SLM	FDM	Polyjet
Avantages	Propriétés mécaniques augmentées Traitements de finition non nécessaire Etat de surface amélioré Prix des machines très élevé	Grande variété de matériaux disponible Simple d'utilisation Prix des machines et matériaux faible	Précision : 15µm Bonnes propriétés mécaniques Grandes variétés de matériaux disponibles Production de Digital Materials
Inconvénients		Etapas de finition longues et fastidieuses Précision faible : 100µm Propriétés mécaniques	Prix élevé des machines Système fragile, beaucoup d'entretien nécessaire
Matériaux	Titane Chrome-Cobalt Acier Aluminium	Polymères thermoplastiques (PLA, ABS,...) Polycarbonate PEEK	>120 matériaux disponibles
Applications	Inlay-core Coiffe coulée/ bridge métallique Armature Châssis de stellite Implants PMF	Modèles d'étude et de travail	Modèles d'étude et de travail Gouttière Dents résine pour prothèse amovible résine Provisoires Guides chirurgicaux

Fig. 43 : tableau récapitulatif des différents procédés de FA utilisés en odontologie (suite)

IV. Applications et perspectives de l'impression 3D dans le domaine de l'odontologie.

A. Applications de la fabrication additive en odontologie.

1. *Fabrication additive et prothèses*

a) *Modèles d'étude et de travail*

L'impression des modèles d'étude et de travail par un procédé de FA est, actuellement, l'une des principales applications en odontologie.

En effet, elle permet de se soustraire à la technique conventionnelle de coulée en plâtre des modèles.

Que ce soit par technique directe (scanner intra-oral) ou indirecte (scanner extra-oral), la numérisation de l'environnement intra-buccal permet par la suite de découper un modèle virtuel pouvant être imprimé directement par une machine-outil additive.

En fonction du cahier des charges (modèle d'étude ou de travail) le choix de la machine-outil et donc de la technologie de fabrication est le principal paramètre à prendre en considération.

Les avantages par rapport à la technique conventionnelle de coulée en plâtre sont :

- Gain de temps
- Peu ou pas de perte de matériau
- Pas d'erreurs liées à la manipulation du plâtre
- Possibilité de personnalisation par CAO du modèle virtuel (hémi arcade ou sectoriel, arcade complète, création de die...)

b) *Prothèses amovible*

En prothèse amovible, on distingue :

- les prothèses amovibles partielles (PAP) transitoires résines et définitives à châssis métalliques
- les prothèses totales adjointes en résine et à base métallique.

Les technologies de FA ont une application dans chacune de ces spécialités de la dentisterie.

(1) Prothèse totale adjointe et impression de PEI

Depuis quelques années déjà, les grandes sociétés, tel que Avadent® ou Ivoclar®, ont développé des systèmes de production informatisés intégrant la CFAO permettant ainsi d'apporter des solutions numériques dans le traitement des édentations complètes.

La réalisation du PEI par CAO, puis la fabrication par un procédé de fabrication additive est une des solutions disponibles actuellement sur le marché.

Cependant, comme toujours en CFAO, le prérequis indispensable est l'enregistrement des tissus et la conversion en données numériques afin de pouvoir être traité par les outils informatiques.

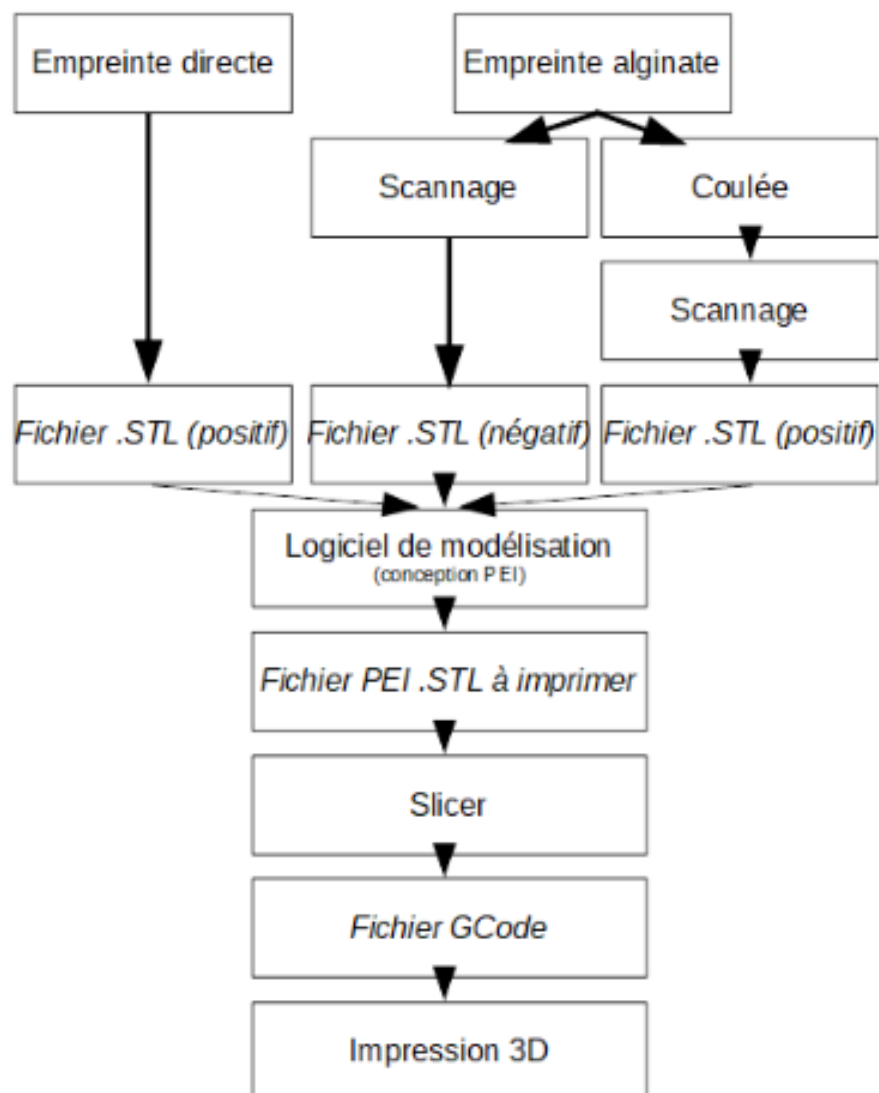


Fig. 44 : schématisation du flux de travail numérique d'une empreinte

L'opération peut être réalisée en CFAO directe par empreinte optique intra-orale.(1)(44)
Mais d'autres systèmes en CFAO indirecte ont été développés, tel que le système DDP de chez Avadent®.

Celui-ci permet, à partir d'une empreinte primaire classique, d'enregistrer la surface d'appui prothétique (SAP) dans un rapport maxillaire approché grâce à un dispositif intra-oral (Centric Tray) et un arc de transfert (UTS CAD). (45)



Fig. 45: le Centric Tray, système DDP, Avadent



Fig. 46: l'UTS CAD, système DDP, Avadent

Le tout est alors envoyé au laboratoire qui scanne d'une part les empreintes primaires puis le Centric Tray, permettant de générer un modèle de travail numérique.

Quel que soit le système d'acquisition employé, c'est à partir du modèle numérique de travail que peut être modélisé le PEI. (Fig.)

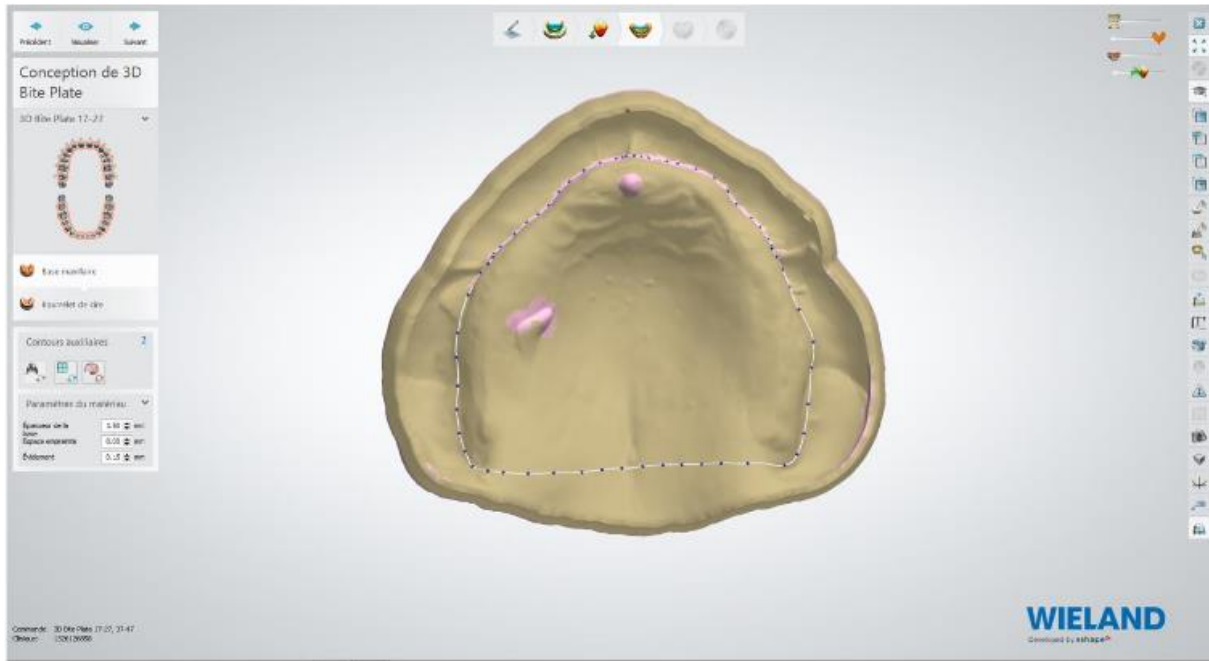


Fig. 47 : modèle virtuel de travail et tracé des limites du PEI

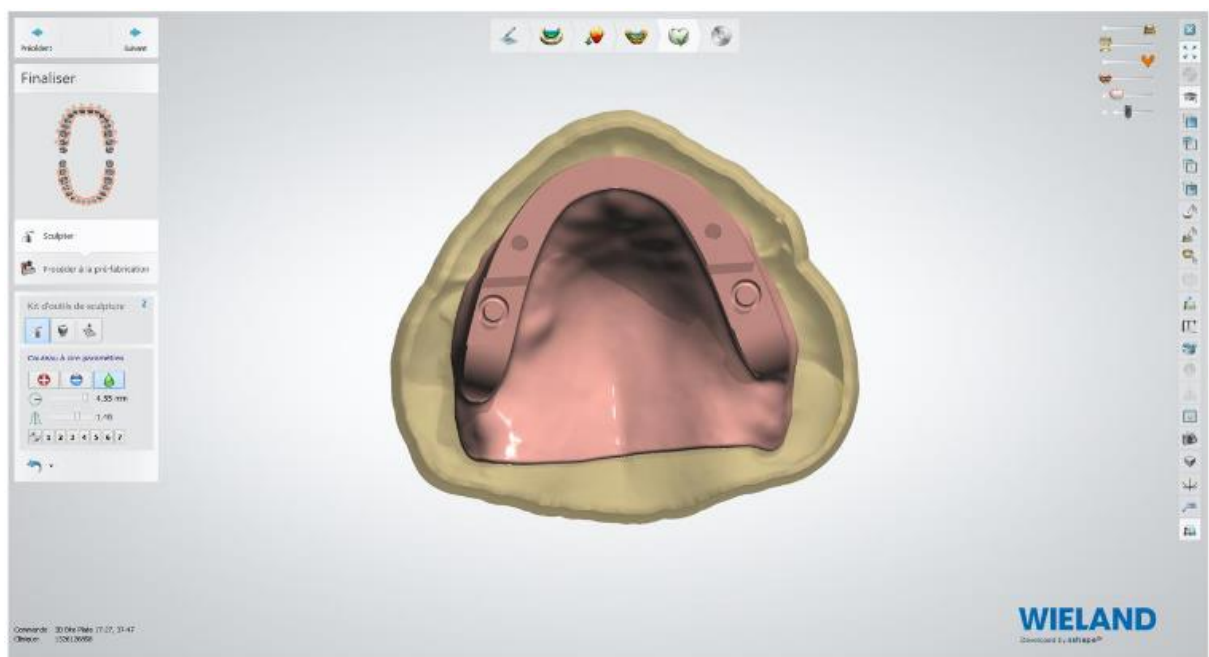


Fig. 48 : modèle virtuel et modélisation du PEI

Une fois validé, le fichier est découpé par le logiciel FAO correspondant à la machine-outil choisie. Les différentes technologies de FA permettant de répondre au cahier des charges d'un PEI sont le SLA, le DLP et le FDM.



Fig. 49: PEI imprimé en PLA par une machine-outil fonctionnant par FDM

Cependant, malgré une qualité de précision équivalente entre fabrication additive et méthode conventionnelle, le temps de fabrication est trop long par FDM (50 minutes) pour s'imposer comme une réalité clinique. (46)

D'autres sociétés proposent des systèmes d'impression par SLA ou DLP beaucoup plus rapides, mais à l'heure actuelle, aucune étude n'a été réalisée afin de comparer ces méthodes et la méthode conventionnelle, rendant ainsi leur utilisation risquée.

(2) Prothèse métallique à plaque base métal (PBM)

La méthode conventionnelle aujourd'hui employée pour concevoir un châssis métallique est l'utilisation de la technique de la cire perdue : réalisation d'une maquette en cire ou en résine calcinable, le tout étant mis en moufle, chauffé afin de faire fondre la résine ou la cire, puis la lacune résultante est comblée par un alliage en fusion (le plus souvent alliage Chrome-Cobalt). (47)

Par CFAO, en employant une technologie de FA, 2 méthodes sont aujourd'hui fonctionnelles :

- Méthode directe de fabrication par SLM (fusion sélective par laser)
- Méthode indirecte par impression de la maquette en résine calcinable par un procédé Polyjet ou SLA (stéréolithographique) : cette maquette résine est alors mise en moufle et le châssis métallique réalisé en méthode conventionnelle.

L’empreinte primaire permettant d’enregistrer les surfaces d’appui peut être réalisée par empreinte optique intra-orale ou de manière classique physico-chimique.

Le flux numérique est donc créé selon le principe illustré (Fig. Schématisation du flux de travail numérique d’une empreinte).

Une fois le maître modèle virtuel isolé, la modélisation de la PBM peut débuter.

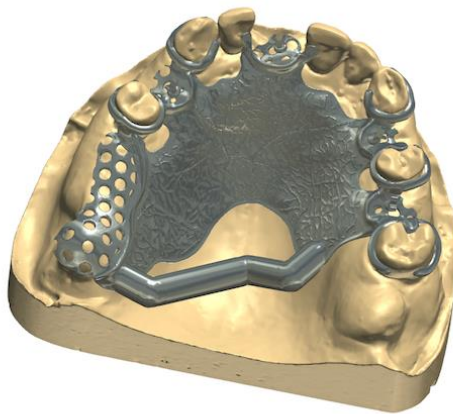


Fig. 50 : Modélisation d’une plaque base avant fabrication.

Une fois validé, le fichier est transféré au logiciel de FAO associé à la technologie de FA qui se charge de découper le fichier et du réglage des paramètres :

- Dans le cas de l’impression directe par SLM, le châssis est produit en alliage Chrome Cobalt, le plus souvent en centre de production, étant donné le coût excessif des machines.

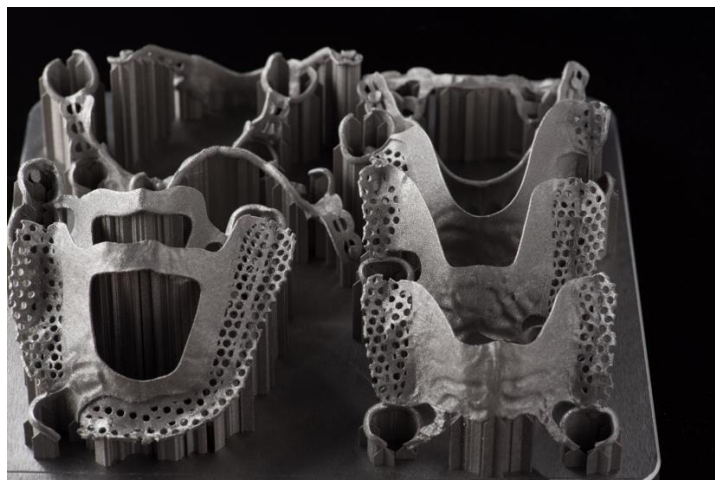


Fig. 51 : Fabrication additive de châssis métallique par technologies SLM

- Dans le cas où l'impression du châssis en résine calcinable est préférée, la production peut être réalisée au laboratoire équipé qui se charge par la suite de la mise en moufle et de la fabrication du châssis définitif. (48)

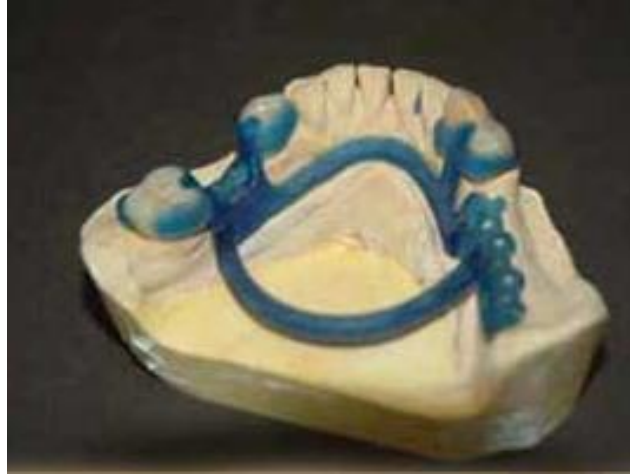


Fig. 52 : Maquette en résine calcinable fabriquée par impression 3D.

c) Prothèses fixe

A l'heure actuelle, les procédés de fabrication additive permettent de fabriquer la plupart des pièces prothétiques unitaires ou plurales, tels que coiffes, bridges, inlay/onlay...

Cependant, les matériaux disponibles et utilisables par ces procédés sont limités aux alliages (Cr-Co, Ni-Ti...) et aux résines (PEEK, autres polymères). Il n'est actuellement pas possible de produire par FA des éléments en céramiques (voir IV.).

Le flux numérique et la fabrication additive peuvent s'intégrer de plusieurs manières dans la chaîne de production permettant ainsi d'allier les avantages des différents procédés (classiques ou CFAO) et de répondre aux besoins du cas clinique de la meilleure façon. (Fig.)

Ainsi, comme nous l'avons détaillé, les modèles de travail peuvent être imprimés par procédés de fabrication additive afin de réaliser par la suite de manière conventionnelle les prothèses conjointes. Ceci permet de combiner les avantages intrinsèques à chacune des techniques :

- éviter les erreurs dans la réalisation des dies,
- pas de perte de précision lors de la coulée des modèles (CFAO directe),
- faire appel au savoir-faire manuel des prothésistes (technique de cire perdue).



Fig. 53 : modèle de travail imprimé et réalisation de l'armature par technique manuelle de cire perdue

Il est également possible, après modélisation de la chape pour coiffe unitaire ou l'armature d'une prothèse conjointe plurale, de l'imprimer par SLM, puis de réaliser la céramisation de manière conventionnelle afin d'obtenir une coiffe Céramo-Métal classique. (CCM)

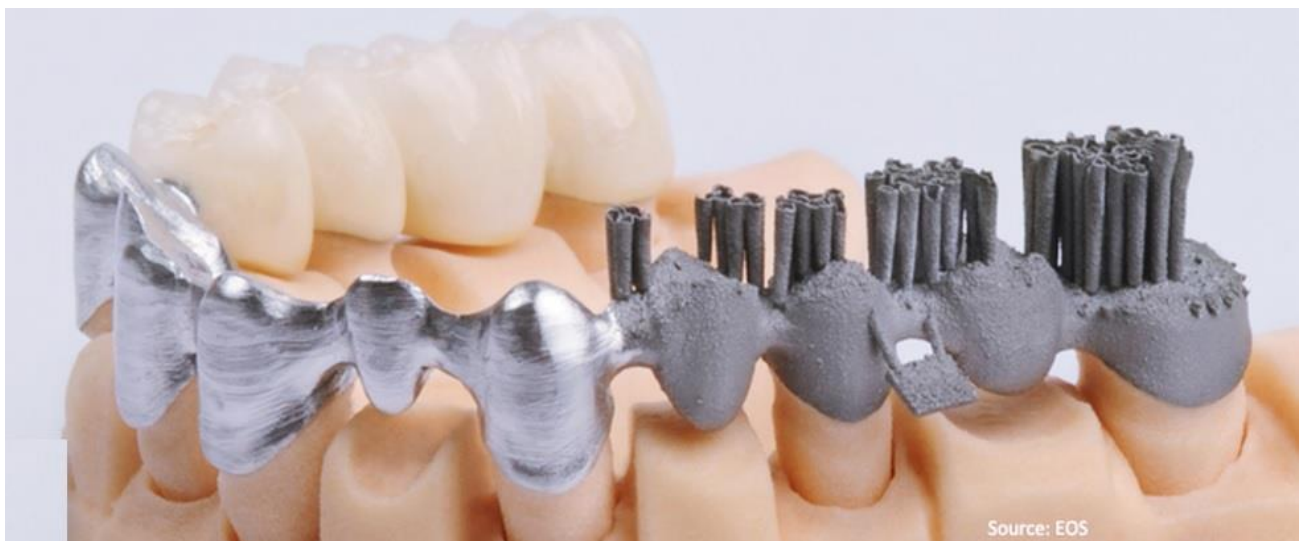


Fig 54 : impression d'une armature de bridge en Cr-Co par SLM

Enfin, il est courant de voir aujourd'hui des bridges ou coiffes métal entièrement conçues par CFAO et dont la fabrication est confiée à une machine-outil fonctionnant principalement par SLM.

Le même principe est également utilisé pour la fabrication de pièces en résines à l'aide de machines-outils fonctionnant par SLA.



Fig. 55 : fabrication d'un bridge provisoire par technologie SLA

d) Prothèse Maxillo-Faciale

La prothèse maxillo-faciale ou PMF regroupe un ensemble de techniques permettant de reconstruire ou réhabiliter une perte de substance au niveau de la face.

Les 4 grandes étiologies de pertes de substances faciales sont :

- Tumorale
- Congénitale
- Infectieuse
- Traumatique

On classe les prothèses maxillo-faciales en deux sous-catégories :

- Les prothèses faciales extra-oraux (épithèses ou épi-prothèses)
- Les prothèses endo-oraux ou prothèses obturatrices.

(49)

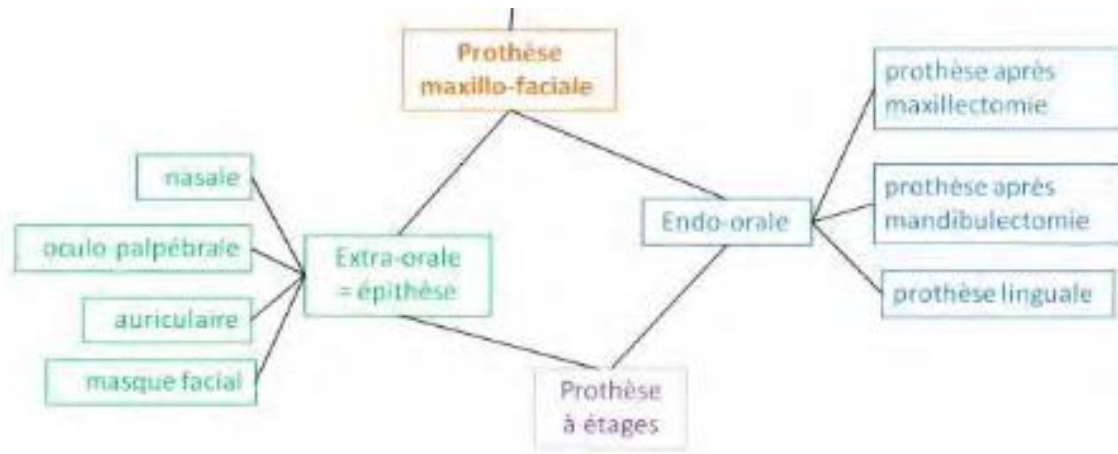


Fig. 56 : Champs d'activités en prothèse maxillo-faciale

En PMF, la prise en charge globale du patient nécessite systématiquement une intervention :

- Chirurgicale permettant la reconstruction du défaut maxillo-facial
- Prothétique afin de réhabiliter fonctionnellement et esthétiquement le patient

Les progrès qui ont été réalisés au sein de la FA, mais plus largement au niveau des techniques d'acquisition et de CAO ont rendu la CFAO incontournable dans la plupart des cas cliniques traités par PMF.

La littérature scientifique dispose actuellement d'un grand nombre d'articles à ce sujet, en voici 2 exemples :

- *Leiggnier C, Messo E et al.* ont publié dans la revue « International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery » en février 2009 le cas d'un patient traité pour une reconstruction mandibulaire par une technique conventionnelle de greffe autogène prélevée au niveau de la fibula.

Les auteurs ont cependant présenté une méthode permettant de matérialiser la planification pré-chirurgicale grâce à guide fabriqué par prototypage rapide. Celui-ci, après avoir été stérilisé, a pu être appliqué au niveau du site de prélèvement afin de guider les ostéotomies de manière à prélever un greffon aux bonnes dimensions et au niveau du meilleur site possible en termes de vascularisation.

Les résultats, en termes de précision et de rapidité, ont été favorables. (50)

- Dans un autre article paru dans la même revue en 2017, *Qassemeyar et al.* ont détaillé le cas de deux patients traités pour une reconstruction mandibulaire grâce à un implant (implant de PMF et non implant dentaire) personnalisé en titane poreux fabriqué par Materialise®, Chatillon, France.

Ces deux patients, pour des raisons médicales, n'ont pas été réhabilités par un greffon autologue (le plus souvent prélevé au niveau de la fibula, comme dans l'article précédent).

Il a donc été décidé, après analyse multidisciplinaire, de fabriquer un implant 3D sur mesure en titane poreux afin de reconstruire la partie basale manquante.

Bien évidemment, les phases d'acquisition tridimensionnelle et de CAO préalable à la fabrication ont nécessité une collaboration étroite entre techniciens et chirurgiens afin de définir un certain nombre de paramètres, tels que voie d'abord chirurgicale, position des vis de fixation, forme globale et dimensions de l'implant etc.

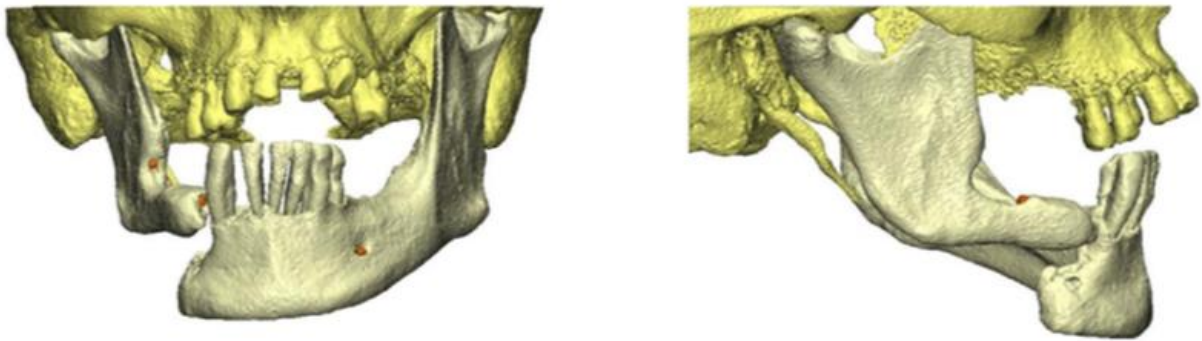


Fig. 57 : Modèle virtuel du patient 1

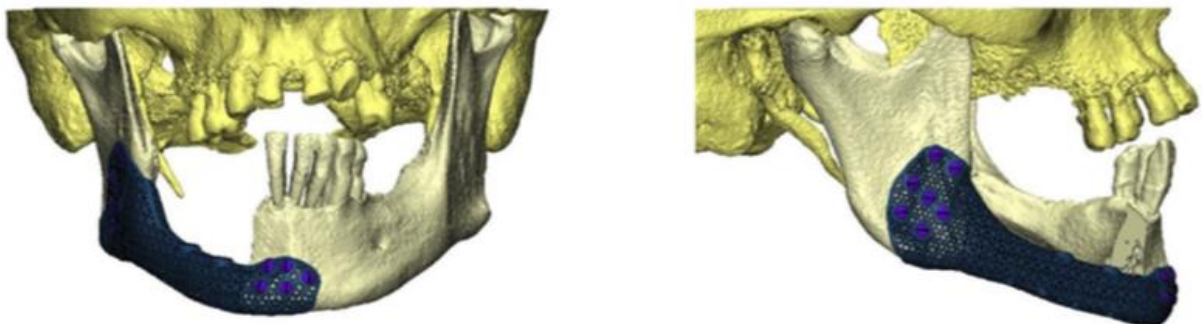


Fig. 58 : Modélisation du greffon sur le patient 1

Une fois validée, la planification a pu être matérialisée par le biais d'une imprimante 3D utilisant la technologie de SLM détenue par la firme Materialise®, Chatillon, France.



Fig. 59 : vue per-opératoire du greffon en place

Les résultats rapportés sont concluants, cette technique permettant de réduire significativement la durée de l'intervention, les suites post-opératoires, la durée d'hospitalisation. (51)

2. Fabrication additive et implantologie

a) Guide chirurgicaux

L'implantologie permet à l'heure actuelle de traiter, sauf contre-indication médicale, la totalité des édentations existantes.

Afin de répondre à des exigences mécaniques, fonctionnelles, esthétiques et de manière à respecter le principe de « l'implantologie guidée par le projet prothétique » se sont développés des dispositifs médicaux permettant de faire correspondre le projet pré-implantaire issu de la planification et le placement des implants : les guides chirurgicaux.

Ces guides répondent à un cahier des charges rigoureux et sont toujours issus d'un projet prothétique pré-implantaire guidant lors de la chirurgie la pose d'implants.

Il existe actuellement deux voies d'élaboration des guides chirurgicaux (voir Fig. 60) :

- La méthode conventionnelle consiste à matérialiser le projet prothétique directeur sous forme d'un guide radiologique. Celui-ci est utilisé en bouche lors de l'acquisition 3D afin d'évaluer la divergence entre axe implantaire et prothétique.

En fonction de ce paramètre, le guide peut être modifié jusqu'à ce que la divergence entre les axes soit acceptable.

Une fois validé, ce guide radiologique est transformé en guide chirurgical permettant ainsi de guider le praticien lors de la chirurgie.

- La méthode la plus récente faisant appel au flux numérique de la CFAO évite de passer par l'élaboration d'un guide radiologique.

Il s'agit d'acquérir des données :

- DICOM issues du scanner ou Cone Beam du patient
- STL issues de l'empreinte optique ou du scannage du modèle en plâtre

Le projet prothétique est alors modélisé à l'aide des logiciels de CAO sur le modèle virtuel isolé du fichier STL.

Les données DICOM et STL sont ensuite fusionnées, la planification implantaire peut alors être réalisée à l'aide de logiciel, tel que Simplant® ou NobelGuide® en fonction du projet prothétique.

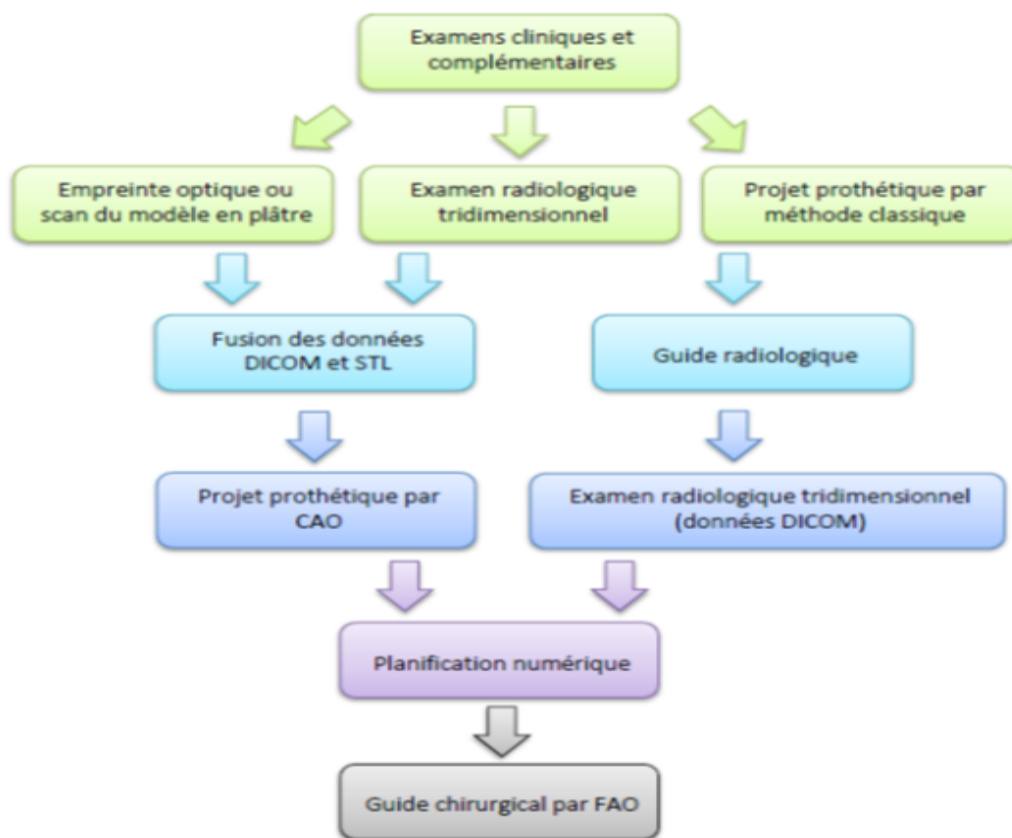


Fig. 60 : Schéma récapitulatif des voies de réalisation des guides chirurgicaux

Une fois la planification terminée et le guide chirurgical modélisé et validé, la phase de production peut débuter. Pour cela, comme souvent en CFAO dentaire, deux possibilités sont offertes :

- celle d'envoyer le fichier DICOM contenant la modélisation du guide à un centre de production ou laboratoire disposant d'une MOCN (CFAO indirecte)
- soit de procéder par CFAO directe (chairside) impliquant de disposer d'une MOCN au cabinet.

Les procédés de fabrication disponible pour la fabrication sont des MOCN fonctionnant par :

- Soustraction : exemple du CEREC Guide 3 (52)
- Addition : exemple de l'imprimante 3D FORM2 de Formlabs. (53)

Les guides sont alors imprimés dans une résine biocompatible SG Dental. Ils doivent ensuite être rincés à l'alcool IPA, puis traités pendant 10 minutes par UV avant d'être stérilisés en autoclave.



Fig. 61 : évolution du guide implantaire au cours des phases de post-traitement. De gauche à droite : guide imprimé, rincé, supports supprimés, insertion du puit métallique manuellement, après cuisson.

Un très grand nombre d'études sont aujourd'hui disponibles dans la littérature scientifique concernant la précision des guides chirurgicaux imprimés (liste non exhaustive) (54) (55)(56) et la comparaison entre guide usiné et imprimé (57).

Il est donc considéré comme acquis que les guides chirurgicaux imprimés donnent, au même titre que les guides usinés, à la chirurgie guidés les avantages suivants :

- Augmentation de la précision de positionnement des implants,
- Diminution de la durée de l'intervention,
- Diminution des suites post-opératoires,
- Diminution des complications péri-interventionnelles

(58)

b) Greffon osseux sur mesure (Biobank)

La fabrication additive a rendu possible ces dernières années le développement d'un procédé aboutissant à l'élaboration d'un greffon spongieux ou cortico-spongieux utilisé lors de chirurgie pré-implantaire d'apposition.

Ce dispositif est rendu possible par la société Biobank® qui fournit par ailleurs un protocole officiel (Fig. 62) (59)

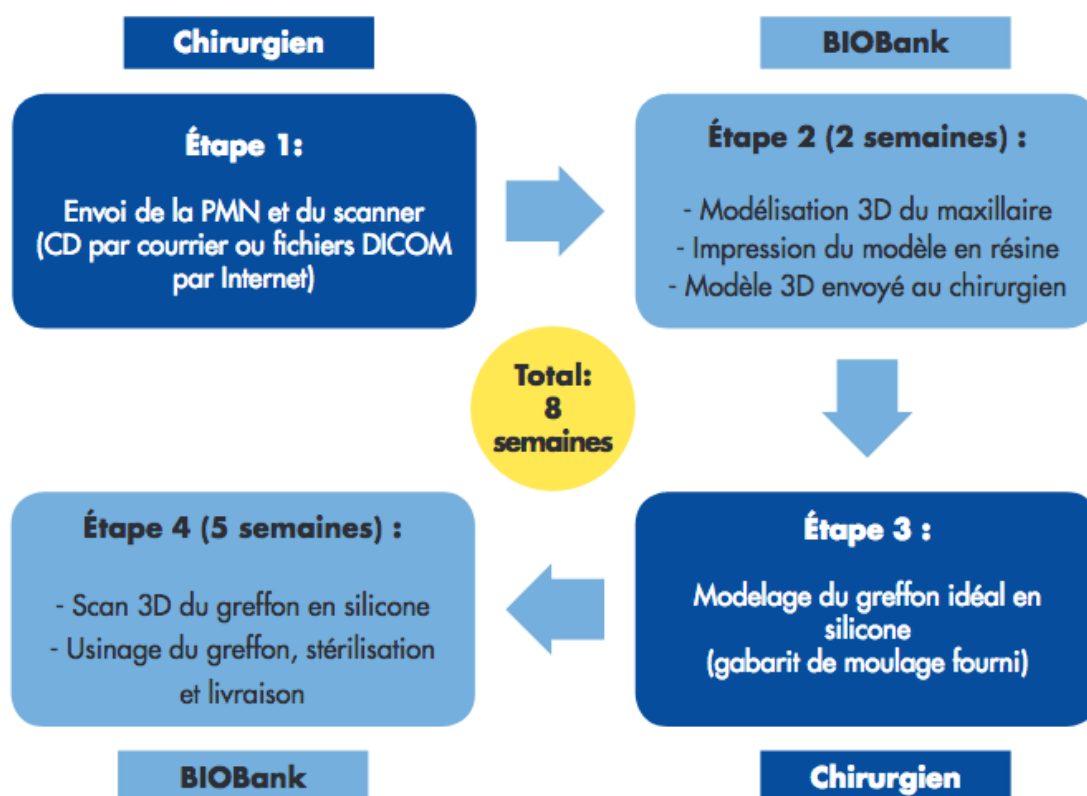


Fig. 62 : protocole de réalisation d'un greffon cortico spongieux sur mesure (Biobank).

Pour l'illustrer, nous présentons un cas clinique traité par le Dr JP Gardella.

1. Il s'agit d'une jeune patiente avec une agénésie de 22 et 23, l'examen clinique et radiologique révèle la présence d'un défaut osseux horizontal dans la zone édentée. Afin de positionner l'implant dans de bonnes conditions spatiales, il est décidé de procéder à une chirurgie d'augmentation du volume osseux par greffon cortico spongieux sur mesure selon le protocole édité par Biobank®.



Fig. 63: vue de face : on remarque une agénésie multiple : 22 et 23 sont absentes

2. Etape 1 : Un scanner de la patiente est réalisé ainsi qu'une planification pré-implantaire. Le tout est envoyé par internet sous la forme de plusieurs fichiers DICOM.

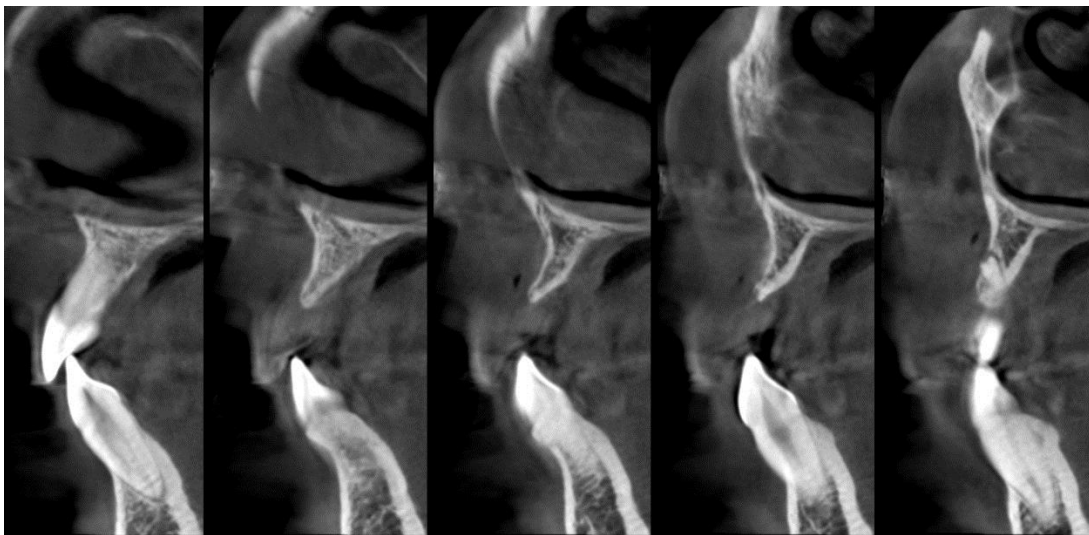


Fig. 64 : coupe coronaire du site édenté, on constate un défaut horizontal.

3. Etape 2 : Le laboratoire se charge de générer un modèle virtuel issu du scanner, modélise la perte osseuse ainsi que le gabarit correspondant et se charge de leur fabrication. Cette dernière de fabrication est rendue possible grâce à l'utilisation d'une imprimante SLA permettant de fabriquer de manière précise, rapide et à moindre coût les maquettes préalablement modélisées.
4. Etape 3 : Nous recevons l'ensemble, permettant de fabriquer manuellement à l'aide d'un silicone lourd, l'équivalent du futur greffon osseux. Après retouche, le greffon silicone est renvoyé au laboratoire.

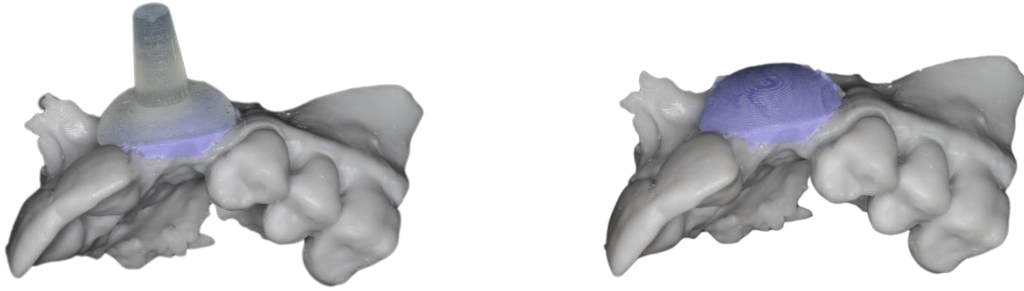


Fig. 65 : modélisation du greffon en silicone à l'aide du gabarit et d'un silicone lourd.

5. Etape 4 : Le laboratoire scanne le greffon en silicone, puis fabrique son équivalent cortico-spongieux par usinage. Ce greffon est ensuite stérilisé et nous est renvoyé.



Fig. 66 : greffon cortico spongieux sur mesure après stérilisation

6. Le jour de la chirurgie, nous remarquons que le greffon s'adapte parfaitement au site, le comblement avec des particules de BioOss® n'est pas nécessaire, la fixation du greffon est réalisée de manière simple et rapide à l'aide de deux vis d'ostéosynthèse.

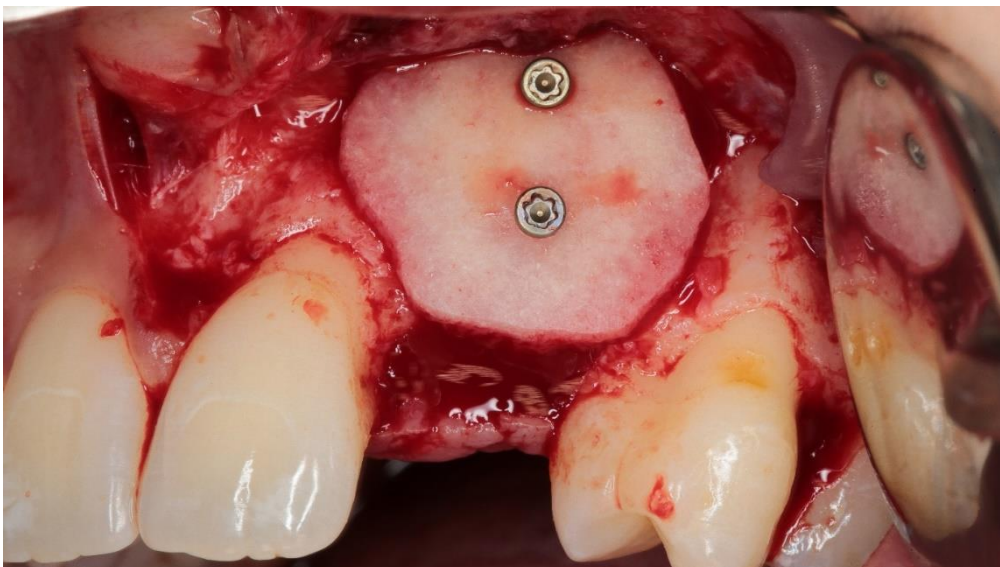


Fig. 67 : adaptation et fixation par 2 vis d'ostéosynthèse le jour de la chirurgie

Les avantages rapportés par le praticien lors de la chirurgie sont :

- Réduction du temps opératoire
- Diminution des suites opératoires
- Amélioration du confort du patient
- Adaptation optimale du greffon au site receveur
- Facilité de fixation
- Conception 3D permettant de planifier la greffe

B. Les perspectives de la Fabrication Additive en Odontologie

Après avoir, de manière non exhaustive, présenté un certain nombre de domaines de l'odontologie dans lesquels la FA trouve une application non négligeable, il devient intéressant d'envisager les perspectives et donc les apports futurs de ces technologies pour notre domaine d'exercice.

1. A propos des céramiques

Il existe actuellement une classification des céramiques en fonction de la composition chimique, on distingue ainsi les céramiques :

- Feldspathiques
- Vitrocéramique
- Alumine
- Zircone
- Phosphate de calcium (Phosphate Tricalcique et hydroxyapatite) (60)

Cette classification est intéressante, car d'un point de vue technique, avant de pouvoir fabriquer un matériau par un procédé de fabrication, il est indispensable de passer par une phase de développement des connaissances concernant :

- L'adaptation du matériau au procédé de fabrication
- La maîtrise des paramètres du matériau lors du processus de fabrication
- Les conséquences d'une utilisation in vitro.

De ce fait, on constate qu'actuellement, nous ne sommes pas au même stade d'évolution concernant la fabrication additive des différents matériaux céramiques :

- Concernant les Phosphates de calcium, de nombreuses études prouvent qu'il est déjà possible d'utiliser des éléments imprimés en phosphate de calcium lors de chirurgie maxillo-faciale. C'est par exemple le cas de certains implants ou substituts osseux employés lors de chirurgie reconstructrice et qui ont été fabriqués par des procédés, tels que la SLA, le frittage laser. (61)(62)

Des entreprises, tel que Poly Shape ou 3DCeram sont actuellement leaders du marché et proposent une multitude de possibilités concernant l'impression de céramique.

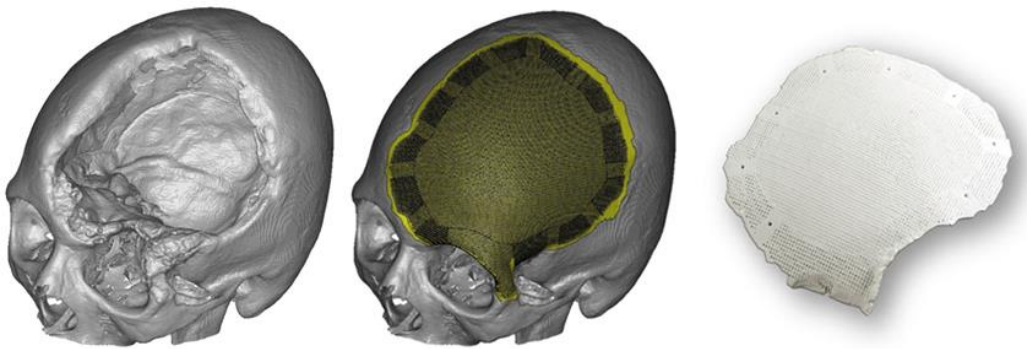


Fig. 68 : implants crâniens sur mesure BioCeram[®], société 3DCeram

- Actuellement, il n'est pas possible d'imprimer de la céramique feldspathique par des procédés de fabrication additive, nous n'avons trouvé aucune étude ou document à ce sujet. Cependant, il est intéressant d'envisager la possibilité d'imprimer des céramiques feldspathiques pour la fabrication, par exemple, de coiffes « full céram » directement stratifiées.
- Enfin, concernant le cas des céramiques alumine ou zircone, certaines études apportent la preuve qu'il est possible de fabriquer des éléments prothétiques (implants, couronnes) à l'aide de procédés additifs, mais les conclusions sont unanimes :
 - Les phases de post-traitement sont longues et fastidieuses
 - La gestion des paramètres (retrait de polymérisation, résistance etc.) est trop complexe pour être reproductible.
 - Les propriétés mécaniques des éléments obtenus ne sont pas suffisantes pour une utilisation en bouche chez le patient.

- Des progrès concernant l'emploi de ces matériaux au sein d'un procédé additif sont donc indispensables. (63)(64)(65)

Une fois de plus, même si l'impression de matériaux zircone ou alumine ne fait pas encore partie des réalités cliniques, il est intéressant d'envisager la possibilité d'une utilisation en bouche, car ceci représente un intérêt, à la fois, technique mais également économique :

- Géométrie des pièces : permettrait d'élargir les possibilités en termes de forme, de structure interne (porosité variable, teinte etc.)
- Réduction du coût et temps de production

2. *A propos de l'ingénierie tissulaire*

L'ingénierie tissulaire a été définie en 1993 par Vacanti et Langer comme « *l'ensemble des techniques et des méthodes s'inspirant des principes de l'ingénierie et des sciences de la vie, utilisées pour développer des substituts biologiques pouvant restaurer, maintenir ou améliorer les fonctions des tissus* ». (66)

Il semble donc évident que ce domaine de la FA représente un véritable intérêt pour l'odontologie puisque les perspectives sont quasiment infinies : il est envisageable de pouvoir peut-être un jour imprimer des tissus, voire des organes entiers (organe dentaire), mais également d'induire directement au niveau du tissu lésé une régénération *ad-integrum* (lésion carieuse, lésion parodontale).

Elle peut être scindée en deux technologies distinctes visant toutes deux à restituer l'anatomie et la fonction des tissus lésés :

- La bio-impression a été définie en 2010 par Guillemot et al. comme « *l'utilisation de technologies d'impression assistées par ordinateur permettant l'arrangement et l'assemblage de structures vivantes ou non, avec une organisation en deux ou trois dimensions, afin de produire des structures composites qui pourront être utilisées pour des applications en médecine régénératrice, pour des études pharmacocinétiques ou bien pour des travaux fondamentaux de biologie cellulaire* ». (67)

Cette partie de l'ingénierie tissulaire se distingue par l'impression préalable d'un tuteur (scaffold) modélisé au préalable et sur lequel vont être apposés successivement un ensemble d'éléments biologiques actifs, tels que les cellules souches, les facteurs de croissance etc.

Ce motif biologique 3D est ensuite destiné à être implanté afin d'induire au niveau de l'organisme en ensemble de réponses cellulaires aboutissant à une réparation, voire même une régénération du tissu lésé.

Dans le domaine de l'odontologie, certaines avancées récentes ont été rapportées concernant :

- La régénération parodontale à l'aide de la bio-impression (68)
- Le contrôle de la régénération osseuse à l'aide de guides bioactifs imprimés. (69)

Cependant, un certain nombre de limites persiste, et particulièrement le manque de contrôle et de reproductibilité concernant la réponse de l'hôte.

- La biofabrication : elle se distingue par les unités assemblées ainsi que les technologies de fabrication utilisées. Dans cette catégorie, le but est de générer des organoïdes ou micro-tissus (unités multicellulaires) à partir d'unités élémentaires et d'une matrice extracellulaire. (70)

3. Et demain ?

« Demain, c'est loin » selon IAM.

Mais pas tant que cela, si l'on s'intéresse à la fabrication additive et qu'on élargit le champ des possibles.

Les perspectives seront en effet conditionnées par une association de facteurs :

- D'une part, les progrès informatiques permettront sans cesse d'augmenter la puissance logicielle des maillons de la CFAO et ainsi d'obtenir un gain de temps et de précision
- D'autre part, c'est l'acceptation par des professionnels (santé, prothésistes, techniciens, chercheurs...) de l'intérêt réel de ces technologies de FA, qui permettra d'augmenter très rapidement les connaissances et donc d'élargir les perspectives
- Enfin, l'émergence de nouvelles technologies, en particulier l'intelligence artificielle, permettant de booster cette croissance et d'ainsi diversifier les possibilités de fabrication par FA.

Impossible alors de réellement prévoir le court ou le long terme, de savoir comment et quand se développeront ces perspectives, mais une chose est sûre, l'histoire ne fait que commencer.

Conclusion

La fabrication additive représente aujourd'hui une technologie en plein essor, avec un nombre croissant d'utilisateurs chaque année.

Initialement dédié au prototypage rapide dans des domaines industriels, nous avons pu constater que le domaine médical et donc l'odontologie a su tirer profit de son évolution afin d'intégrer, au sein d'une CFAO déjà en place, un ensemble de technologies élargissant le panel des possibilités de fabrication.

En effet, grâce à un ensemble d'avantages inédits, les technologies de FA permettent de s'associer aux méthodes soustractives afin de fabriquer à l'aide de MOCN, la quasi-totalité des pièces prothétiques utilisées en dentisterie moderne.

Cependant, comme nous avons pu le constater, la méconnaissance d'un certain nombre de paramètres inhérents à la mise en forme des matériaux par méthode additive, mais aussi certaines questions médico-légales limitent actuellement son emploi à certaines indications.

Mais l'engouement des spécialistes de la profession et de l'ensemble des techniciens travaillant autour de cette technologie est tel que les progrès effectués sont fulgurants, comme en témoigne le nombre d'études en cours à ce sujet et les rapports parus jusqu'à présent.

Il est donc évident, qu'associé à des progrès informatiques permanents et à l'évolution de certaines technologies limitrophes, on parvient à étendre très rapidement le champ des possibilités rendant ainsi, dans un futur plus ou moins proche, son utilisation incontournable.

Index des Figures

Fig. 1 : nombre de fichiers mis en ligne sur Thingiverse chaque mois	2
Fig. 2 : historique du volume de recherches Google contenant les termes 3D printing et machining	3
Fig. 3 : bureau d'étude Citroën dans les années 30 / Bureau d'étude Peugeot en 1992	5
Fig. 4 : le Dr Wermer Mörmann et Marco Brandestini présentent en 1985 le premier prototype du CEREC I : le « lemon »	6
Fig. 5 : évolution du système CEREC de 1980 à 2005	7
Fig. 6 : principe général de la CFAO en odontologie	9
Fig. 7 : la CFAO directe ou chairside	10
Fig. 8 : le CEREC 3D (sirona) en CFAO directe au cabinet	10
Fig. 9 : la CFAO semi-directe	11
Fig. 10 : la CFAO indirecte	11
Fig. 11 : scanner optique DentsplySirona inEos X5	12
Fig. 12a : l'empreinte physico-chimique est directement scannée	12
Fig. 12b : scannage du modèle en plâtre issu de l'empreinte physico-chimique	13
Fig. 13 : nuage de points 2D issu d'un procédé de triangulation active	14
Fig. 14 : système de numérisation par contact direct : le palpeur	15
Fig. 15 : manque de précision lors de l'enregistrement des zones anguleuses	16
Fig. 16 : triangulation active par bande laser Fig. 17: principe de fonctionnement de la triangulation	17
Fig. 18 : exemple du système Cerec AC Bluecam	18
Fig. 19 : principe de l'holographie conoscopique	18
Fig. 20 : différence entre triangulation et holographie conoscopique/ système Procera® (Nobel Biocare)	19
Fig. 21 : association de deux sources numériques : format DICOM issu du CBCT et format STL issu de l'empreinte optique	20
Fig. 22a. édentement de classe I Kennedy, gestion du cas par CFAO	22
Fig. 22b. modèles virtuels obtenus par scannage intra-oral (Omnicam)	22
Fig. 22c. tracé virtuel du châssis (logiciel 3Shape)	22
Fig. 23 : positionnement automatisé des modèles numériques sur WorkNC Dental	24
Fig. 24 : option « Module Template » de chez Mayka Dental, permettant de modifier les paramètres d'usinage.	25
Fig. 25 : positionnement des pièces prothétiques sur le support et calcul automatisé des tiges de soutien (logiciel CAMbridge™)	26
Fig. 26 : exemple de mouvements sur une usineuse à 5 axes	28
Fig. 27 : indications des MOCN en fonction du nombre d'axes	29
Fig. 28 : Les 7 procédés de fabrication additive selon l'ASTM	30
Fig. 29 : classification des procédés de FA par Anne Lise Rias	31
Fig. 30 : la Formlabs FORM 2 (3D DentalStore)	36
Fig. 31 : la DWS 030D (3D Solutions)	37
Fig. 32 : comparatif SLA/ DLP, source : formlabs.com	38
Fig. 33 : la Novux NS4 (Arseus)	39
Fig. 34 : principe de fonctionnement d'une fabrication par SLS	40
Fig. 35 : la P110 de chez EOS :	41
Fig. 36 : la X1000R de chez Concept Laser lors de sa mise en service chez Polyshape (filiale de Biotech).	43
Fig. 37 : principe de fonctionnement d'une imprimante 3D FDM/FFF	45
Fig. 38 : la STREAM 30 ULTRA de chez Volumic	46
Fig. 39 : principe de fonctionnement d'une imprimante à PolyJet	47
Fig. 40 : maquette d'une arcade mandibulaire imprimée par Polyjet (imprimante Objet Eden 250) à l'hôpital King's College à Londres en préparation d'une opération à risque sur un patient accidenté.	48
Fig. 41 : l'Objet 260 DS, Stratasys	49
Fig. 42 : tableau récapitulatif des différents procédés de FA utilisés en odontologie	50
Fig. 43 : tableau récapitulatif des différents procédés de FA utilisés en odontologie (suite)	51
Fig. 44 : schématisation du flux de travail numérique d'une empreinte	53
Fig. 45 : le Centric Tray, système DDP, Avadent	54
Fig. 46 : l'UTS CAD, système DDP, Avadent	54
Fig. 47 : modèle virtuel de travail et tracé des limites du PEI	55
Fig. 48 : modèle virtuel et modélisation du PEI	55

<i>Fig. 49: PEI imprimé en PLA par une machine-outil fonctionnant par FDM.....</i>	<i>56</i>
<i>Fig. 50 : modélisation d'une plaque base avant fabrication.....</i>	<i>57</i>
<i>Fig. 51 : fabrication additive de châssis métallique par technologies SLM.....</i>	<i>57</i>
<i>Fig. 52 : maquette en résine calcinable fabriquée par impression 3D.</i>	<i>58</i>
<i>Fig. 53 : modèle de travail imprimé et réalisation de l'armature par technique manuelle de cire perdue</i>	<i>59</i>
<i>Fig 54 : impression d'une armature de bridge en Cr-Co par SLM</i>	<i>59</i>
<i>Fig. 55 : fabrication d'un bridge provisoire par technologie SLA</i>	<i>60</i>
<i>Fig. 56 : champs d'activités en prothèse maxillo-faciale.....</i>	<i>61</i>
<i>Fig. 57 : modèle virtuel du patient 1</i>	<i>62</i>
<i>Fig. 58 : modélisation du greffon sur le patient 1</i>	<i>62</i>
<i>Fig. 59 : vue per-opératoire du greffon en place</i>	<i>63</i>
<i>Fig. 60 : schéma récapitulatif des voies de réalisation des guides chirurgicaux.....</i>	<i>64</i>
<i>Fig. 61 : évolution du guide implantaire au cours des phases de post-traitement. De gauche à droite : guide imprimé, rincé, supports supprimés, insertion du puit métallique manuellement, après cuisson.</i>	<i>65</i>
<i>Fig. 62 : protocole de réalisation d'un greffon cortico spongieux sur mesure (Biobank).</i>	<i>66</i>
<i>Fig. 63: vue de face : on remarque une agénésie multiple : 22 et 23 sont absentes</i>	<i>67</i>
<i>Fig. 64 : coupe coronaire du site édenté, on constate un défaut horizontal.</i>	<i>67</i>
<i>Fig. 65 : modélisation du greffon en silicone à l'aide du gabarit et d'un silicone lourd.....</i>	<i>68</i>
<i>Fig. 66 : greffon cortico spongieux sur mesure après stérilisation.....</i>	<i>68</i>
<i>Fig. 67 : adaptation et fixation par 2 vis d'ostéosynthèse le jour de la chirurgie</i>	<i>68</i>
<i>Fig. 68 : implants crâniens sur mesure BioCeram[®], société 3DCeram.....</i>	<i>70</i>

Références bibliographiques

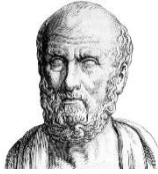
1. Le Gac O, Armand S, Sireix C. Empreintes optiques et CFAO. *Le Fil Dentaire*. mai 2008;(33):22-3.
2. Rifkin J, Chemla F, Chemla P. La troisième révolution industrielle comment le pouvoir latéral va transformer l'énergie, l'économie et le monde. Paris: LLL Les liens qui libèrent; 2012.
3. Thingiverse [Internet]. 3Dnatives. [cité 24 mai 2018]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/annuaire-impression-3d/listes/thingiverse>
4. Univ. southern California, école dentisterie, dép. imagerie dentisterie restauratrice, USA, F D. La C.F.A.O. dentaire : six ans après la première présentation au congrès de l'A.D.F. de 1985
The dental C.F.A.O., six yours after the first presentation at the ADF Congress in 1985
. *Actualités odontostomatologiques L'encyclopédie du praticien*. 1991;(175):431-54.
5. CNIF. Le guide de la CFAO dentaire [Internet]. 2013 [cité 7 nov 2017]. Disponible sur: file:///Users/admin/Library/Application%20Support/Firefox/Profiles/tg75pwxg.default/zotero/storage/NQR56ME5/Guide_CFAO.pdf
6. CAD/CAM définition dans le dictionnaire Anglais de Cambridge [Internet]. [cité 4 oct 2017]. Disponible sur: <http://dictionary.cambridge.org/fr/dictionnaire/anglais/cad-cam>
7. Bézier P. Place de la CFAO dans l'industrie automobile [Internet]. 1992 [cité 8 nov 2017]. Disponible sur: http://documents.irevues.inist.fr/bitstream/handle/2042/32742/C%26T_1992_25_83.pdf?sequence=1
8. Duret F, Duret B, Pelissier B. CFAO, Histoire vécue: le Temps des pionniers. *L'Information Dentaire*. 5 sept 2007;89(29):1659-63.
9. Duret F. empreinte optique [Internet]. 1973 [cité 8 nov 2017]. Disponible sur: <file:///Users/admin/Library/Application%20Support/Firefox/Profiles/tg75pwxg.default/zotero/storage/WGNKFNIP/document%2010.pdf>
10. Duret F, Duret B, Pelissier B. CFAO, Le temps des démonstrations. *Information Dentaire*. 5 sept 2007;89(29):1663-8.
11. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*. 1 sept 2006;137:7S-13S.
12. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*. mai 1998;29(5):285-96.
13. Duret F. Un peu d'histoire avant de parler d'aujourd'hui et de demain. *Le Fil Dentaire*. mars 2010;(51):12-7.
14. Fages M, Raynal J, Margerit J. La CFAO directe aujourd'hui, principes généraux. *Information dentaire*. nov 2008;(38):2273-9.

15. Raynal J. La dentisterie moderne à l'heure de la CFAO directe par le CEREC3 3D. Le Fil Dentaire. mai 2008;(33):20-1.
16. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dent Clin North Am. juill 2011;55(3):559-70, ix.
17. Tapie L. Impression 3D, Partie 2 - Principes communs de mise en oeuvre des procédés additifs: intégration dans un flux numérique. Biomateriaux Cliniques. mars 2016;1(2).
18. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dental Materials Journal. 2009;28(1):44-56.
19. ISO 17296-2:2015(en), Additive manufacturing – General principles – Part 2: Overview of process categories and feedstock [Internet]. [cité 3 nov 2016]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:17296:-2:ed-1:v1:en>
20. « L'impression 3D, la discrète révolution » [Internet]. [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <http://www.ctif.com/limpression-3d-la-discrete-revolution/>
21. Association française de normalisation, Baustert E. Fabrication additive. La Plaine-Saint-Denis: AFNOR; 2016.
22. L'impression 3D par dépôt de matière fondue, on vous explique tout ! [Internet]. 3Dnatives. 2017 [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/depot-de-matiere-fondue-fdm/>
23. RepRap [Internet]. [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <http://reprap.org/wiki/RepRap>
24. vandeput doriàn. Histoire de l'impression 3D [Internet]. [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <http://www.supinfo.com/articles/single/34-histoire-impression-3d>
25. Impression 3 D - Son histoire [Internet]. FABULOUS. [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <http://www.fabulous.com.co/guide-impression-3d/en-bref/histoire/>
26. Gdelàleux. Petit historique de l'impression 3D [Internet]. [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <https://fablab.centrale-marseille.fr/node/33>
27. Brillant B. Un peu d'Histoire de l'impression 3d / fabrication additive [Internet]. 3dprintmedical.info. [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <http://3dprintmedical.info/un-peu-dhistoire-de-limpression-3d-fabrication-additive/>
28. David L. Bourell JJB. A Brief History of Additive Manufacturing and the 2009 Roadmap for Additive Manufacturing: Looking Back and Looking Ahead [Internet]. RapidTech 2009 : US-TURKEY Workshop on Rapid Technologies; [cité 20 févr 2018]. Disponible sur: <https://pdfs.semanticscholar.org/4716/c69f0b90a158589e54248a524a57ad78f4a3.pdf>
29. ISO/ASTM 52900:2015(fr), Fabrication additive – Principes généraux – Terminologie [Internet]. [cité 20 févr 2018]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso-astm:52900:ed-1:v1:fr>

30. L. Tapie, L. Dupagne. L'impression 3D, Partie 3 - La stéréolithographie. *Biomatériaux Cliniques*. mars 2016;1(3).
31. Gibson I, Rosen DW, Stucker B. Development of Additive Manufacturing Technology. In: *Additive Manufacturing Technologies* [Internet]. Boston, MA: Springer US; 2010 [cité 3 nov 2016]. p. 36-58. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4419-1120-9_2
32. Guillaume A, Busson B. Les imprimantes 3D - Différentes technologies d'impression 3D. *Technologie dentaire*. juill 2016;(355/356):54-62.
33. rfpd - Guide_CFAO.pdf [Internet]. [cité 3 mai 2017]. Disponible sur: http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf
34. Tang Y, Henderson C, Muzzy J, Rosen D. Stereolithography cure process modeling using acrylate resin. 2004;
35. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat W. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. 2015;7(5):218.
36. Shi D, Gibson I. Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process. *Rapid Prototyping Journal*. 1 déc 1997;3(4):129-36.
37. Olakanmi EO, Cochrane RF, Dalgarno KW. A review on selective laser sintering/melting (SLS/SLM) of aluminium alloy powders: Processing, microstructure, and properties. *Progress in Materials Science*. 1 oct 2015;74:401-77.
38. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing [Internet]. [cité 3 mai 2017]. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com.lama.univ-amu.fr/science/article/pii/S1010518214002303>
39. EOS Electro Optical Systems: Industrial 3D Printing [Internet]. [cité 19 sept 2018]. Disponible sur: <https://www.eos.info/en>
40. L'impression 3D par PolyJet, on vous explique tout ! [Internet]. 3Dnatives. 2016 [cité 26 sept 2018]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/impression-en-3d-polyjet/>
41. 3D ArcWest - Technologies à jets de matière Objet Polyjet [Internet]. [cité 26 sept 2018]. Disponible sur: <http://www.3darcwest.com/component/k2/item/22-technologies-a-jets-de-matiere-objet-polyjet.html>
42. Barclift MW, Williams CB. Examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3d printing. :15.
43. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*. 1 janv 2016;32(1):54-64.
44. Landwerlin O. L'Empreinte Optique Intra-Buccale et ses applications au cabinet dentaire [Internet]. Saarbrücken: Éditions universitaires européennes; 2011 [cité 4 oct 2018]. Disponible sur: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:101:1-201404056736>

45. Millet C, Rubière R. CFAO en prothèse amovible complète. *Information Dentaire*. 2016;(13):18-25.
46. Chen H, Yang X, Chen L, Wang Y, Sun Y. Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays. *Sci Rep*. 14 janv 2016;6:19207.
47. Laviolle O. De l’empreinte à l’essai du châssis métallique : étapes de laboratoire et implications cliniques. 2005;5:13.
48. CFAO et prothèse amovible partielle métallique [Internet]. *Lefildentaire magazine dentaire*. 2013 [cité 10 oct 2018]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/cfao-et-prothese-amovible-partielle-metallique/>
49. Pomar P. Introduction à la prothèse maxillofaciale. *EM-Consulte* [Internet]. 2004 [cité 24 oct 2018]; Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/article/25641/introduction-a-la-prothese-maxillofaciale>
50. Leiggenger C, Messo E, Thor A, Zeilhofer H-F, Hirsch J-M. A selective laser sintering guide for transferring a virtual plan to real time surgery in composite mandibular reconstruction with free fibula osseous flaps. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. févr 2009;38(2):187-92.
51. Qassemayar Q, Assouly N, Temam S, Kolb F. Use of a three-dimensional custom-made porous titanium prosthesis for mandibular body reconstruction. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. oct 2017;46(10):1248-51.
52. Un flux numérique de travail implantaire optimisé avec CEREC GUIDE 3 [Internet]. *LEFILDENTAIRE magazine dentaire*. 2018 [cité 25 oct 2018]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/implantologie/un-flux-numerique-de-travail-implantaire-optimise-avec-cerec-guide-3/>
53. Utilisation de la Dental SG Resin [Internet]. [cité 25 oct 2018]. Disponible sur: <https://support.formlabs.com/s/article/Using-Dental-SG-Resin?language=fr>
54. Arisan V, Karabuda ZC, Ozdemir T. Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study. *J Periodontol*. janv 2010;81(1):43-51.
55. Neumeister A, Schulz L, Glodecki C. Investigations on the accuracy of 3D-printed drill guides for dental implantology. *Int J Comput Dent*. 2017;20(1):35-51.
56. Di Giacomo GAP, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol*. avr 2005;76(4):503-7.
57. Matta R-E, Bergauer B, Adler W, Wichmann M, Nickenig H-J. The impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of an implant surgery template. *J Craniomaxillofac Surg*. juin 2017;45(6):804-8.

58. Les avantages de la chirurgie guidée implantaire - Article 3Dcelo [Internet]. 3D Celo. 2018 [cité 24 oct 2018]. Disponible sur: <https://www.3dcelo.com/2018/02/15/les-avantages-de-la-chirurgie-guidee-implantaire/>
59. Biobank. Le greffon osseux sur mesure- Innovation BIOBANK [Internet]. Disponible sur: <http://www.biobank.fr/wp-content/uploads/2017/04/9-01-BT2-Brochure-Technique-GSM.SITWEB.pdf>
60. DEJOU J. Les céramiques. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires; 2009.
61. Slots C, Jensen MB, Ditzel N, Hedegaard MAB, Borg SW, Albrektsen O, et al. Simple additive manufacturing of an osteoconductive ceramic using suspension melt extrusion. *Dent Mater*. 2017;33(2):198-208.
62. Oh J-H. Recent advances in the reconstruction of cranio-maxillofacial defects using computer-aided design/computer-aided manufacturing. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*. déc 2018;40(1):2.
63. Osman RB, van der Veen AJ, Huiberts D, Wismeijer D, Alharbi N. 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75:521-8.
64. Lauria I, Kramer M, Schröder T, Kant S, Hausmann A, Böke F, et al. Inkjet printed periodical micropatterns made of inert alumina ceramics induce contact guidance and stimulate osteogenic differentiation of mesenchymal stromal cells. *Acta Biomater*. 15 2016;44:85-96.
65. Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez J-C, Thuault A, Deveaux E, Béhin P. Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental Materials*. mai 2017;33(5):477-85.
66. Langer R, Vacanti JP. Tissue engineering. *Science*. 14 mai 1993;260(5110):920-6.
67. Guillemot F, Mironov V, Nakamura M. Bioprinting is coming of age: Report from the International Conference on Bioprinting and Biofabrication in Bordeaux (3B'09). *Biofabrication*. mars 2010;2(1):010201.
68. Vaquette C, Pilipchuk SP, Bartold PM, Hutmacher DW, Giannobile WV, Ivanovski S. Tissue Engineered Constructs for Periodontal Regeneration: Current Status and Future Perspectives. *Adv Healthc Mater*. 26 août 2018;e1800457.
69. Turnbull G, Clarke J, Picard F, Riches P, Jia L, Han F, et al. 3D bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering. *Bioact Mater*. sept 2018;3(3):278-314.
70. Groll J, Boland T, Blunk T, Burdick JA, Cho D-W, Dalton PD, et al. Biofabrication: reappraising the definition of an evolving field. *Biofabrication*. 8 janv 2016;8(1):013001.
71. Impression 3D chirurgie cranio-maxillo-faciale [Internet]. A3DM Magazine. [cité 3 oct 2018]. Disponible sur: [/magazine/medical/impression-3d-chirurgie-cranio-maxillo-faciale](#)



SERMENT MEDICAL

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

SAVINO Timour – La fabrication additive en odontologie : applications et perspectives

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2018

Rubrique de classement : Odontologie Prothétique

Résumé :

L'objectif de ce travail est de présenter les applications et perspectives de la fabrication additive en odontologie.

Pour faciliter la compréhension, la première partie est consacrée à des rappels sémantiques et historiques concernant la CFAO dentaire, afin de présenter l'ensemble du flux numérique qui précède l'étape de fabrication.

Une fois ces bases posées, les 7 technologies regroupées sous le terme de fabrication additive, sont détaillées dans leur fonctionnement et sur le plan des matériaux utilisables.

Enfin, nous illustrerons au travers d'exemples et de situations cliniques, les applications et perspectives de la fabrication additive en odontologie. Cette dernière partie de synthèse nous permet de mettre en évidence l'indéniable apport de la fabrication additive dans différents domaines cliniques de l'odontologie, mais également des incertitudes et limites quant à certaines de ces indications.

Mots clés : CFAO - Conception assistée par ordinateur - Fabrication assistée par ordinateur - Impression tridimensionnelle - Bio-impimpression - Odontologie - Prothèses dentaires - Ingénierie tissulaire

SAVINO Timour – Additive manufacturing in dentistry: applications and outlook

Abstract:

The purpose of this work is to present the applications and the outlook for additive manufacturing in odontology.

In order to facilitate understanding and to introduce the entire digital process prior to the manufacturing stage, the first part provides some semantic and historical context regarding dental CAD/CAM systems.

On this basis, seven technologies grouped under the term of additive manufacturing are described in view of their functioning and the materials which can be used.

Finally, through a number of examples and clinical situations we illustrate the applications and outlook for additive manufacturing in odontology. This last part of the synthesis allows us to demonstrate not only the undeniable contribution of additive manufacturing in various clinical areas of odontology, but also the uncertainties and limitations with respect to some of these applications.

MeSH: CAD-CAM - Computer-aided design - Computer-aided-manufacturing - Printing three-dimensional - Bioprinting - Dentistry - Dental Prosthesis - Tissue engineering

Adresse de l'auteur :

8, avenue du Prado
13006 MARSEILLE