



HAL
open science

CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR - APPLICATION A L'INGENIERIE BIOMEDICALE

Laurent Tapie

► **To cite this version:**

Laurent Tapie. CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR - APPLICATION A L'INGENIERIE BIOMEDICALE. Master. France. 2020. hal-02994455v1

HAL Id: hal-02994455

<https://hal.science/hal-02994455v1>

Submitted on 7 Nov 2020 (v1), last revised 5 Apr 2024 (v2)

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.

CONCEPTION ET FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR

APPLICATION A L'INGENIERIE BIOMEDICALE

Document réalisé par Laurent TAPIE

Docteur en génie mécanique et habilité à diriger la recherche en sciences et
ingénierie

Principaux contributeurs directs ou indirects : J.-P. Attal (MCU-PH-HDR en odontologie), P. Boitelle (MCU-PH en odontologie), P-F. Ceccaldi (PU-PH en obstétrique), T. Chartier (DR CNRS en génie des matériaux céramiques), L. Dupagne (AHU en odontologie), V. Fouquet (Ingénieur céramiste, chirurgien-dentiste libéral), O. Fromentin (PU-PH en odontologie), N. Lebon (agrégé-docteur en génie mécanique), V. Lemarteleur (Ingénieur en mécanique), B. Mawussi (PU en génie mécanique), C. Moussally (Chirurgien-dentiste libéral), V. Pateloup (MCF en génie mécanique), G. Rohman (MCF-HDR en génie des matériaux polymères)

Version septembre 2020



Conception et fabrication assistée par ordinateur : application à l'ingénierie biomédicale de Laurent TAPIE est mis à disposition selon les termes de la licence [Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

PREAMBULE : INGENIERIE BIOMEDICALE ET TECHNOLOGIE POUR LA SANTE

Selon le National Institutes of Health (NIH, Bethesda, MD, USA) et le Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS) l'ingénierie biomédicale intègre les sciences fondamentales comme la physique, la chimie ou les mathématiques et les principes de l'ingénierie pour l'étude de la biologie, la médecine, du comportement ou de la santé. L'Ingénierie pour la Santé (1) fait avancer les concepts fondamentaux, (2) crée des connaissances allant du niveau de la molécule à celui de l'organe (3) et développe des produits innovants en biologie (réactifs...), matériaux, procédés, implants, appareils, informatique... - pour la prévention, le diagnostic, le traitement des pathologies, la réhabilitation des patients et du handicap, l'amélioration de la santé humaine et la prévention des risques.

NIH working definition of bioengineering, The National Institutes of Health, July24, 1997, http://www.becon.nih.gov/bioengineering_definition.htm

Pascal Sommer, Rapport d'activités de la mission « Ingénierie pour la Santé » au sein de l'institut des sciences et technologies de l'information et de l'ingénierie (INST2I devenu INSIS en 2010) du CNRS, 2008.

Selon la fondation Withaker, l'ingénierie biomédicale est une discipline qui fait progresser les connaissances en ingénierie, biologie et médecine et, améliore la santé humaine à travers des activités interdisciplinaires intégrant les sciences de l'ingénieur avec les sciences biomédicales et la pratique clinique. L'ingénierie biomédicale inclue (1) l'acquisition de nouvelles connaissances et la compréhension des systèmes vivants à travers l'application de techniques expérimentales et analytiques innovantes et fondamentales issues des sciences de l'ingénieur, (2) le développement de nouveaux dispositifs, algorithmes, processus et systèmes qui font progresser la biologie et la médecine et améliore les pratiques médicales et les thérapeutiques de soin.

Definition of biomedical engineering, The Whitaker Foundation, <http://bmes.org/WhitakerArchives/glance/definition.html>

Selon la Biomedical Engineering Society (BMES, Landover, MD, USA), l'ingénieur biomédical s'appuie sur l'expertise issue de l'ingénierie conventionnelle pour analyser et résoudre des problèmes en biologie et médecine, permettant l'amélioration de la santé. Les étudiants choisissent la filière ingénierie biomédicale pour être au service du peuple, partager l'enthousiasme de travailler avec des systèmes vivants et d'exploiter des technologies de pointe dans le contexte des problèmes complexes du soin médical. L'ingénieur biomédical travaille avec d'autres professionnels de santé incluant les physiciens, les aides-soignants, les thérapeutes et les techniciens. Les ingénieurs biomédicaux peuvent couvrir un large spectre de compétences pour : concevoir des instruments, des dispositifs, et des logiciels, rassembler les connaissances provenant de nombreuses sources techniques afin de développer de nouvelles procédures, ou pour mener les recherches nécessaires à la résolution de problèmes cliniques.

Planning a career in biomedical engineering, Biomedical Engineering Society, <http://www.bmes.org/careers.asp>

Selon l'institut national de la santé et de la recherche médicale (INSERM), son institut thématique technologies pour la santé (TS) [Sic] coordonne les recherches dans le domaine des technologies indispensables au progrès biomédical sur les plans fondamental et clinique [...]

reliant en amont des chercheurs et ingénieurs (mathématiques, physique, chimie, biologie, informatique, électronique, nanotechnologie), et en aval des médecins et des industriels. Parmi ces domaines d'action : l'imagerie, les technologies associées au développement des médicaments, les biotechnologies et la bio-ingénierie, la chirurgie et les autres techniques interventionnelles, les technologies associées à la santé numérique. [Sic].

<https://www.inserm.fr/gouvernance-organisation>

L'ingénierie biomédicale couvre plusieurs thématiques : le bioélectromagnétisme, la bioéthique, les biomatériaux, la biomécanique, l'instrumentation biomédicale, les capteurs biomédicaux, la bionanotechnologie, la biotechnologie, l'ingénierie clinique, l'informatique médicale et la bioinformatique, l'analyse médicale et biologique, l'imagerie médicale, la neuroingénierie, Modélisation, simulation et contrôle du système physiologique, Dispositifs orthopédiques et prothétiques et organes artificiels ou technologie de réhabilitation, l'ingénierie de la réhabilitation, l'ingénierie tissulaire.

RÉFÉRENCES

Abu-Faraj, Z. O. (2008). Bioengineering/biomedical engineering education and career development: literature review, definitions, and constructive recommendations. *International Journal of Engineering Education*, 24(5), 990.

Bronzino J. (2005), Biomedical engineering: a historical perspective, in J. Enderle, S. Blanchard, and J. Bronzino (Eds). Introduction to Biomedical Engineering, 2nd ed. n USA: Academic Press, San Diego, CA, pp.1-29.

J.D. Bronzino (1995), Editor-in-chief, The Biomedical Engineering Handbook, CRC Press, Boca Raton, FL.

Sommaire

Préambule : Ingénierie Biomédicale et technologie pour la santé	2
CHAPITRE 1. INTRODUCTION GENERALE	6
Qu'est-ce que la CFAO ?	6
1.1 Méthodologies et technologies CFAO	6
1.1.1 Historique	7
1.1.2 Domaines applicatifs	8
1.1.3 Typologie des maillons numériques	9
1.2 Ingénierie biomédicale numérique	10
1.2.1 Transposition du génie mécanique au génie biomédicale	10
1.2.2 Application à la dentisterie numérique	14
1.3 Enjeu du dialogue interdisciplinaire sciences médicales – sciences de l'ingénieur	24
1.3.1 Fabrication additive : 2 ^{ème} révolution en CFAO biomédicale	24
1.3.2 Verrous disciplinaires et culturels à lever	25
CHAPITRE 2. CHAINE ET FLUX NUMERIQUE	29
Mise en œuvre en CFAO dentaire	29
2.1 Introduction	29
2.2 Définitions et concepts préliminaires	30
2.2.1 Chaîne numérique de CFAO dentaire	30
2.2.2 Ouverture d'un maillon numérique	30
2.2.3 Flux numérique	30
2.2.4 Interopérabilité	31
2.3 Structure de la chaîne numérique	33
2.3.1 Structuration vue du flux de travail	33
2.3.2 Structuration par maillon numérique	34
2.4 Le flux numérique	36
2.4.1 Numérisation	36
2.4.2 Conception assistée par ordinateur	37
2.4.3 Fabrication Assistée par Ordinateur	39
2.4.4 Discussion	42
2.4.5 Conclusions	44
2.5 Précision de la CFAO dentaire	44
2.5.1 Introduction	44
2.5.2 Définitions et concepts préliminaires	45
2.5.3 Protocole de Numérisation	47
2.5.4 Protocole de conception	52
2.5.5 Protocole de fabrication	53
2.5.6 Discussion	57
2.5.7 Conclusions	60

CHAPITRE 3. LA FABRICATION ADDITIVE	62
Positionnement et enjeux dans les domaines biomédicaux	62
3.1 <i>Qu'est-ce que l'impression 3D</i>	62
3.1.1 Concepts et définitions	62
3.1.2 Classification des procédés additifs	63
3.1.3 Bref historique	64
3.1.4 Positionnement de l'AM dans la réalisation de produit	65
3.2 Principes commun de mise en œuvre des procédés additifs : intégration dans un flux numérique	74
3.2.1 Introduction	75
3.2.2 Modélisation géométrique par Conception Assistée par Ordinateur	75
3.2.3 Préparation à la fabrication additive par FAO	78
3.2.4 Lancement de la fabrication	84
3.2.5 Après la fabrication	84
3.2.6 Synthèse graphique	85
3.2.7 Exactitude de mise en œuvre	86
3.3 Procédés additifs de solidification sélective d'une résine ou d'un matériau fondu	88
3.3.1 Extrusion de matière	88
3.3.2 Projection de matière	94
3.3.3 Photopolymerisation en cuve	98
3.4 Procédés additifs de conglomération ou fusion de poudre	101
3.4.1 Projection de liant	101
3.4.2 Fusion sur lit de poudre	103
3.4.3 Dépôt de matières sous flux d'énergie dirigé	109
3.5 Liaison de feuille découpée sélectivement – stratification de couches	112
3.6 Applications et enjeux pour les domaines biomédicaux	113
3.6.1 Du modèle anatomique au simulateur haptique haute-fidélité	113
3.6.2 Du dispositif médical standardisé AU DISPOSITIF sur mesure	114
3.6.3 Emergence de la bio impression	116
3.7 Conclusions et perspectives	125
3.7.1 Evolution de la FA en environnement médical	125
3.7.2 Verrous et enjeux de R&D de la FA	125

Chapitre 1. INTRODUCTION GENERALE

QU'EST-CE QUE LA CFAO ?

L'objectif de ce chapitre est de présenter les définitions, les concepts et les technologies associées à la CFAO dans son contexte originel de l'ingénierie mécanique. Dans un second temps, la transposition de la CFAO à l'ingénierie biomédicale est présentée.

1.1 METHODOLOGIES ET TECHNOLOGIES CFAO

Ce paragraphe est partiellement extrait du mémoire d'HDR de L. Tapie [1].

Le Larousse définit la CFAO comme le prolongement de la CAO vers la fabrication des produits conçus par celle-ci, en utilisant les données produites. La CAO quant à elle est définie comme un ensemble de techniques informatiques utilisables dans le processus de conception d'un produit nouveau.

D'après l'encyclopédie « CIRP Encyclopedia of Production Engineering » [2], la CAO (Computer-Aided Design: CAD) est définie comme l'exploitation d'outils informatiques intégrés pour aider les ingénieurs, les architectes et tout professionnel de la conception à la réalisation, la modification, l'analyse ou l'optimisation d'une conception de produit. Les outils associés à la CAO s'appuient sur des modeleurs géométriques vectoriels en 2D, des modeleurs paramétriques surfaciques en 3D et des modeleurs solides, selon le type d'application ou de domaine visé. La FAO (Computer-Aided Manufacturing : CAM) est définie comme l'exploitation de systèmes informatiques intégrés pour planifier, gérer ou contrôler les opérations de fabrication réalisées sur les ressources implantées au sein d'une usine. Il est souvent admis, à travers cette définition, que la FAO est l'exploitation de systèmes informatiques pour le processus d'industrialisation et de production de produits ne couvrant pas les tâches de conception. La FAO doit donc permettre le passage des outils de CAO vers les équipements de production comme les robots, les automates, les centres d'usinage mais aussi permettre de programmer et de contrôler ces équipements. Les outils et les moyens de CAO et de FAO ont naturellement évolué avec le développement des technologies informatiques des années 50 à nos jours sous l'impulsion des industries automobiles et aéronautiques [3]. Il est assez commun de parler de processus de CAO et processus de FAO dans la démarche générale de développement de produits. Les outils de CAO étant dédiés à la phase de conception du produit alors que les outils de FAO sont liés à la phase d'industrialisation et de production. Dans ce contexte les outils de FAO permettent le passage de la géométrie 3D d'un produit issu du modèle CAO à sa production.

Ces notions de processus CAO et FAO, permettent de définir la CAO et la FAO comme un ensemble de méthodologies basées sur des outils informatiques nécessaires à la gestion du cycle de vie de produits (Product Life Management : PLM). La CAO et la FAO sont ainsi considérées comme les 2 principales méthodologies d'une approche dite de fabrication ou de production intégrée par ordinateur (Computer Integrated Manufacturing : CIM ; Computer-Aided Industry). L'objectif de l'approche CIM est d'intégrer des informations de production et de contrôler l'ensemble des processus de production, les lignes de production automatisées, les usines et les réseaux informatiques par l'utilisation d'ordinateurs et d'une base de données commune. Dans cette approche, la CAO et la FAO sont souvent considérées comme un seul

outil intégré dit de « CFAO » entre les processus de conception et de production. Ainsi, les bases de données CAO intègrent de plus en plus les exigences liées à la production comme les tolérances et les entités de fabrication permettant un passage simplifié vers les outils de FAO.

DEFINITIONS, CONCEPTS ET TECHNOLOGIES ASSOCIES A LA CFAO

La CFAO est une **approche méthodologique s'appuyant sur** l'utilisation et le développement d'outils, de moyens informatiques et d'équipements numériques formant des **maillons intégrés** dans une **chaîne numérique** permettant le passage d'une **phase de conception à une phase d'industrialisation et de production**. Ces outils permettent de concevoir, analyser, simuler et optimiser le comportement des futurs produits et processus de fabrication associés.

Cette méthodologie doit permettre un **échange de données numériques** entre les maillons de la chaîne numérique, échange qualifié de **flux numérique**. Le flux numérique permet d'enrichir **des maquettes numériques du produit associé à son système de production**.

1.1.1 HISTORIQUE

Le concept de CAO est apparu dans les années 50 (Figure. 1), lors du passage l'industrie 2.0 (2^{ème} révolution industrielle par la mécanisation) à l'industrie 3.0 (3^{ème} révolution industrielle par l'automatisation). Sous l'impulsion des industries automobiles et l'avènement des technologies électroniques et informatiques, des pionniers comme P. Bézier chez Renault, P.-F. de Casteljaou chez Citroën, les premières maquettes numériques de pièces mécaniques ont vu le jour sur des logiciels de CAO comme Unisurf sortie dans les année 60 [4]. Puis dans les années 70 ces concepts ont été étendus à l'aéronautique avec notamment le développement du logiciel CATIA (Conception Assistée Tridimensionnelle Interactive Appliquée) par la société Dassault Aviation. Ces logiciels font encore de nos jours l'objet de nombreux développements et se sont naturellement étendus à d'autres industries voire des secteurs traditionnellement plus artisanaux comme le luxe, la santé et l'art. Dès les années 60, l'arrivée de la commande numérique pour piloter des machines-outils et des robots manufacturiers ont fait émerger le concept de FAO [5]. Tout comme la CAO, les logiciels de FAO et les commandes numériques font, encore aujourd'hui, l'objet de développements et d'innovations conséquentes.

Concernant le secteur biomédical, les premiers concepts de CFAO dentaire sont apparus dans les années 70 en reprenant l'idée de maquette numérique. Ainsi, les premiers équipements de numérisation 3D avec contact puis sans contact ont permis de proposer une alternative aux empreintes élastomères et modèle en plâtre des arcades dentaires par des modèles numériques. Des logiciels de modélisations numériques de prothèses conjointes ont alors vu le jour et tout naturellement des équipements de FAO ont été développés pour la mise en forme de biomatériaux prothétiques. Le concept de numérisation 3D, à travers l'image médicale 3D, s'est alors répandu dans de nombreuses applications biomédicales pour le diagnostic, la planification et la réalisation de dispositifs médicaux. De nos jours, les méthodologies CFAO font l'objet de nombreuses applications et de nombreux développements dans le secteur biomédical. Ces méthodologies s'inscrivent pleinement dans la 4^{ème} révolution industrielle où l'individualisation des produits et des services s'appuient sur les données médicales « numérisées » du patient.

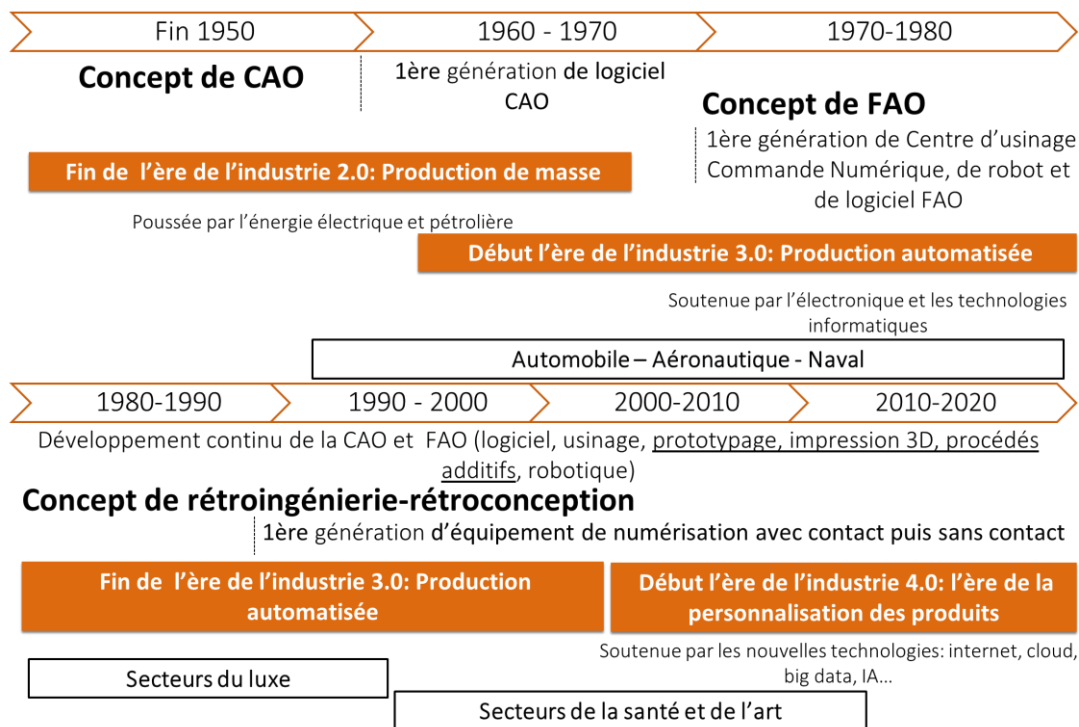


Figure. 1. Evolution de la CFAO depuis ses origines

Depuis les années 2000, la 4^{ème} révolution industrielle dite industrie 4.0 et de l'usine intelligente et connectée induisent encore de nouvelles mutations dans les méthodologies CFAO avec une intégration accrue des nouvelles technologies numériques (capteurs, automates, big data, internet des objets, cloud computing, intelligence artificielle, la fabrication additive...) dans les processus de conception et de fabrications de produit (P. Richard, [Informatique et Numérique](#), 2016). Dans ce contexte les maillons de la chaîne numérique associés aux systèmes de conception et de production s'échangent en temps réel et à distance des informations numériques. Ce flux numérique continue et instantané permet d'optimiser et d'améliorer la flexibilité pour s'adapter en temps réel à l'individualisation des produits et des services associés.

1.1.2 DOMAINES APPLICATIFS

Comme indiqué dans l'historique les secteurs aéronautiques et automobiles ont été les premiers à exploiter des méthodologies et des technologies CFAO (Figure. 2). Sous leurs impulsions de nombreux secteur de l'industrie mécanique ont exploités la CFAO pour concevoir et réaliser leurs produits.

Les secteurs du génie civil et de l'architecture ont dans un premier temps exploités ces technologies pour la modélisation numérique d'ouvrages (ponts, barrages) et de bâtiments (maison, immeuble, infrastructure portuaire, aéroportuaire ou ferroviaire) pour remplacer la planche à dessin. Tout naturellement l'arrivée des technologies additives a permis le transfert de la maquette numérique au prototypage rapide de maquette physique. Ce secteur est encore en pleine mutation avec l'impression 3D de maison individuelle jusqu'à 2 étages [6].

Les secteurs du luxe, de la bijouterie et de l'horlogerie sont de nos jours des utilisateurs de la CFAO, que ce soit pour la réalisation de bijoux ou chaussures sur mesures issus de la numérisation de données anatomiques du clients, ou encore la réalisation de peau artificiel par

impression 3D pour tester des cosmétiques [7]. Les secteurs de l'art et du patrimoine exploitent eux aussi la CFAO pour recréer des musées en réalités virtuelles ou encore permettent la réparation d'objets d'art ou de monuments à l'aide de maquette numérique ou imprimée en 3D.

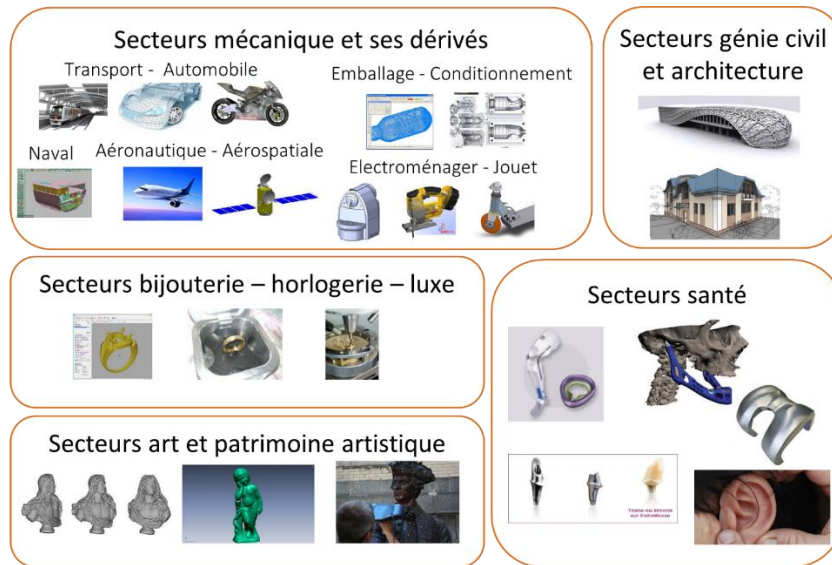


Figure. 2. Quelques secteurs applicatifs de la CFAO

La CFAO appliquée au domaine de la santé sera détaillé dans la suite de ce document.

1.1.3 TYPOLOGIE DES MAILLONS NUMERIQUES

Les maillons numériques en CFAO peuvent être classés selon 4 grandes familles : (1) Equipement de numérisation 3D, (2) équipement de fabrication numérique (3) logiciel de CAO et (4) logiciel de FAO.

De manière générique les équipements de numérisation 3D se composent d'un système d'acquisition, un système de déplacement et d'un système de traitement [8]. Le système d'acquisition est principalement composé d'un capteur et le système de déplacement d'un porteur (Figure. 3). Les capteurs peuvent être classés en deux catégories : à contact (par exemple rigide, déclenchement, scanning), sans contact (par exemple triangulation, mesure confocale, tomographie, vision, tomodensimétrie Rx). Les porteurs sont souvent aussi classables en deux catégories : délivrant des coordonnées 3D (MMT¹, bras, robot, MOCN²), ne délivrant pas de coordonnées 3D (trépieds, porteurs manuels). Le système de traitement consiste quant à lui à l'implémentation d'un ensemble d'algorithmes informatiques.

¹ MMT : Machine à Mesurer Tridimensionnelle (Coordinate Measurement Machine : CMM)

² MOCN : Machine-Outil à Commande Numérique (Numerical Controlled Machine Tool : NC-Machine-Tool)



Figure. 3. Exemples d'équipement de numérisation 3D

De manière générique les équipements de fabrication numérique se composent d'une commande numérique, d'un système de déplacement numérique et d'un système de mise en forme de la matière. La commande numérique assure le pilotage informatisé du système de déplacement numérique à partir d'un programme informatique. Le système de déplacement numérique est constitué d'axes numériques (déplacement linéaire ou rotatif) agencés selon une structure cinématique sur un bâti (constitution d'un mécanisme de déplacement). Selon le procédé de fabrication un système de mise en forme de la matière sera mis en œuvre : électrobroche équipée d'outil de coupe ou d'abrasion, faisceau laser ou d'électrons, tête d'extrusion, tête d'impression, tête ou électrodes de soudage, poinçon de découpe, outil de formage...



Figure. 4. Exemples d'équipement de fabrication numérique

Les logiciels de CAO dédiés à la modélisation numérique du produit sont quant à eux développés selon les applications visées. Les logiciels de FAO dédiés à la modélisation numérique de la fabrication du produit et la programmation des équipements de fabrication sont développés selon les équipements de production à mettre en œuvre.

1.2 INGENIERIE BIOMEDICALE NUMERIQUE

1.2.1 TRANSPOSITION DU GENIE MECANIQUE AU GENIE BIOMEDICALE

Cette section est partiellement extraite du mémoire d'HDR de L. Tapie [1].

Comme nous l'avons présenté, la CFAO s'appuie sur une « chaîne numérique » dont le passage d'un « maillon » à un autre « maillon » constitue le « flux numérique ». Les maillons numériques

impliquent l'association, le traitement et la conversion des données associées au futur produit. Les données associées, traitées et converties sont échangées entre les maillons numériques consécutifs. Ces étapes d'association, de traitements et d'échanges de données constituent le cœur du flux numérique [9].

D'un point de vue conceptuel, deux types de chaîne numérique peuvent être considérés en CFAO appliquée à l'ingénierie mécanique pour l'usinage. Le premier type est celui utilisé dans une CFAO « d'ingénierie directe » où le modèle 3D d'un produit est directement conçu dans un logiciel de CAO (Figure. 5). Au contraire, en CFAO « d'ingénierie inversée » ou « Reverse Engineering » le modèle 3D du produit est obtenu à partir d'un objet physique numérisé par un système d'acquisition. Dans cette chaîne numérique, un maillon amont à la CAO est donc ajouté. A la sortie de ce maillon un nuage de point est obtenu. Il est alors associé à ce nuage de points un modèle CAO. Quel que soit le type de chaîne numérique, la sortie du maillon CAO est un fichier informatique contenant des données géométriques organisées selon un format donné (par exemple STEP, IGES, DXF) et s'appuyant sur des modèles mathématiques (par exemples STL [10], NURBS [11]. Des normes internationales, issues de l'ISO pour le format STEP [12] ou nationales, issues du NIST pour le format IGES [13], ou encore des formats « consensus » comme le STL issu de la société 3D System [14] fixent l'organisation du fichier et les modèles mathématiques associés. Mais les sociétés éditrices de logiciels CAO peuvent aussi définir leur propre organisation, CatPart et CatProduct par exemple pour Dassault System.

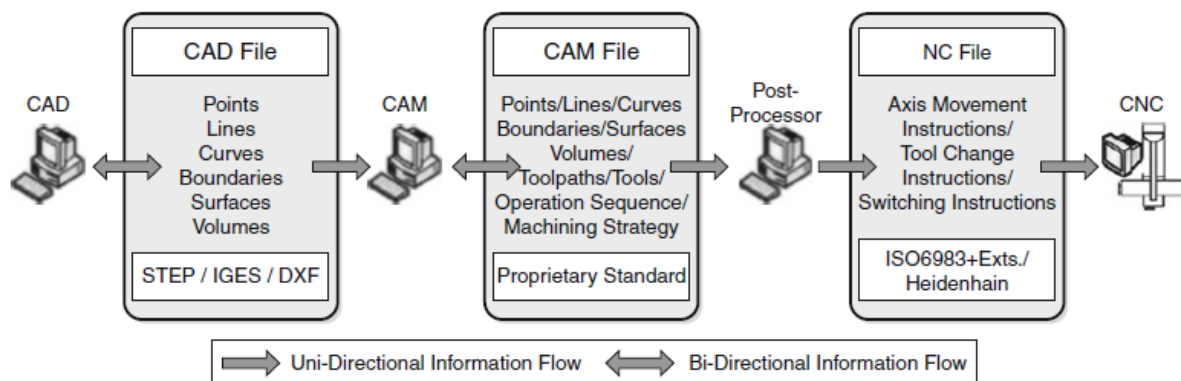


Figure. 5. Structure générique du flux numérique de CFAO « d'ingénierie directe » [15]

Le fichier CAO est ensuite transmis dans un logiciel de FAO. D'un point de vue conceptuel la FAO peut être décomposée en trois modules de traitement de données menant au programme envoyé à la commande numérique de la machine d'usinage [16]. Premièrement, le préprocesseur technologique transcrit le fichier CAO en un format adapté au processeur technologique, très souvent à l'aide d'un technicien méthodes, par ajout d'informations liées au processus de fabrication: par exemple assignation de machines et d'outillages, d'outils et de paramètres de coupe dans le cas de l'usinage [2]. Le technicien méthodes s'appuie sur la combinaison d'un système de génération de gammes de fabrication (CAPP : Computer Aided Process Planning) et d'outils d'aide à l'association d'une géométrie CAO avec des données techniques de fabrication. A la sortie du pré-processeur technologique, une CAO enrichie de données de processus de fabrication est ainsi obtenue. Le fichier issu du préprocesseur technologique est propre à l'éditeur du logiciel de FAO et de facto propriétaire. Ensuite, le processeur technologique utilise cette géométrie de fabrication afin de générer l'ensemble des

opérations et trajectoires d'usinage nécessaires à l'obtention de la géométrie fabriquée. Il peut être considéré comme la combinaison d'un système CAPP et d'un outil d'aide à la génération de trajectoires. La représentation des trajectoires d'usinage est faite sous la forme d'une géométrie filaire (combinaison de segments de droites, d'arcs et de courbes) représentant la trajectoire que devra suivre un ou des points spécifiques de l'outil. Un fichier CL (cutter location file) ou APT [17] est obtenu en sortie du processeur technologique [18]. Enfin, le post-processeur technologique traduit les fichiers obtenus par le processeur technologique en un fichier interprétable par la commande numérique associée à la machine. Dans la majorité des cas, un fichier en G-code est obtenu en sortie du post-processeur (ISO6983, 2009)

Sous l'impulsion de la CFAO dentaire, pionnière dans le secteur dès les années 70, de nombreux autres domaines biomédicaux sont aujourd'hui utilisateurs de méthodologies CFAO. Dans le contexte de l'ingénierie biomédicale numérique, les flux numériques d'ingénierie directe et d'ingénierie inversée sont exploités selon l'applications médicales visées. Par ailleurs, des applications, comme par exemple la réalisation de prothèses sur implants en dentisterie, intègrent un flux numérique flux d'ingénierie inversé suivi d'un flux d'ingénierie directe afin de concevoir un assemblage prothétique implanto-porté. La Figure. 6 illustre la mise en œuvre d'une chaîne CFAO pour la réalisation d'un implant crânien céramique par un procédé additif de stéréolithographie. L'imagerie médicale permet notamment par de mettre en œuvre un flux d'ingénierie inversée pour réaliser la modélisation numérique du crâne à reconstruire. L'implant crânien est ensuite modélisé pour permettre la mise en œuvre d'un flux numérique direct pour sa fabrication. Dans cet exemple se retrouvent les trois grandes phases de CFAO généralement exploitée en ingénierie biomédicale : la numérisation, la CAO et la FAO.

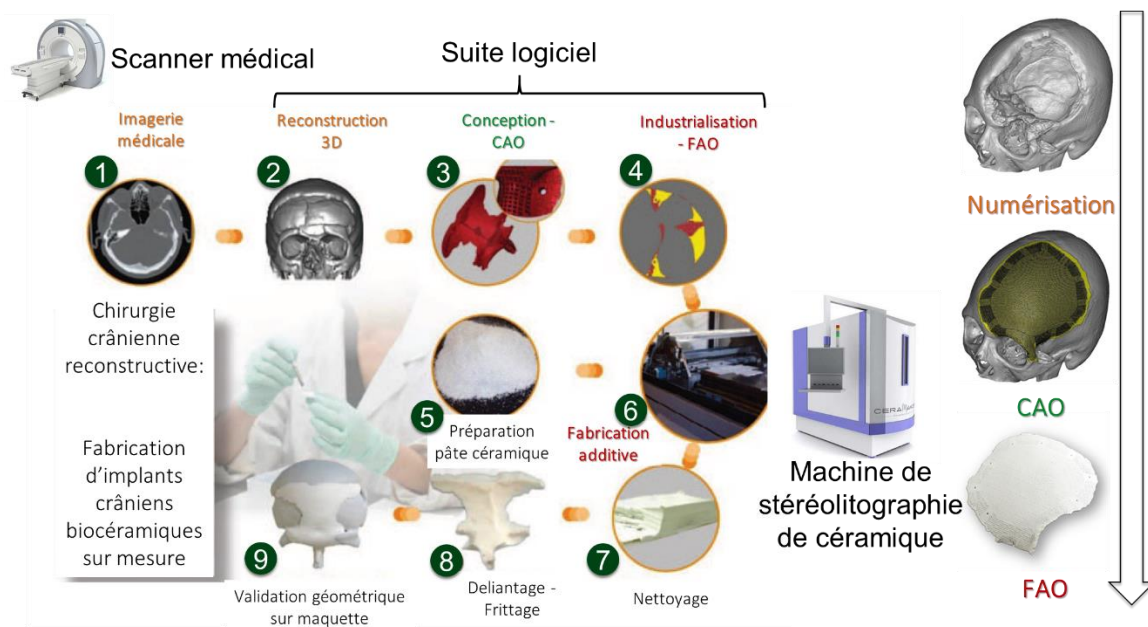


Figure. 6. Chaîne de production pour implant crânien (sources Osseomatrix et 3D Ceram)

La Figure. 7 illustre une chaîne numérique de réalisation d'une prothèse auriculaire en biomatériau polymère. Les trois grandes phases de CFAO en ingénierie biomédicale sont mises en œuvre en s'appuyant sur les quatre grandes familles de maillons numériques : (1)

Équipement de numérisation 3D (scanner médical), (2) équipement de fabrication numérique (machine additive de material jetting) (3) logiciel de CAO et (4) logiciel de FAO.

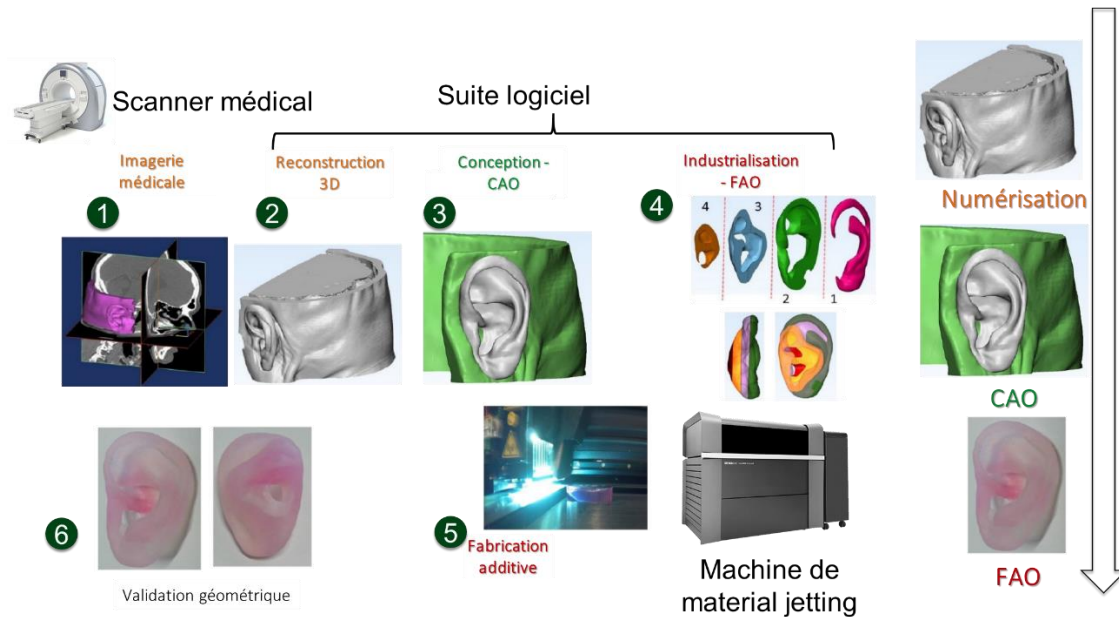


Figure. 7. Chaîne de production d'une prothèse auriculaire [20]

Que ce soit dans le cadre de la méthodologie CFAO en « ingénierie mécanique » ou en « ingénierie biomédicale », il est évident qu'une chaîne numérique composée de moyens numériques dédiés à l'application doit être constituée. Dans le cadre de l'industrie mécanique, la chaîne numérique est constituée par l'industriel lui-même. Il doit en grande partie assurer l'intégration de la CAO, de la FAO et de la CN tout en prenant en compte les contraintes liées à la mise en œuvre d'un procédé de mise en forme de la matière. Dans le cadre du secteur biomédical, le même type de problématique subsiste avec en plus la nécessité, selon les cas applicatifs, de fournir des outils CFAO à non-expert de la chaîne numérique. Ainsi, il est assez courant que, pour des applications données comme la dentisterie numérique, l'intégrateur du système de CFAO doive fournir au praticien ou au prothésiste une méthodologie CFAO avec un niveau d'intégration élevé. En d'autres termes, l'utilisateur de la méthodologie CFAO n'étant pas un technicien CFAO, l'intégrateur propose une « chaîne numérique » pré-intégrée, complète et fortement automatisée. La chaîne numérique est alors considérée comme une « quasi-boîte noire » par l'utilisateur. Cette intégration imposée par le fournisseur de CFAO se heurte à une double difficulté. La première réside dans le dialogue clinicien-intégrateur de CFAO où les différences culturelles, scientifiques, techniques et technologiques rend difficile l'intégration des maillons CFAO. Il est assez courant pour un clinicien de résumer un cahier des charges de manière subjective quant aux fonctionnalités attendues. Des formulations telles que « je veux un système CFAO qui produise un dispositif précise et de qualité » sont courantes. Face à cette difficulté, il est légitime de se demander la manière dont sont intégrées les contraintes cliniques dans les méthodologies CFAO biomédicales. La seconde difficulté réside dans la nécessité de fournir une méthodologie CFAO simple d'utilisation et, contraint ainsi les intégrateurs à fortement simplifier les processus de numérisation, de conception et de fabrication. Face à cette simplification extrême de la méthodologie CFAO, il est parfois difficile d'admettre que la

qualité des dispositifs médicaux réalisés ne soit pas affectée et ne soit pas éloignée des attentes cliniques.

DEFINITION DE LA CFAO TRANSPOSEE AU GENIE BIOMEDICAL

d'après [21]

La **CFAO en ingénierie biomédicale** est une **approche méthodologique s'appuyant sur** l'utilisation et le développement d'outils, de moyens informatiques et d'équipements formant des « maillons » intégrés dans **une chaîne numérique**, souvent **qualifiée de système CFAO**. Les données informatiques manipulées font l'objet d'un **flux numérique permettant** :

- **le diagnostic médical**
- **la planification de soins médicaux ou chirurgicaux**
- **la réalisation de dispositifs médicaux**

1.2.2 APPLICATION A LA DENTISTERIE NUMERIQUE

Cette section est partiellement extraite du chapitre « CFAO en ingénierie biomédicale - Dentisterie prothétique numérique » de l'encyclopédie les Techniques de l'Ingénieur [21].

Les fondements et concepts de base de la CFAO dentaire actuelle ont été établis en 1973 par François Duret dans le cadre de sa thèse de doctorat en chirurgie dentaire intitulée « Empreinte optique » [22]. Dans cette thèse les concepts de lecture tridimensionnelle, de conversion analogique-numérique, de modélisation informatique et de commande numérique de machines-outils préfigurent la structuration moderne de la chaîne et du flux numérique en CFAO dentaire. Cette thèse constitue le point de départ de la première phase de prototypes de CFAO dentaire entre 1975 et 1985 (Figure. 8). Sur cette période seuls la France et les USA se lancent dans le développement de la CFAO dentaire suivi rapidement par la Suisse et l'Allemagne, le Japon entrant plus tardivement. En 1983, François Duret présente aux Entretiens de Garancière un premier prototype issu de ses travaux et en 1985, dans le cadre du congrès de l'ADF (Association Dentaire Française), en collaboration avec la société Henson, en première mondiale, une couronne en céramique est réalisée en seulement 1 heure en CFAO directe dont 20 min pour la fabrication. En parallèle en 1984-1985 la première restauration partielle est réalisée à l'aide du système CFAO Cerec mark 1. A partir de 1987, la société Henson commence à lancer la production d'une chaîne de CFAO et réalise de nombreux essais cliniques. Malheureusement, par manque d'intérêt des professionnels de la santé et des autorités publiques, la société disparaît à la fin des années 90. Sur la même période, les systèmes Cerec mark1 et 2, développés par Mörmann et Brandestini en Suisse, en collaboration avec Siemens devenant Sirona par la suite, connaissent un meilleur succès. Le succès de ce système CFAO lance la 2ème phase de développement, des années 1990 à 2000, de la CFAO dentaire avec la commercialisation des systèmes Cerec mark1 et 2 puis la commercialisation d'un système concurrent, le système Procera de Nobel Biocare (anciennement Nobel Pharma). Au contraire des systèmes Henson et Cerec dédiés à la CFAO directe, le système Procera préfigure la CFAO indirecte avec un laboratoire de prothèse dentaire et un centre de production délocalisés. Ainsi, la numérisation est réalisée par un palpeur mécanique à contact sur un modèle en plâtre, l'usinage de l'intrados des prothèses est réalisé par électroérosion et l'extrados par fraisage dans un centre spécialisé à Göteborg. Le système Procera s'orientait plus vers la réalisation de prothèses implanto-portées sur des implants Brånemark.

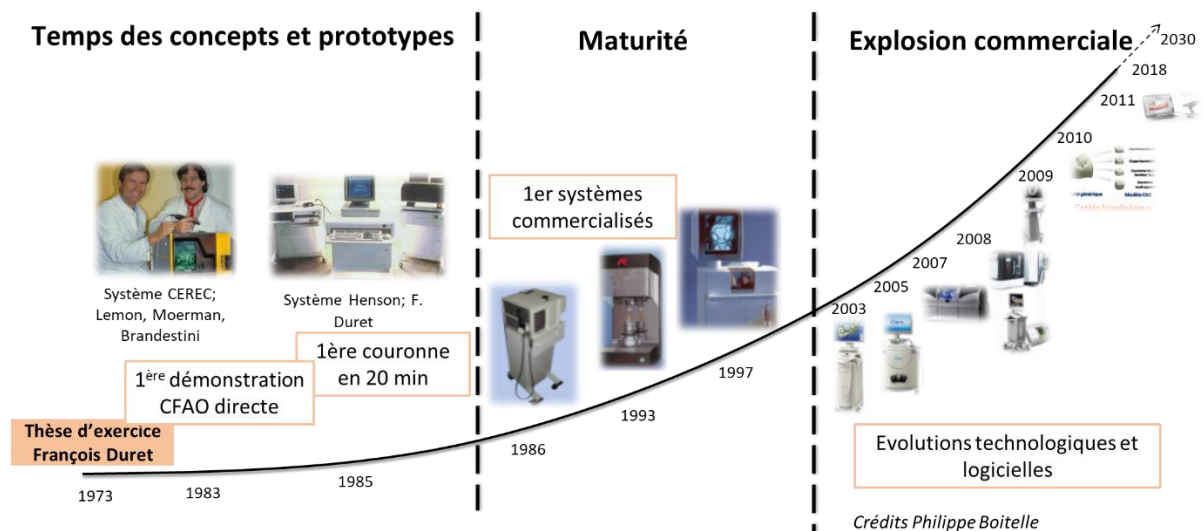


Figure. 8. Historique de la CFAO dentaire

La troisième phase de développement de la CFAO a commencé au début des années 2000 avec l'entrée sur le marché de nombreuses sociétés développant spécifiquement des caméras intra-orales pour le cabinet, des scanners extra-oraux pour le laboratoire, des logiciels de CAO dédiés à une ou plusieurs applications prothétiques, des ensembles FAO-machine d'usinage pour le cabinet, le laboratoire ou le centre de production. Cette explosion commerciale a aussi fait émerger de nombreuses sociétés d'intégration de chaînes numériques clé en main ainsi que des sociétés de services en CFAO proposant de travailler avec les cabinets et laboratoires de prothèse. D'ailleurs c'est en 2006 que les méthodologies de CFAO semi-directes ont été proposées avec la caméra intraorale implantée au cabinet et le reste de la chaîne implantée au laboratoire de prothèse dentaire. Ainsi, les évolutions du marché touchent indifféremment la CFAO directe, semi-directe et indirecte et les acteurs du cabinet dentaire, du laboratoire de prothèse dentaire et du centre de production. Les dernières évolutions technologiques des 5 dernières années dans le domaine de la CFAO pour la prothèse conjointe portent sur l'interopérabilité des maillons et l'ouverture des équipements offrant la possibilité d'intégrer une méthodologie CFAO sur-mesure.

1.2.2.1 Usages de la CFAO dentaire

Les usages de la CFAO dentaire sont multiples ainsi, il n'y pas une unique chaîne numérique de CFAO mais plusieurs chaînes numériques intégrant différents équipements et logiciels numériques selon l'application dentaire visée.

Trois types d'équipements de numérisation 3D sont exploités en CFAO dentaire (Figure. 9). Les caméras intra-orales sont basées sur des technologies de mesure optique sans contact. Le porteur est alors le chirurgien-dentiste qui assure le déplacement de la caméra pour numériser la denture du patient et les tissus mous du parodonte (gencive). Les coordonnées 3D sont alors obtenues par recalages des acquisitions réalisées dans un repère commun. Contrairement aux caméras, les scanners extra-oraux quant à eux s'appuient sur un porteur délivrant directement des coordonnées 3D (déplacement assurés par une structure cinématique multiaxes numériques) à partir de technologies de mesure optique sans contact ou de mesure optique avec contact. Ces équipements permettent la numérisation de modèles conventionnels issus d'une coulée en plâtre dans une empreinte silicone de la denture du patient ou la numérisation de

l’empreinte silicone elle-même. Des technologies d’imagerie 3D, comme les scanners Cone Beam Computerized Tomography (CBCT), basées sur la mesure par tomographie Rx sont aussi exploitées pour numériser la denture du patient et les tissus durs du parodontes (os maxillaire et mandibulaire).

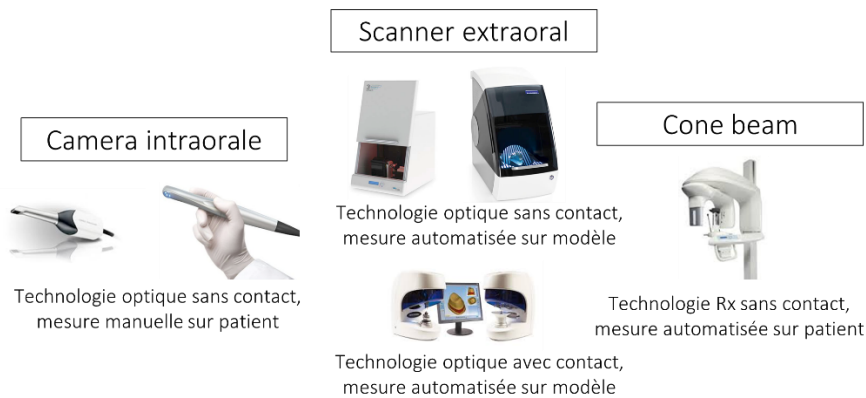


Figure. 9. Exemples d’équipements de numérisation dentaires

Les équipements de fabrication exploités en CFAO dentaire peuvent se diviser en deux classes : par enlèvement de matière et par ajout de matière. Pour les équipements de fabrication par enlèvements de matière, les machines d’usinage sont principalement destinées des implantations en cabinet ou laboratoire et les centres d’usinage, parfois associés à des cellules robotisées sont destinés au centre de production.

Les machines d’usinage de cabinet sont majoritairement dédiées à l’usinage par abrasion de matériaux composite ou de vitrocéramique à l’état finale ou pré cristallisée ou de céramique polycristalline pré frittée. Le volume de travail autorise l’usinage de pièce prothétique conjointe unitaire à plurales avec au maximum 3 éléments. Ces équipements sont parfois exploités pour usiner des matériaux polymères pour des prothèses conjointes temporaires, des maquettes (mock-up) pour la dentisterie esthétique ou des guides chirurgicaux pour la dentisterie implantaire.

Les machines d’usinage de laboratoire de prothèse couvrent les applications des machines dédiées au cabinet, mais permettent aussi d’accès à l’usinage par coupe de matériaux métalliques pour des infrastructures prothétiques ou encore les parties en polymère pour la prothèse adjointe. Le volume de travail de ces machines est plus importants offrant la possibilité de réaliser des éléments de plus grande étendue et, aussi de fabriquer plusieurs pièces simultanément.

Les centres d’usinage implanté en centre de production couvrent toutes les applications de la CFAO dentaire utilisant l’usinage par abrasion et par coupe, ainsi que toutes les familles de matériaux. Ces centres ont des solutions technologiques offrant la possibilité d’usiner des céramiques polycristallines à l’état fritté comme la zircone. Parfois associé à une cellule robotisée pour le changement de matériau et d’outils d’usinage, ces équipements de production peuvent fonctionner en continue de manière autonome et automatisée.

Machine d'usinage



Production unitaire peu soutenue, usinage par abrasion, utilisation limitée aux prothèses dentaires fixées unitaires et au max. 3 éléments, pas tous les matériaux



Production unitaire moyennement soutenue, usinage par abrasion parfois coupe, pas tous les matériaux mais ouverture au métal, utilisation limitée aux prothèses dentaires fixées unitaires et plurales

Centre d'usinage robotisé



Production soutenue, usinage par coupe et abrasion, nombreux matériaux accessibles, nombreuses applications dentaires

Figure. 10. Exemples d'équipements de fabrication par enlèvements de matière

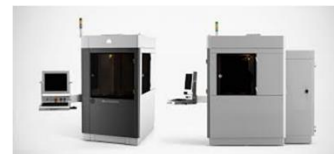
Pour les équipements de production par ajouts de matière, deux familles de procédés additifs sont majoritairement exploitées en CFAO dentaire (Figure. 11). Les technologies additives de microfusion et de frittage laser, implantées exclusivement en centre de production, offrent la possibilité de réaliser des pièces prothétiques d'infrastructures métalliques. Les technologies additives de stéréolithographie sont exploitées en laboratoire de prothèse et, parfois en cabinet, pour la réalisation de modèles d'études en polymères, de gouttières de soins (orthodontie, bruxisme) ou de guide chirurgicaux pour l'implantologie.

Microfusion ou frittage laser



Production soutenue, matériaux limités, nombreuses applications

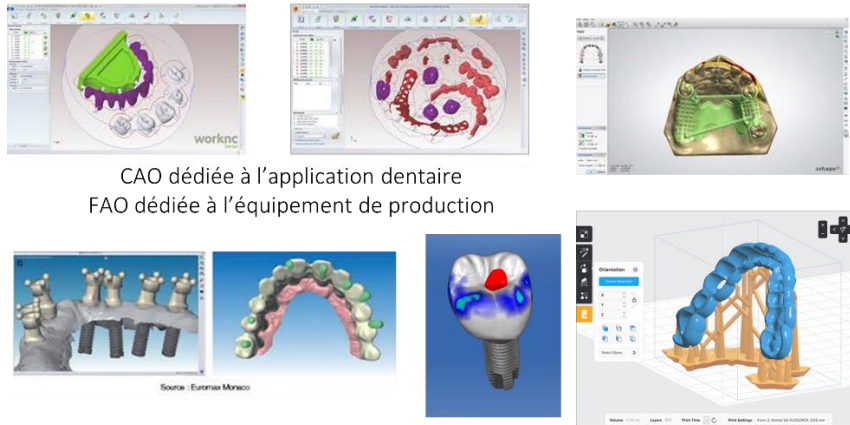
Stéréolithographie



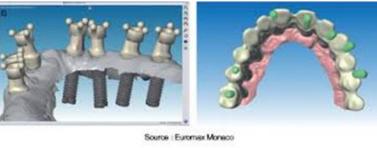
Production ponctuelle, matériaux très limités, applications limitées

Figure. 11. Exemples d'équipement de production par ajout de matière

Afin de constituer des chaînes numériques de CFAO dentaire, de nombreuses suites logicielles d'imagerie 3D, de CAO et de FAO sont développées pour répondre aux problématiques dentaires du praticien et du prothésiste (Figure. 12).



CAO dédiée à l'application dentaire
FAO dédiée à l'équipement de production



Source : Euronaix Minaxo

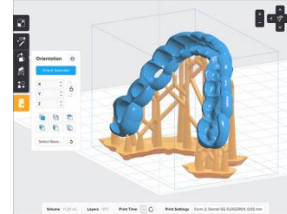
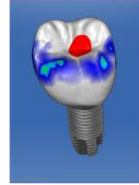


Figure. 12. Exemples de suite logiciel de CAO et FAO dentaires

La combinaison de ces différentes technologies numériques permette de développer des chaînes numériques de numérisation de situations cliniques ou de conception et réalisation de dispositifs médicaux (Figure. 13). Les chaînes de numérisation permettent ont pour usage le diagnostic médical et la planification de traitement et d'actes chirurgicaux. L'association de ce type de chaîne à une chaîne de conception/réalisation permet alors la réalisation de dispositifs médicaux individualisés.

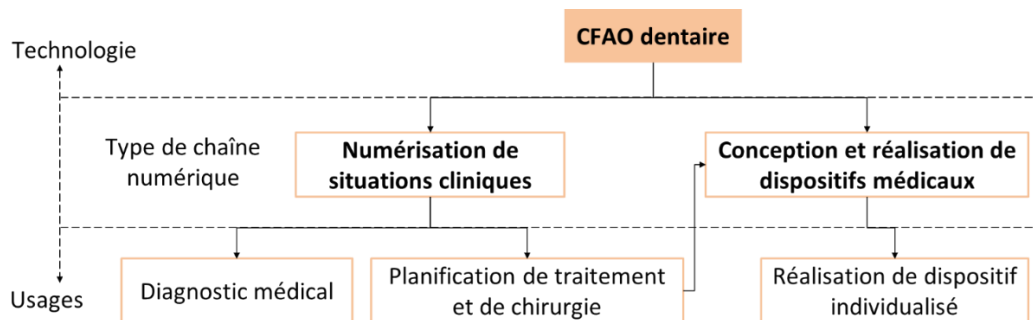


Figure. 13. Usages de la CFAO dentaire

La Figure. 14 illustre l'exploitation des mêmes équipement CFAO de numérisation et de fabrication dans le cadre d'un traitement chirurgical pour la pose d'un implant et de la prothèse sur cet implant. Dans cet exemple, deux chaînes numériques ont été exploitées pour d'une part réaliser la planification chirurgicale et le plan de traitement prothétique et d'autre part fabriquer le guide chirurgical et la prothèse prévus dans ce plan de traitement.

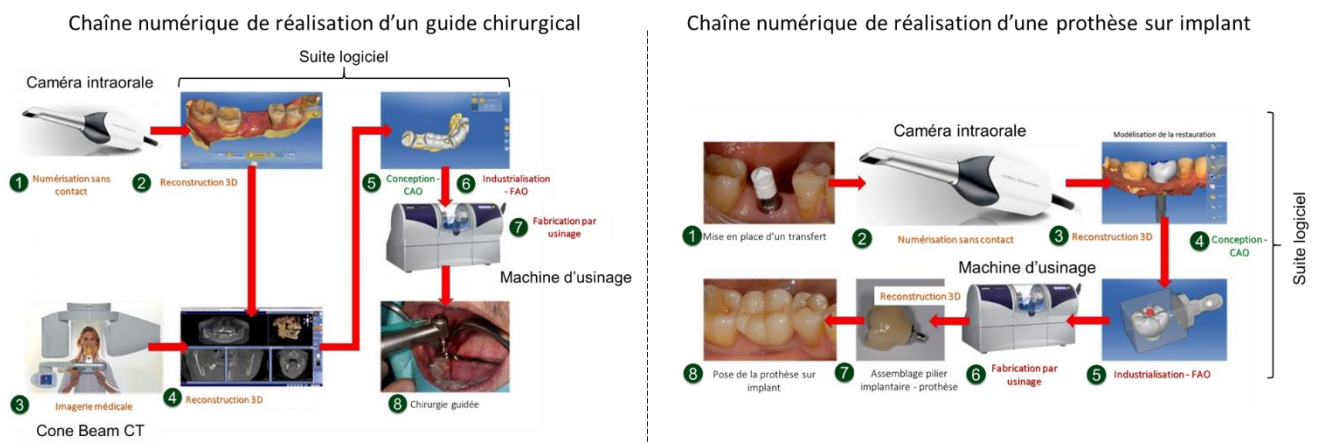


Figure. 14. Exploitation de la CFAO pour la réalisation d'une prothèse implanto-portée – sources Dentsply-Sirona

Outre la prothèse conjointe, la CFAO dentaire couvre des domaines comme la prothèse adjointe, la chirurgie maxillo-faciale et implantaire ou encore l'orthodontie (Figure. 14).

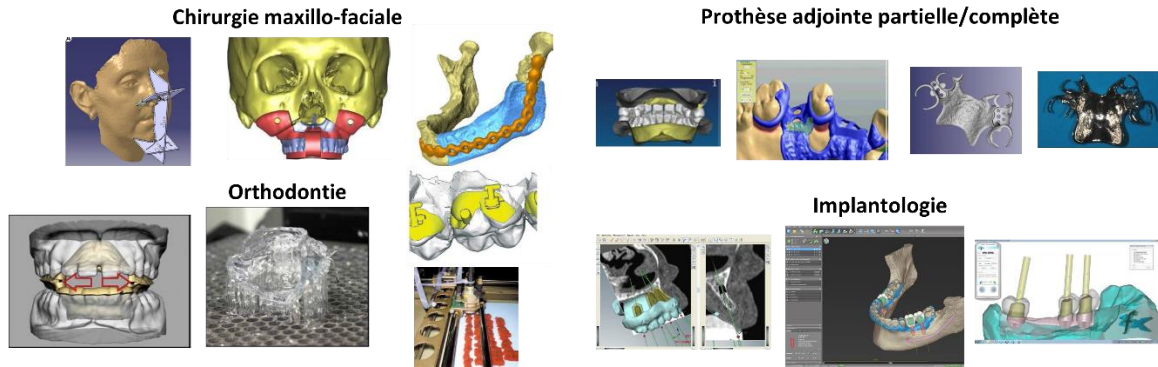


Figure. 15. Exemples de domaine applicatif de la CFAO dentaires

DEFINITION DE LA DENTISTERIE NUMERIQUE - CFAO DENTAIRE

La **CFAO dentaire** est une **application de la CFAO en génie biomédical** reposant sur une chaîne numérique pour :

- **acquérir des données cliniques dentaires et maxillo-faciale**
- **concevoir et réaliser des dispositifs médicaux dentaires individualisés**

1.2.2.2 Mise en œuvre en contexte clinique

Cette section est partiellement extraite des articles référencés ci-après [23] [24].

L'exploitation de chaîne numérique de CFAO dentaire induit trois types de mise en œuvre, soit complètement en cabinet ou en collaboration avec un laboratoire de prothèse et/ou un centre de production.

La CFAO directe

Dans le cadre d'une chaîne de production directe, dite CFAO directe, l'ensemble de la chaîne numérique est implanté dans le cabinet dentaire. La Figure. 16 illustre une chaîne de CFAO directe appliquée à la réalisation de prothèse conjointe. Dans ce contexte, le cabinet est équipé d'un premier maillon constitué d'un équipement de numérisation 3D, commercialisé sous le terme de caméra intra-orale ou dispositif d'empreinte optique. Avec cet équipement, le praticien réalise la numérisation de la denture du patient préalablement préparée pour recevoir une prothèse. A la suite de cette numérisation, le praticien dispose d'un maître modèle virtuel sur lequel il va concevoir la prothèse, dans un second maillon numérique constitué d'un logiciel de CAO. Une fois la prothèse conçue, les tâches de FAO sont réalisées automatiquement, sans autre intervention du praticien que l'éventuel choix de la taille du bloc et/ou le positionnement de la restauration au sein du bloc. Le troisième maillon FAO est ainsi directement intégré avec le logiciel CAO et l'ensemble CAO et FAO est commercialisé sous le terme de logiciel CFAO. Une fois les tâches de FAO réalisées, le programme est automatiquement transféré à un équipement de fabrication. Le praticien n'a qu'à monter le bloc de matériau adéquat et vérifier l'état de fonctionnement de la machine avant de démarrer l'usinage. Le quatrième maillon ainsi

implanté dans le cabinet est la machine-outil à commande numérique commercialisée sous les termes d'usineuse ou machine d'usinage.

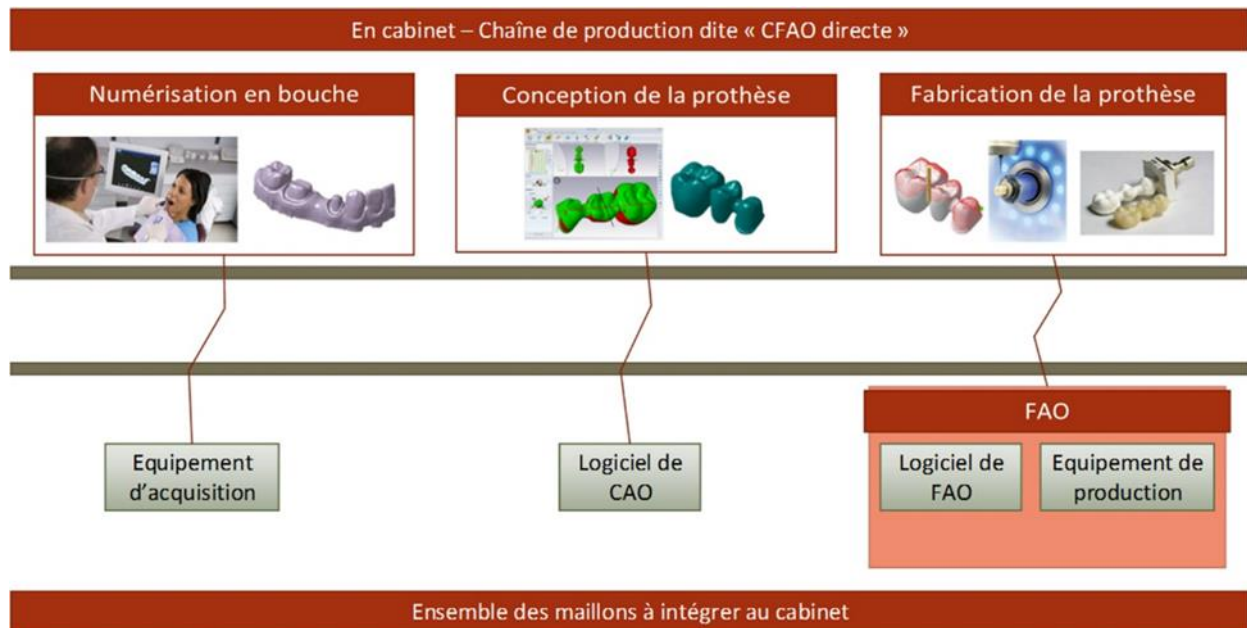


Figure. 16. Chaîne de production directe - CFAO directe : implantation des maillons au cabinet

La CFAO indirecte

Dans le cadre d'une chaîne de production indirecte, dite CFAO indirecte, l'ensemble de la chaîne numérique est implantée dans le laboratoire de prothèse (Figure. 17). Le praticien réalise une empreinte « conventionnelle » de la denture du patient préalablement préparée pour recevoir une prothèse. Cette empreinte est envoyée au laboratoire de prothèse qui peut soit en assurer directement la numérisation, soit couler l'empreinte avec un plâtre de précision et ensuite numériser le maître modèle physique ainsi obtenu. Le laboratoire est ainsi équipé d'un premier maillon constitué d'un équipement d'acquisition extra-oral, commercialisé sous les termes de scanner extra-oral ou scanner de table. A la suite de cette numérisation, le prothésiste assure les mêmes tâches de conception que le praticien en CFAO directe, le second maillon est constitué d'un logiciel de CAO. Tout comme en CFAO directe, le troisième maillon FAO est intégré avec le logiciel de CAO et les tâches de FAO sont réalisées automatiquement, sans intervention du prothésiste. Tout comme pour le praticien, une fois le programme envoyé dans le quatrième maillon constitué de la machine d'usinage, le prothésiste monte le bloc ou la galette de matériau adéquat et vérifie l'état de fonctionnement de la machine avant de démarrer l'usinage.

Le laboratoire de prothèse peut aussi faire appel à un centre de production pour assurer les tâches de FAO (3^{ème} maillon) et d'usinage (4^{ème} maillon) selon les limitations liées à sa machine d'usinage (par exemple, impossibilité d'usiner certains matériaux).

La collaboration entre le praticien et le laboratoire de prothèse reste sensiblement la même que dans le cadre de la chaîne de production traditionnelle : des empreintes ou moulages sont envoyés par le praticien au laboratoire.

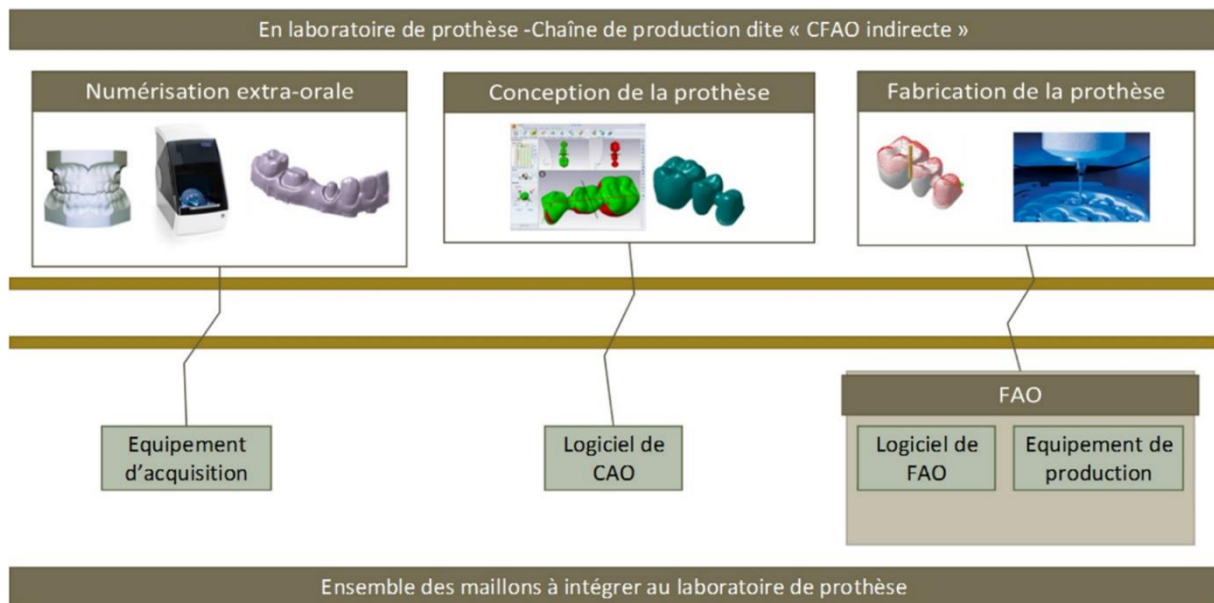


Figure. 17. Chaîne de production indirecte - CFAO indirecte : implantation des maillons au laboratoire de prothèse

La CFAO semi-directe

Dans le cadre d'une chaîne de production semi-directe, dite CFAO semi-directe, la numérisation, premier maillon de la chaîne numérique, est implantée dans le cabinet et les trois maillons suivants, CAO, FAO et machine d'usinage, sont implantés au laboratoire de prothèse (Figure. 18). Le praticien réalise la tâche de numérisation intra-orale de la denture préparée du patient. Le maître modèle virtuel obtenu est ensuite envoyé sous la forme d'un fichier informatique au prothésiste. Le prothésiste assure ensuite les tâches de conception, FAO et d'usinage de la prothèse, comme pour la CFAO indirecte.

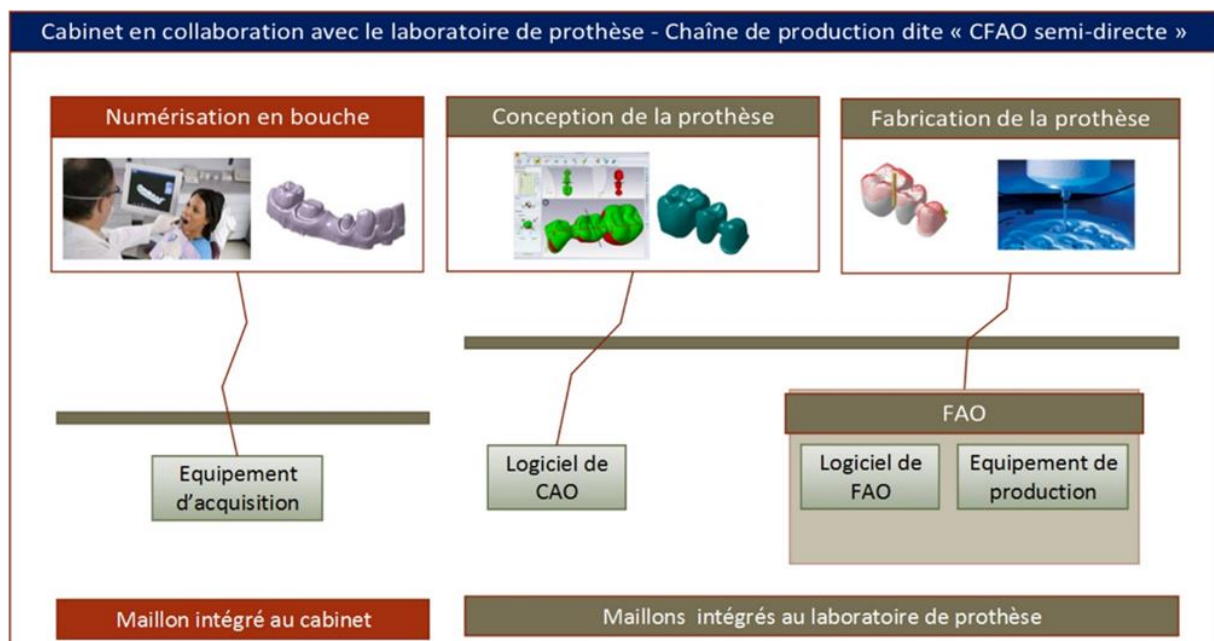


Figure. 18. Chaîne de production semi-directe - CFAO semi-directe : collaboration avec un laboratoire de prothèse, partage de l'implantation des maillons

Le laboratoire de prothèse peut également faire sous-traiter les tâches de FAO (3^{ème} maillon) et d'usinage (4^{ème} maillon). Ainsi comme l'illustre la Figure. 19, plusieurs variantes de la CFAO semi-directe sont offertes les technologies numériques selon leur implantation physique. Une nouvelle tendance dans la CFAO semi-directe pour prothèse conjointe est de faire sous-traiter la conception par un laboratoire de prothèse tout en maintenant la fabrication en cabinet. Cette possibilité permet notamment au praticien de se consacrer aux soins du patient, pendant qu'en temps masqué la conception et la fabrication sont assurées. Ce nouveau type de collaboration permet au praticien en seul rendez-vous de faire un traitement prothétique tout en assurant d'autres soins sur un même patient.

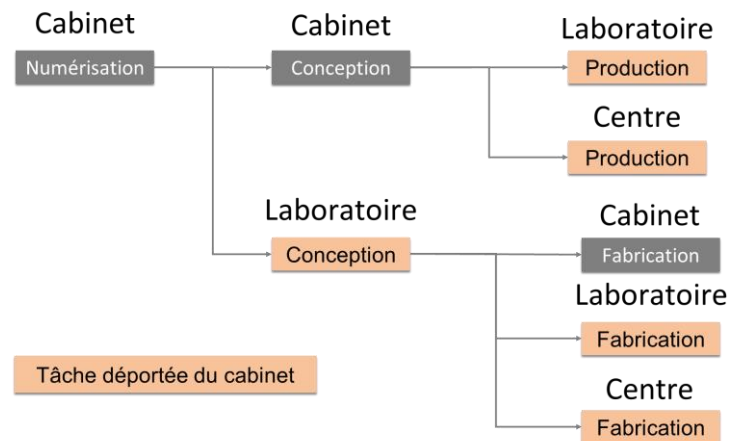


Figure. 19. Les variantes de la CFAO semi-directe

La collaboration entre le praticien et le laboratoire de prothèse consiste donc à envoyer un maître modèle virtuel par le praticien au laboratoire et en retour le laboratoire transfère en retour le programme de fabrication à la machine d'usinage implantée chez le praticien.

1.2.2.3 Réorganisation du cabinet et des méthodes de travail

CFAO directe : le tout numérique au cabinet

Dans le cadre d'une production par CFAO directe, le cabinet doit s'équiper des quatre maillons de la chaîne de CFAO, par exemple : une caméra intra-orale, un logiciel de CFAO combinant les deux maillons CAO et FAO et une machine d'usinage. Dans ce cadre de production tout au cabinet (chairside), le praticien réalise les tâches de numérisation et de conception en mettant respectivement en œuvre l'équipement de numérisation et le logiciel de CAO. Les tâches de FAO et de fabrication sont quant à elles réalisées automatiquement. Le praticien doit uniquement veiller à assurer l'approvisionnement en consommable et vérifier le bon fonctionnement de l'équipement de fabrication (par exemple pour une machine d'usinage, remplacement des fraises usées ou cassées, gestion du niveau de lubrifiant d'usinage et maintenance de l'équipement, approvisionnement en biomatériau). Un des avantages mis en avant pour ce type de production, est que la réalisation complète de la prothèse est faite au cabinet en un seul rendez-vous. En contrepartie, l'implantation de l'ensemble des maillons en cabinet engendre une réorganisation du cabinet : espace nécessaire pour l'équipement de numérisation et son ordinateur associé à proximité du fauteuil, un ordinateur supplémentaire parfois nécessaire pour accueillir les logiciels de CFAO et l'équipement de production (machine d'usinage ou machine additive de stéréolithographie) ayant un volume équivalent compris entre

l'imprimante moyenne de bureau et l'imprimante/scanner de bureau plus volumineuse. D'autre part, l'équipement de fabrication nécessite un support stable pour éviter des vibrations néfastes. Il est aussi important de prendre en considération le bruit engendré par le procédé de fabrication. L'isolement de ce bruit peut nécessiter d'aménager un espace clos ou d'implanter l'équipement de production dans un local séparé de l'espace d'accueil du patient.

CFAO indirecte : le tout numérique au laboratoire de prothèse

Dans le cadre d'une production par CFAO indirecte, le cabinet n'accueille aucun équipement ou logiciel CFAO. Pour une production tout au laboratoire de prothèse (labside), le praticien réalise le même type de tâche que dans le cadre d'une collaboration classique avec son prothésiste. L'ensemble des tâches de mise en œuvre de la chaîne numérique sont alors toutes réalisées au laboratoire. Dans ce contexte, aucune réorganisation du cabinet n'est nécessaire dans le cadre de ce type de collaboration. Malgré, le peu de changement introduit par la CFAO indirecte dans la pratique quotidienne, le praticien devra nécessairement avoir quelques informations sur les équipements numériques utilisés par son prothésiste. Par exemple, selon les technologies embarquées dans l'équipement de numérisation du laboratoire, la capacité à numériser directement une empreinte est mise en jeu. Ainsi, selon les informations fournies par le prothésiste, le praticien devra rester vigilant sur la qualité de la numérisation de l'empreinte ou la qualité de coulée et de numérisation du maître modèle.

CFAO semi-directe : partage des tâches numériques

Dans le cadre d'une production par CFAO semi-directe, la réorganisation du cabinet peut-être aussi importante que pour la CFAO directe, selon le type de collaboration numérique envisagée. Un espace proche du fauteuil doit être disponible pour accueillir une caméra intraorale et l'ordinateur de traitement des données. Commercialement, l'ensemble peut se présenter sous la forme d'une station d'accueil sur roulettes permettant d'embarquer la caméra, l'écran et l'unité centrale de l'ordinateur ou bien être intégré au fauteuil. De nouvelles solutions proposent des caméras « plug and play » pouvant directement être branchées sur un ordinateur portable suffisamment puissant pour réaliser le traitement des données. Pour un scanner CBCT ou une machine d'usinage un local dédié est nécessaire. Tout comme pour la CFAO directe aucun espace n'est nécessaire pour stocker des modèles physiques, les numérisations 3D étant enregistrées sur disque dur. Néanmoins, dans le cadre de la CFAO semi-directe il est important de connaître le logiciel de CAO utilisé par le laboratoire partenaire. En effet, l'échange de données entre le maillon numérisation et le maillon conception doit se réaliser sans altération des données numériques. Les fichiers informatiques issus du traitement des données de la caméra ou du scanner CBCT doivent pouvoir être lus et interprétés par le logiciel de CAO du laboratoire de prothèse afin de pouvoir réaliser par la suite la conception d'un dispositif médical. Dans ce cadre il semble que très souvent le choix du système de numérisation au cabinet est guidé par le système de CAO utilisé par le prothésiste et non l'inverse. Un des avantages mis en avant par les utilisateurs de la CFAO semi-directe est la disparition de l'échange de modèle physique par coursier avec le prothésiste. Ainsi, praticien et prothésiste dispose d'une plateforme informatique d'échange sécurisée, souvent sous la forme d'un « cloud ». Les échanges entre cabinet et laboratoire sont facilités par suivi automatique et quasi instantanés des envois des numérisations 3D par le cabinet et de la prise en charge de l'ordre de fabrication par le laboratoire.

Sous-traitance : limitations des moyens numériques

Des variantes aux trois chaînes de production précédentes peuvent parfois être nécessaires. La sous-traitance de certaines tâches de CFAO à un laboratoire de prothèse ou un centre de production est parfois nécessaire. En effet, les praticiens ayant optés pour une production en CFAO directe peuvent être amenés à faire sous-traiter certaines tâches non-réalisables avec les maillons de leur chaîne de CFAO. Il est ainsi possible pour un praticien de pratiquer à la fois de la CFAO directe et de la CFAO semi-directe en partenariat avec un laboratoire de prothèse. La plupart des systèmes de CFAO directe ne permettent pas la conception et la fabrication de certains dispositifs médicaux. D'autre part, la technologie utilisée dans les équipements de fabrication de cabinet ne permettent pas la mise en forme de certains matériaux. Ainsi, la nécessité d'avoir des équipements plus performants technologiquement peut mener le praticien à faire sous-traiter la conception et la fabrication en laboratoire ou centre de production. De la même manière un laboratoire de prothèse peut faire appel à un centre de production si ses équipements ne permettent pas répondre aux besoins de fabrication de certains dispositifs.

Le flux numérique : mieux connaître les limitations des moyens numériques

La mise en œuvre d'une chaîne numérique de CFAO dentaire induit un flux numérique complexe de données. Ce flux numérique est tout particulièrement lié aux traitements de données effectués au sein des maillons et aux échanges de données effectués à l'interface des maillons. Les traitements de données effectués au sein des maillons sont intimement liés aux possibilités données à l'utilisateur pour effectuer les différentes tâches de numérisation, conception, préparation à la fabrication et fabrication. Les échanges de données effectués à l'interface des maillons sont intimement liés aux possibilités données à l'utilisateur pour travailler avec différents partenaires, laboratoires et centres de production. Il est donc nécessaire pour le praticien de bien s'informer sur le flux numérique mis en jeu en pour mieux connaître les limitations et les difficultés inhérentes au déploiement d'une chaîne numérique.

1.3 ENJEU DU DIALOGUE INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES MEDICALES – SCIENCES DE L'INGENIEUR

1.3.1 FABRICATION ADDITIVE : 2^{EME} REVOLUTION EN CFAO BIOMEDICALE

Le développement des technologies de fabrication additive³ peut être considéré comme la 2^{ème} révolution en CFAO pour l'ingénierie biomédicale numérique après l'avènement de la numérisation et l'imagerie 3D. Ainsi comme l'illustre la Figure. 20**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**, l'intégration de la fabrication additive comme équipement de fabrication dans une chaîne CFAO associée à l'imagerie médicale 3D permet de répondre à la problématique de réalisation de dispositifs médicaux sur mesure, multi-matériaux et bio-inspirés. En effet, les procédés additifs introduisent, notamment dans le processus de réalisation de pièce médical, une diminution du temps passé dans le processus de développement et fabrication d'un produit

³ En ingénierie, le terme fabrication additive est formalisé pour désigner les procédés basés sur le **concept d'ajout de matière** (AM : Additive Manufacturing). Par abus de langage, ce terme est substitué par « impression 3D » (3D printing) par le grand public.

fonctionnel et donc une plus grande flexibilité à l'individualisation et la bio-inspiration. En outre, les procédés additifs réalisent simultanément des formes complexes (par exemple des architectures poreuses de formes contrôlées) et des matériaux architecturés (par exemple matériau à gradient de propriétés) difficilement voire non réalisables par les procédés classiques.

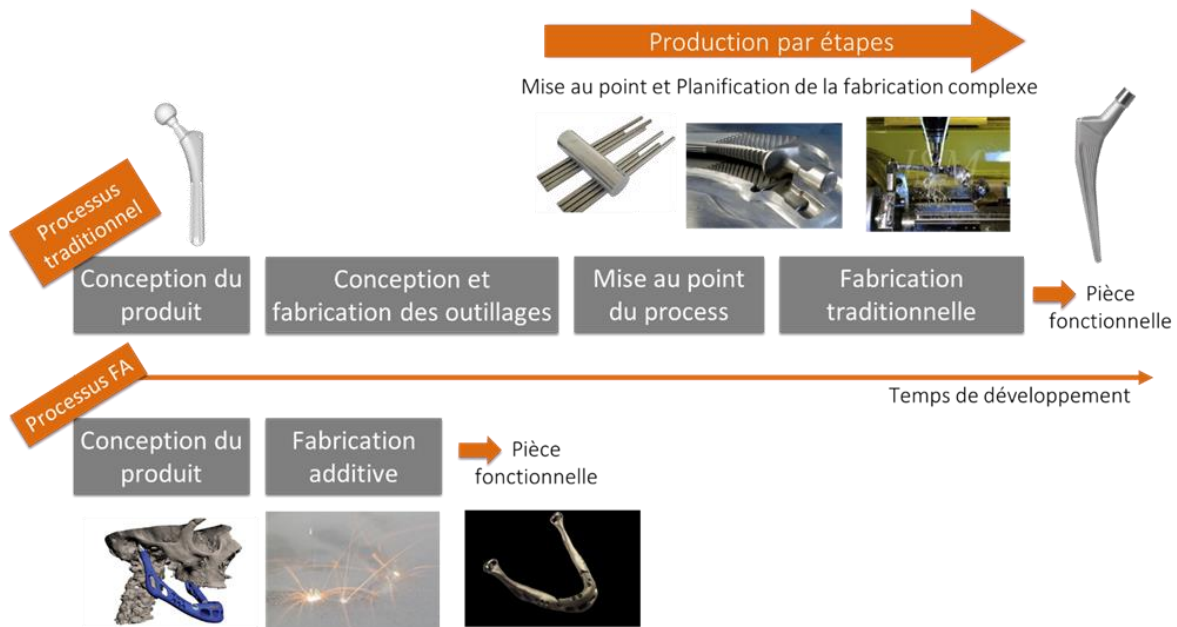


Figure. 20. Intégration de la fabrication additive dans la réalisation d'une prothèse ostéo-articulaire individualisée

Le champ des possibilités offerts par les procédés additifs pour les applications biomédicales est vaste et de nombreuses applications sont déjà opérationnelles industriellement. L'enjeu actuel du secteur biomédical, en recherche, développement et innovation, se situe dans le développement du triptyque produit – biomatériau – procédé additif avec des équipes interdisciplinaires de sciences de l'ingénieur et sciences médicales.

1.3.2 VERROUS DISCIPLINAIRES ET CULTURELS A LEVER

Le paragraphe qui suit est issu des réflexions menées au sein de l'Unité de Recherche en Biomatériaux Innovants et Interfaces – UR4462 (Université de Paris, Université Sorbonne Paris Nord) et du Centre de Simulation en Santé Paris Nord (Université de Paris).

Comme l'a défini en 2008, Pascal Sommer, Chargé de Mission « Ingénierie pour la Santé » au sein de l'institut des sciences et technologies de l'information et de l'ingénierie (INST2I devenu INSIS en 2010) dans un rapport d'activités définissait les contours de l'ingénierie pour la santé comme une [Sic] *discipline intégrant les sciences physiques, chimiques, mathématiques, informatiques et les principes de l'ingénierie pour étudier la biologie, la médecine, le comportement et la santé [...] pour faire avancer les concepts fondamentaux, créer les connaissances allant du niveau de la molécule à celui de l'organe et développer des produits innovants en biologie, matériaux, procédés, implants, appareils, informatique [...] pour la*

prévention, le diagnostic, le traitement des pathologies, la réhabilitation des patients et du handicap, l'amélioration de la santé humaine et la prévention des risques [Sic].

La problématique alors soulevée repose sur le caractère pluri-professionnel et pluridisciplinaire que revête la discipline, naissante en France, d'ingénierie biomédicale numérique branche de l'ingénierie pour la santé.

Comme l'illustre la Figure. 21, les échanges interprofessionnels entre les mondes cliniques, académiques et industriels restent trop circulaires et mettent en avant des approches culturelles et des objectifs différents.

Ce fonctionnement semble résulter d'un manque de dialogue entre les disciplines impliquées dans l'ingénierie biomédicale numérique et du peu d'approche transdisciplinaire développée dans les mondes industriels et académique pour développer de telles technologies

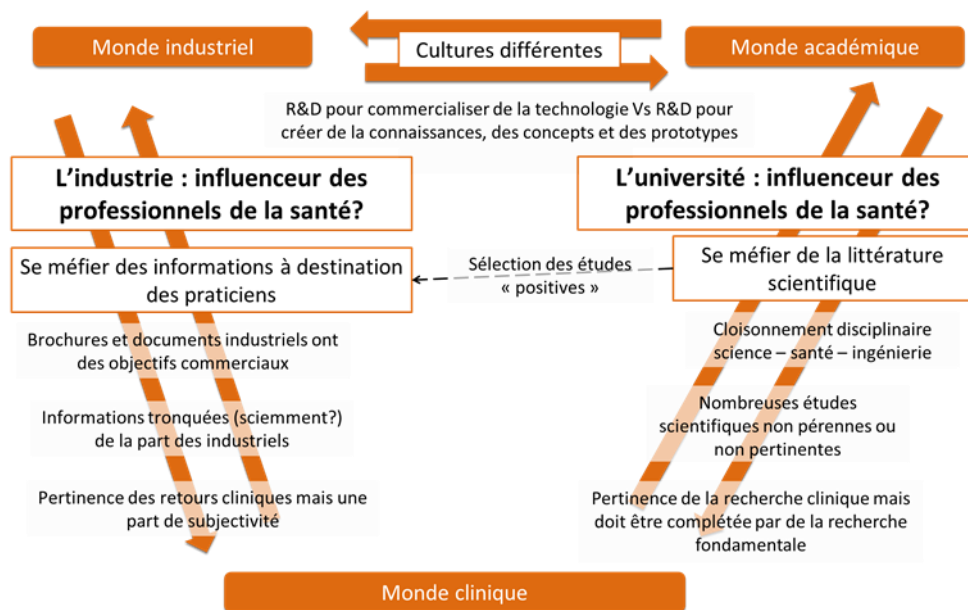


Figure. 21. Problématique de l'ingénierie biomédicale

1.3.2.1 Démarche multi, pluri ou polydisciplinaire

Dans ce type de démarche les disciplines sont adjointes. La démarche multidisciplinaire [Sic] se résume principalement à rendre intelligible aux partenaires, les concepts et le vocabulaire de sa propre discipline, permettant ainsi de bien définir les attendus de chaque discipline⁴ [Sic]. L'ingénierie biomédicale numérique doit permettre de « rendre intelligible les concepts et le vocabulaire » des sciences de l'ingénieur et sciences médicales. Les difficultés rencontrées dans ce type de démarche ne se résument pas à son aspect pédagogique de transmission de concepts et de vocabulaire mais principalement, à la compréhension mutuelle de la structuration, du fonctionnement et des attentes de chaque discipline. Voici quelques extraits assez significatifs du dialogue pluridisciplinaire mené au sein de l'URB2i :

- *Dentiste* : « La CFAO ce n'est pas précis ! »

⁴ D'après Conseil Scientifique de l'institut des sciences de l'ingénierie et des systèmes (INSIS) du CNRS, Recommandations concernant l'interdisciplinarité et son évaluation, Juillet 2018

- *Génie mécanicien* : « Qu'entends-tu par pas précis ? »
- *Dentiste* : « Je veux que le joint entre la prothèse et la dent le plus précis. »
- *Génie mécanicien* : « Ce besoin n'est pas précis ! »
- *Discutons*. Un tireur à l'arc tirant toujours au même endroit mais pas dans la cible se trouve précis. Un tireur à l'arc tirant toujours dans la cible mais de manière dispersée se trouve précis. Un tireur à l'arc tirant toujours dans le mille se trouve précis. Nous devons définir conjointement la précision du joint mais aussi affiner le vocabulaire ».

Le choix du tireur à l'arc est pour les génies mécaniciens l'exemple type permettant d'introduire les concepts de fidélité, de justesse et d'exactitude. Les dentistes ont été assez étonnés de voir que le terme précision ne faisait pas partie du vocabulaire du génie mécanique.

Outre les problématiques de vocabulaire et de connaissances à partager, les habitudes de travail d'une discipline sont aussi parfois difficiles à faire admettre à une autre. Voici une remarque d'un professionnel de santé à un ingénieur « *Mais pourquoi tu passes beaucoup de temps à ton bureau derrière ton ordinateur, la recherche c'est la paillasse !* »

Cette remarque a été assez significative de la prise de conscience de chacun dans la structuration de la démarche de recherche propre à une discipline. En sciences biologiques et de la santé, de par sa formation, le protagoniste ressent le besoin de réaliser des expérimentations, sur un grand nombre d'échantillons pour que cela soit statistiquement significatif. Les statistiques étant là pour prendre en compte la variabilité des résultats, liée au facteur biologique, sans en connaître la véritable origine, la variabilité étant toujours imputée à la grandeur évaluée sur les échantillons et rarement au protocole expérimental en lui-même. Au contraire, en sciences de l'ingénieur, la démarche repose sur le besoin de passer du temps à peaufiner rigoureusement la manipulation pour minimiser ou quantifier la variabilité inhérente au protocole, aux échantillons, à l'opérateur mais, cette fois ci, sur peu d'échantillon, la formation en sciences de l'ingénieur ne lui ayant pas inculqué la variabilité de grandeur mesurée sur des données biologiques.

Ainsi, une démarche multidisciplinaire nécessite une grande ouverture d'esprit de la part des différents protagonistes. Les étudiants et jeunes chercheurs sont beaucoup plus réceptifs à ce type de démarche que les enseignants-chercheurs ou les ingénieurs déjà bien installés dans leur communauté scientifique et leurs activités de recherche ou professionnelles.

1.3.2.2 Démarche interdisciplinaire

Dans ce type de démarche les disciplines s'imbriquent. Dans une démarche interdisciplinaire [Sic] *un des acteurs se propose, au démarrage du projet, de faire avancer par les actions communes, les savoirs, les techniques ou les théories propres à la discipline de son partenaire. A la fin du projet, les acteurs ont réussi à faire progresser leur propre discipline ainsi que celles des partenaires. Ce type d'activités génère de nouvelles questions fondamentales, instrumentales ou applicatives qu'il n'était pas possible d'imaginer avant le démarrage du projet*⁵. [Sic]

⁵ D'après Conseil Scientifique de l'institut des sciences de l'ingénierie et des systèmes (INSIS) du CNRS, Recommandations concernant l'interdisciplinarité et son évaluation, Juillet 2018

Les difficultés rencontrées dans ce type de démarche se situent principalement dans la diffusion des travaux. Les protagonistes se retrouvent en balance entre diffuser les travaux pour la communauté des sciences de la santé ou la communauté des sciences de l'ingénieur. Lors de la rédaction d'un article scientifique le choix de la discipline visée à un impact important sur la structure, le contenu et l'objectif de l'article. Ainsi, pour la communauté des sciences de la santé, l'article aura une structure IMRaD (Introduction, Méthodes, Résultats et (and) Discussion), l'objectif de l'article sera d'amender ou réfuter « l'hypothèse nulle », un volet statistique des données expérimentales est quasi-obligatoire et l'impact clinique des résultats doit être abordé. Pour la communauté des sciences de l'ingénieur la structure de l'article est beaucoup plus libre et l'impact des résultats expérimentaux est tout aussi important que la critique et le recul scientifique de la démarche expérimentale ou scientifique. L'apport de nouveau concept dans la communauté des sciences médicales doit nécessairement s'accompagner d'une campagne expérimentale/clinique importante prouvant l'intérêt du concept. Au contraire la communauté des sciences de l'ingénieur s'intéressera à expliquer, justifier, détailler et formaliser le concept pour le rendre le plus générique possible à partir d'expérimentations ou d'exemples d'application ciblées.

1.3.2.3 Démarche transdisciplinaire

Dans de ce type de démarche les disciplines se dissolvent pour faire émerger une nouvelle discipline. Dans une démarche transdisciplinaire [Sic] *l'activité de recherche est capable de générer une masse critique de problématiques qui dépassent les frontières des disciplines, considérées séparément. Chaque acteur a amené de nouveaux questionnements au sein de sa propre discipline mais qui sont le fruit de la convergence avec l'autre discipline, on parle alors de réciprocité de l'interdisciplinarité. Les succès obtenus entraînent d'autres acteurs sur la même voie. Un nouveau vocabulaire émerge, une communauté se crée, de nouvelles techniques, de nouveaux modèles ainsi que des nouveaux outils de simulation sont développés. De nouveaux lieux de recherche dédiés sont créés. L'activité est alors transdisciplinaire et pourra éventuellement donner naissance à une nouvelle discipline*⁶. [Sic].

1.3.2.4 La recherche translationnelle

Selon les disciplines, les notions et la perception de la recherche fondamentale, appliquée ou technologique restent très différentes. Ainsi, pour la communauté des sciences médicales, les activités de recherche en sciences de l'ingénieur sont considérées comme fondamentales par rapport à une activité de recherche clinique appliquée à la prévention sanitaire ou au soin du patient. Pourtant les sciences de l'ingénieur sont considérées comme appliquée et technologique par les sciences fondamentales comme la physique ou les mathématiques. En outre, les recherches cliniques semblent fondamentales pour faire avancer les sciences de la santé.

Ainsi, il semble, qu'en ingénierie biomédicale, la démarche de recherche translationnelle permet d'assurer le continuum de la recherche fondamentale, appliquée et technologique à l'application industrielle ou sociétale. L'importance sémantique accordée à l'adjectif associé au mot recherche, qu'elle soit fondamentale, appliquée, technologique ou autre, n'a que peu d'importance dans les démarche translationnelle.

⁶ D'après Conseil Scientifique de l'institut des sciences de l'ingénierie et des systèmes (INSIS) du CNRS, Recommandations concernant l'interdisciplinarité et son évaluation, Juillet 2018

Chapitre 2. CHAÎNE ET FLUX NUMÉRIQUE

MISE EN ŒUVRE EN CFAO DENTAIRE

Les sections qui suivent sont extraites de publications dans l'International Journal of Computerized Dentistry et dans Réalités Cliniques de L. Tapie [23] [25]. Les objectifs sont de présenter les définition et concepts associés à la chaîne numérique puis d'introduire les concepts de précision dans le contexte de la CFAO.

2.1 INTRODUCTION

Comme l'affirmait van Noort en 2012, l'avenir de la dentisterie est numérique [26]. Lors de la dernière décennie, la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) s'est considérablement développée pour la dentisterie. Ainsi, les techniciens dentaires sont de plus en plus concernés par cette technologie [27]. Grâce aux évolutions technologiques, des solutions de CFAO au fauteuil (chairside) pour prothèses partielles conjointes (inlays/onlays, overlays), couronnes, prothèses sur pilier implantaire, ont été développées pour le cabinet dentaire [28]. Comme vu au chapitre précédent, trois types de CFAO sont disponibles pour la restauration dentaire : (1) la CFAO directe, au fauteuil (chairside), (2) la CFAO indirecte (labside) et la CFAO semi-directe.

Dans ce contexte, plusieurs solutions CFAO sont commercialisées : caméra intra-orale ; scanner extra-oral ; logiciel CAO ; caméra intra-orale ou scanner extra-oral et son logiciel associé ; machine-outil à commande numérique (MOCN) et son logiciel associé ; caméra intra-orale, logiciel de CFAO et MOCN dans une chaîne numérique intégrée ; scanner extra-orale, logiciel de CFAO et MOCN dans une chaîne numérique intégrée. Sa « facilité » d'utilisation, son « automatisation », son « ouverture » et sa « modularité » pour les solutions dentaires est alors annoncée par les industriels. Les sociétés ont créé des systèmes de CFAO dentaire entièrement intégrés et automatisés. Ce haut niveau d'intégration et d'automatisation peut être un inconvénient dans la pratique de la dentisterie numérique. Les praticiens et techniciens dentaires doivent avoir un regard critique sur les systèmes de CFAO proposés et les termes utilisés dans les documentations commerciales des systèmes de CFAO.

Malgré l'attractivité de la technologie CFAO pour le cabinet, le chirurgien-dentiste a besoin de comprendre et d'évaluer la pertinence clinique de l'utilisation de cette technologie au regard du type de production de restauration choisie. Les chirurgiens-dentistes n'ont souvent pas les connaissances informatiques ou le temps d'être au fait des évolutions technologiques permanentes. De ce fait, les solutions de CFAO dentaire sont développées comme des « boîtes noires fermées » formant une chaîne d'équipement numérique et de logiciel pour une conception et réalisation quasi-automatisées des restaurations.

Les praticiens et techniciens devraient considérer les systèmes de CFAO comme une chaîne numérique composée de quatre maillons consécutifs traitant des données numériques échangées à travers des fichiers numériques : un équipement d'acquisition, un logiciel de CAO, un logiciel de FAO et un équipement de production.

2.2 DEFINITIONS ET CONCEPTS PELIMINAIRES

2.2.1 CHAINE NUMERIQUE DE CFAO DENTAIRE

Comme présenté au chapitre précédent, la CFAO dentaire est un sous-domaine de la science de l'ingénierie numérique, définie comme un ensemble de moyens numériques (équipements et logiciels) dédiés à la conception, l'analyse, la simulation et l'optimisation des produits et de leur évolution tout au long de leur processus industriel. Une chaîne numérique est une suite de moyens numériques dédiée aux traitements de données numérique et leurs conversions d'un produit via son processus industriel [29].

DEFINITION DE LA CHAINE NUMERIQUE DE CFAO DENTAIRE

La chaîne numérique de CFAO dentaire peut-être définie comme suit : **suite de moyens numériques (équipements et logiciels) dédiée à assister les praticiens et techniciens dentaires pour concevoir et produire :**

- des plans de soins, de traitements et de chirurgies dentaires individualisés
- des dispositifs médicaux dentaires individualisés

Chaque moyen numérique incorporé dans la chaîne peut être considérée comme un maillon.

2.2.2 OUVERTURE D'UN MAILLON NUMERIQUE

En informatique, la propriété « d'ouverture » fait référence à l'accessibilité des paramètres de traitement des données dans un maillon numérique.

DEFINITION DE L'OUVERTURE D'UN MAILLON NUMERIQUE EN CFAO DENTAIRE

L'ouverture d'un maillon numérique peut être définie le **niveau d'intervention** possible laissé à l'utilisateur (praticien ou technicien dentaire) **pour modifier ou ajuster les paramètres de traitement de données** pour la conception et la production des prothèses dentaires.

Classiquement, en CFAO dentaire, peu de paramètres des équipements ou logiciels sont accessibles par les utilisateurs de manière à ce que le processus de CFAO dentaire soit aussi automatisé que possible et facile d'utilisation. Du aux manques de connaissances en ingénierie numérique CFAO, les développeurs de CFAO dentaire, les ingénieurs et les programmeurs ont développé des solutions CFAO entièrement intégrées et automatisées.

2.2.3 FLUX NUMERIQUE

Les maillons numériques impliquent le traitement et la conversion des données associées au futur produit. Les données traitées et converties sont échangées entre les maillons numériques consécutifs. Ces étapes de traitements et d'échanges de données constituent le cœur du flux numérique [9].

DEFINITION DU FLUX NUMERIQUE EN CFAO DENTAIRE

Le **flux numérique** débute par une acquisition numérique de données issus du patient, se poursuit par le traitement numérique à travers des maillons numériques consécutifs et peut se terminer par une production.

Le **flux numérique s'exécute avec les données incorporées dans des fichiers informatiques.** En CFAO dentaire, différents types de données sont utilisés dans le flux numérique : des **données numériques, analogiques, physiques et virtuelles** [30].

D'après les sciences de l'informatique, **une donnée « numérique »** peut être définie comme suit : une donnée mesurant ou représentant une ou plusieurs propriétés physiques pouvant prendre n'importe quelle valeur selon une échelle échantillonnée ou discrète [30].

Une donnée analogique mesure ou représente une ou plusieurs propriétés physiques pouvant prendre n'importe quelle valeur selon une échelle continue.

Une donnée virtuelle est définie comme une donnée utilisée dans un environnement numérique ou informatique par opposition à un environnement physique. La Figure. 1 illustre trois types de données numériques.

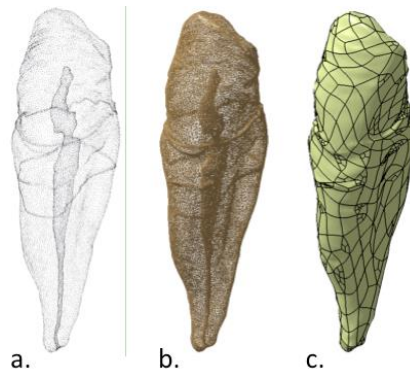


Figure. 1. Trois types de représentations de données : a. représentation par un nuage de points, b. représentation par une surface (modèle CAO type STL), c. représentation par une surface (modèle CAO Non-Uniform Rational Basis Pline [NURBS]) ; nuage de points issu de Boryor et al. [31], modèles CAO obtenus avec Catia (Dassault Systèmes).

Un **fichier informatique** contient des données numériques virtuelles regroupées sous un même nom [30]. Un fichier informatique est caractérisé par trois propriétés :

- Sa **nature** fait référence au modèle numérique associé au fichier, représenté par des fonctions mathématiques.
- Son **format** fait référence à l'organisation des données. Des normes internationales et consensus fixent les organisations spécifiques pour certains formats, mais les sociétés peuvent aussi définir leur propre organisation.
- Son **extension** est un suffixe adjoint au nom du fichier indiquant le format du fichier.
- Les trois types de modèle CAO présentés Figure. 1 peuvent être incorporés dans fichiers informatiques de CFAO dentaire.

2.2.4 INTEROPERABILITE

En relation avec l'ouverture des données, les solutions CFAO peuvent être considérées comme « facile d'utilisation ». En effet, plus une solution CFAO est compatible ou interopérable, plus les échanges de données avec d'autres équipements numériques, logiciels ou solutions CFAO est facilité. Comme l'a souligné Schreyer, l'interopérabilité est un facteur clé pour un cabinet dentaire efficient [32].

DEFINITION DE LA COMPATIBILITE EN CFAO DENTAIRE

La **compatibilité** est définie comme la **capacité de deux systèmes numériques à échanger des données sans aucune altération des données numériques**. La compatibilité est rendu possible quand deux équipements numériques peuvent être intégrés dans un même flux numérique.

Par exemple, la solution Cerec de Sirona est compatible avec d'autres solutions : [Sic] *Import de données issues d'une caméra extra-orale 3Shape vers le logiciel inLab... Export de données d'acquisition du scanner inEos Blue et de données d'impression numérique (Sirona Connect) au format 3Shape...* [Sic].

La compatibilité est donc possible lorsqu'un format de fichier informatique peut être importé ou exporté dans deux systèmes numériques différents. Deux types de formats de fichiers sont échangeables :

- Un **format de fichier informatique ouvert ou standard** fait partie du domaine public et ne présente aucune restriction d'accès ou d'utilisation.
- Un **format de fichier informatique fermé ou propriétaire** fait partie du domaine privé et possède très souvent des restrictions d'accès ou d'utilisation.

Par exemple, en CFAO dentaire, les formats de fichier de chez Sirona .cdt et .lab ou de chez 3 Shape .dcm sont des formats propriétaires, alors que le format de fichier .stl utilisé dans plusieurs solutions de CFAO dentaire est un format ouvert. Les formats propriétaires sont souvent cryptés pour assurer la protection à la lecture et à l'interprétation des données contenues dans le fichier par des systèmes non compatibles.

En conséquence, l'utilisation de fichier de formats ouverts, comme le .stl, permet un degré d'ouverture plus élevé. Ce haut niveau d'ouverture est appelé **interopérabilité** en informatique et peut être défini comme suit : *la capacité à rendre compatible n'importe quel système avec n'importe quel autre* [33].

Pour importer ou exporter un fichier au format propriétaire en fichier au format ouvert, certaines sociétés commercialisent des modules informatiques de conversions. Par exemple, Sirona, un des leaders de solutions de CFAO dentaires complètement intégrées, propose à la vente [Sic] *une interface additionnelle du logiciel inLab SW 4.0 qui donne une flexibilité supplémentaire avec l'export des données des modèles de conception du logiciel InLab en format STL ouvert* [Sic].

Parfois le terme « modularité » est utilisé lors de la commercialisation des systèmes CFAO. La **modularité** peut faire référence à la capacité d'interchanger des maillons numériques. De ce fait, une solution est modulaire si les maillons numériques sont compatibles ou interopérables et peuvent être interchangés avec un maillon numérique de nature équivalente. Par exemple, la solution CFAO Lyra Digital Intuitive Solutions (Lyra-Etk) peut être considérée comme modulaire de par la compatibilité du logiciel CAO avec la caméra 3M Espe True Definition Scanner et la caméra 3 Shape Trios.

2.3 STRUCTURE DE LA CHAÎNE NUMÉRIQUE

2.3.1 STRUCTURATION VUE DU FLUX DE TRAVAIL

La structure classique de la chaîne numérique adoptée en dentisterie et dans les packages commerciaux de CFAO dentaire pour la prothèse conjointe se divise en trois principaux maillons : la numérisation, la CAO et la FAO (Figure. 2) .

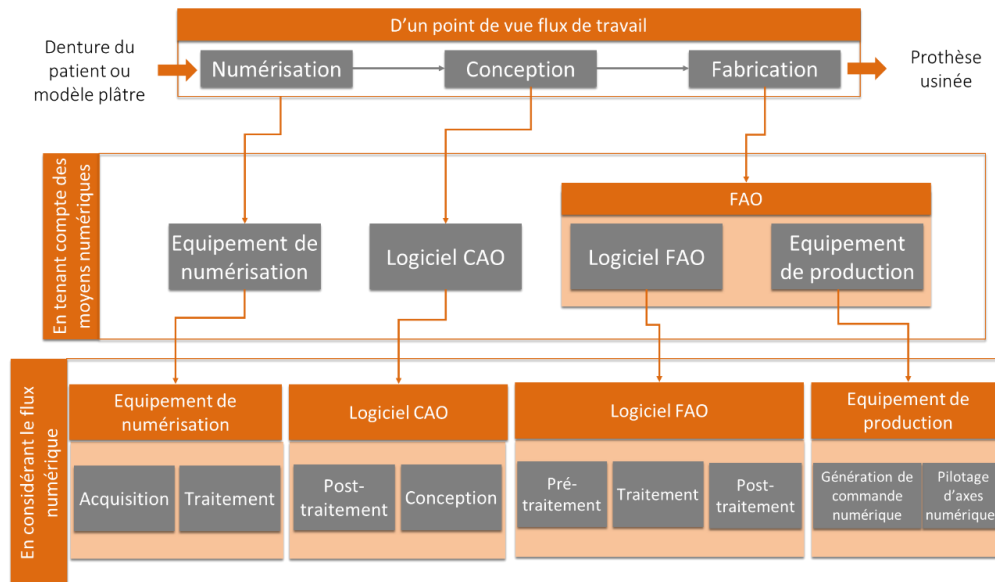


Figure. 2. Structure de la chaîne numérique en prothèse conjointe : a. selon le flux de travail ; b. selon les maillons numériques ; c. selon le flux numérique.

Un équipement d'acquisition et un logiciel de CAO peut être proposé comme solution intégrée ou séparément, alors qu'un logiciel de FAO et une machine-outil à commande numérique sont quasi exclusivement proposés comme un package intégré. Quelques exemples parmi la variété des offres commerciales disponibles des systèmes de CFAO intégrés sont présentés Tableau. 1. Pour la production par CFAO directe ou indirecte, une chaîne numérique complète et intégrée peut être proposée ; cette solution comprend un équipement de numérisation, un logiciel de CAO, un logiciel de FAO et une machine d'usinage à commande numérique. Certains de ces packages commerciaux tout intégré propose un logiciel unique de CAO, comprenant les modules informatiques de conception de restaurations (modules de CAO) et les modules informatiques de fabrication de restaurations (modules de FAO). Ce dernier type de logiciel de CFAO intégré peut entraîner une confusion pour le chirurgien-dentiste. En effet, certains chirurgiens-dentistes pensent que tous les systèmes de CFAO dentaire disposent d'un unique logiciel dit de CFAO permettant de réaliser les tâches de conception et les tâches de préparation au fraisage ne distinguant plus la nature différente de ces tâches. En ingénierie, les tâches de conception de la restauration sont considérées comme des tâches de CAO et, un logiciel de CAO est dédié uniquement à la conception, alors que les tâches de préparation à l'usinage sont considérées comme des tâches de FAO et, un logiciel de FAO est développé uniquement pour l'usinage.

Tableau. 1. Exemples de solutions commerciales de CFAO dentaire

<i>Type de maillon</i>	<i>Composant(s) du maillon</i>	<i>Société: produit</i>
Numérisation - CAO	Caméra intra-orale et logiciel CAO associé	3M Espe: True definition scanner
Numérisation	Scanner extra-oral scanner et logiciel CAO associé	3M Espe: Lava Scan ST
CAO	Scanner extra-oral	Imetric: IScan D104i
Package FAO – machine-outil à commande numérique	Logiciel CAO pour restauration prothétique	3M Espe: Lava Design 7
Package de tout intégré	Machine-outil à commande numérique et logiciel FAO associé	Planmeca: PlanMill 50
Package de tout intégré	Suite intégrée d'une caméra intra-orale, d'un logiciel de CFAO et d'une machine-outil à commande numérique	Sirona: Cerec
Package de tout intégré	Suite intégrée d'un scanner extra-oral, d'un logiciel de CFAO et d'une machine-outil à commande numérique	Kavo: Everest

2.3.2 STRUCTURATION PAR MAILLON NUMERIQUE

La Figure. 2 illustre l'approche de la CFAO par maillon numérique. Cette approche est proposée pour détailler les moyens numériques consécutifs mis en œuvre dans les solutions de CFAO pour les restaurations dentaires.

2.3.2.1 Equipement d'acquisition

Le maillon acquisition en CFAO dentaire se compose d'un équipement de numérisation associé à des algorithmes informatiques pour le traitement de données. Plusieurs solutions techniques sont proposées (caméra, scanner, machine de mesure par coordonnées tridimensionnelles) exploitant différents principes d'acquisition (avec palpeur à contact ou sans contact) pour l'acquisition des tissus intra ou extra oralement. Les équipements sans contact sont les plus disponibles. Lee et al. ont proposé une classification des équipement de numérisation sans contact [34]:

- Type point, triangulation à l'aide d'un laser point d'un capteur CCD ;
- Type ligne, stéréovision à l'aide d'un laser plan et deux capteurs CCD ;
- Type surface, triangulation à l'aide de la projection d'une lumière structurée et d'un capteur CCD.

Le niveau d'ouverture du maillon acquisition peut être considéré comme faible ou nul. Les chirurgiens-dentistes ou les techniciens dentaires ne peuvent modifier ou ajuster les paramètres incorporés dans les scanners ou caméras. Pour les scanners extra-oraux, la stratégie de numérisation et le traitement des données sont totalement automatisés. Pour les caméras extra-orales, la stratégie de numérisation est manuelle, et le traitement des données numériques est automatisé.

2.3.2.2 Logiciel de CAO

Le maillon CAO en CFAO dentaire comprend des modules d'un logiciel de CAO dédié à la création d'une restauration virtuelle sur l'empreinte numérique d'une denture préparée ou d'implant. La conception de la restauration est réalisée à partir d'une base de données de restaurations prédéfinies et de modules d'aide à la conception de la restauration (simulation des

contacts adjacents et antagonistes ; simulation de l'occlusion ; définitions des paramètres des hiatus marginal, axial, occlusal ; tracer de la limite cervicale etc.).

Du fait de l'utilisation d'algorithmes logiciel fortement automatisé, le niveau d'ouverture du maillon CAO peut être considéré comme faible en termes de traitement de données. Dans plusieurs solutions de logiciel CAO, certains paramètres de conceptions sont prédéfinis par défaut pour proposer une conception de restauration. Peu de ces paramètres de conception peuvent être modifiés et optimisés manuellement par le chirurgien-dentiste ou les techniciens. D'autre part, les bases de données de restauration associées aux logiciels de CAO sont souvent verrouillées (i.e., les types de restauration qui peuvent être conçues sont limitées pour un même logiciel).

2.3.2.3 Logiciel de FAO

Le maillon FAO en CFAO dentaire comprend des modules d'un logiciel de FAO dédiés à la création d'un processus d'usinage virtuel d'une restauration. Le processus d'usinage d'une restauration implique l'exploitation d'une base de données de processus d'usinage prédéfinis et de modules logiciels dédié à la création d'un processus d'usinage.

Les algorithmes logiciels du maillon FAO sont tous traités automatiquement. En conséquence, l'ouverture du maillon FAO est nul : les paramètres de processus d'usinage des logiciels FAO sont prédéfinis et verrouillés. De fait, les processus d'usinage sont verrouillés en CFAO dentaire.

Comme mentionné précédemment, les deux types de logiciel (CAO et FAO) peuvent être inclus dans un produit logiciel de CFAO intégré ou séparés en plusieurs logiciels interopérables.

2.3.2.4 Equipement de production

Le maillon équipement de production en CFAO dentaire est composé d'une machine-outil à commande numérique dédiée à la production de restauration. Plusieurs solutions techniques de machine d'usinage existent et peuvent être classées en trois catégories [35] [36]: (1) les machines ou usineuses de cabinet sont souvent utilisées pour l'usinage de matériau tendre avec deux outils d'abrasion ou de coupe, (2) les centres d'usinage de laboratoire rendent accessibles l'usinage de plus de matériau qu'en cabinet. Pour ce type de machine, plusieurs outils d'abrasion ou de coupe sont mis en œuvre avec des stratégies d'usinage plus évoluées qu'en cabinet, (3) les centres d'usinage pour centre de production permettent d'accéder à l'ensemble des biomatériaux dentaires (incluant la Zircone dense frittée). Ce type de machine est mécaniquement beaucoup plus rigide au niveau de sa structure, plus rapide et de broche plus puissante que les deux autres types. Ce type de machine-outil est mise œuvre avec plusieurs outils d'abrasion et de coupe et les stratégies d'usinage les plus évoluées et optimisées de la CFAO dentaire.

Les configurations d'usinage des machines-outils à commande numérique utilisées en cabinet ou laboratoire de prothèse sont verrouillées. Ainsi, le niveau d'ouverture du maillon équipement de production est nul.

D'après l'approche par maillon numérique, les solutions de CFAO dentaire pour les restaurations sont toujours composées de quatre maillons fondamentaux : un équipement d'acquisition, un logiciel de CAO, un logiciel de FAO et un équipement de production. Le

niveau d'ouverture constaté est quasi nul de par l'accès à peu de paramètres pour modification ou ajustement.

2.4 LE FLUX NUMERIQUE

Ce paragraphe présente l'approche par le flux numérique illustrée Figure. 2 pour définir les étapes de traitement et échange de données réalisées dans chaque maillon de la chaîne numérique de CFAO dentaire.

2.4.1 NUMERISATION

Les tâches de numérisation de la CFAO dentaire peuvent considérées comme une variante de l'ingénierie inverse utilisée dans l'industrie. Comme définit par Raja et al. [Sic] *le processus de duplication d'une pièce, d'un sous-ensemble, ou un produit existant sans plans, documents ou modèles informatiques est appelé ingénierie inverse. L'ingénierie inverse est aussi définie comme le processus d'obtention d'un modèle géométrique CAO obtenu à partir de points 3D acquis par scannage/numérisation de pièces/produits existants.* [Sic] [37]

La numérisation peut être divisée en deux tâches de manipulation informatique des données : l'acquisition des données et le traitement des données.

2.4.1.1 Flux d'acquisition

L'objectif de l'acquisition est de convertir un signal analogique en un signal numérique (Figure. 3). La denture et les tissus mous du patient ou leur modèle constituent les données d'entrée de l'acquisition. Ces données représentent une surface géométrique continue du monde physique. Un équipement de numérisation (scanner ou caméra) convertit ces données analogiques en données numériques par le traitement d'images [38]. Les données converties constituent un nuage de points, stockés dans un fichier informatique. Les données de sortie de l'acquisition sont donc une géométrie discrète et virtuelle représentant la denture et les tissus mous du patient par plusieurs nuages de points [39]. Le format de fichier associé est souvent propriétaire (par exemple, le format de fichier d'extension .pts du logiciel DentalSystem de 3 Shape). Néanmoins, le format de fichier est constitué d'une liste de nuage points, et chaque nuage de points est représenté par une liste de coordonnées dans l'espace de tous les points du nuage.

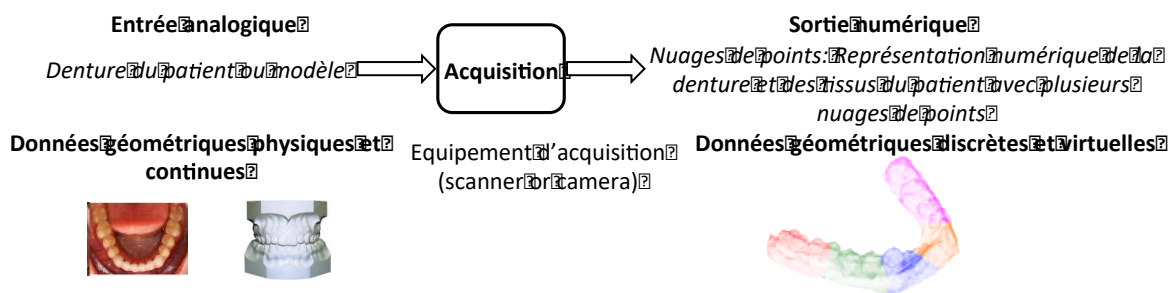


Figure. 3. Numérisation : flux acquisition

2.4.1.2 Flux de traitement

L'objectif de la phase traitement de données est de nettoyer et filtrer les données numériques obtenues après l'acquisition (Figure. 4). A ce stade, les nuages de points acquis contiennent généralement des points aberrants dus à l'environnement externe d'acquisition et une densité excessive de points dans certaines zones. Une densité excessive de points peut être due au pas

de discrétisation associé au fonctionnement de l'équipement de numérisation ou à une acquisition multiple de la même zone lors de la manipulation de l'équipement de numérisation. A ce stade, des algorithmes informatiques sont utilisés pour traiter les nuages de points. Des algorithmes de filtrage, recalage et fusion sont classiquement mis en œuvre pour obtenir une représentation numérique de la denture et des tissus mous du patient avec un nuage de points optimisés [38] [40] [41]. Après le traitement de données est obtenu un fichier informatique contenant une liste de coordonnées de points dans l'espace. Les formats de fichier associés sont propriétaires ou ouverts. Les formats ouverts sont structurés sous la forme d'une liste de 3 colonnes des coordonnées de points séparés par un caractère informatique (espace, tabulation ou point-virgule). Les extensions de fichier usuel sont .txt (encodage binaire du format de fichier texte) ou .asc (encodage ASCII du format de fichier texte). Ce sont des formats non-cryptés classiquement utilisés en ingénierie informatique.

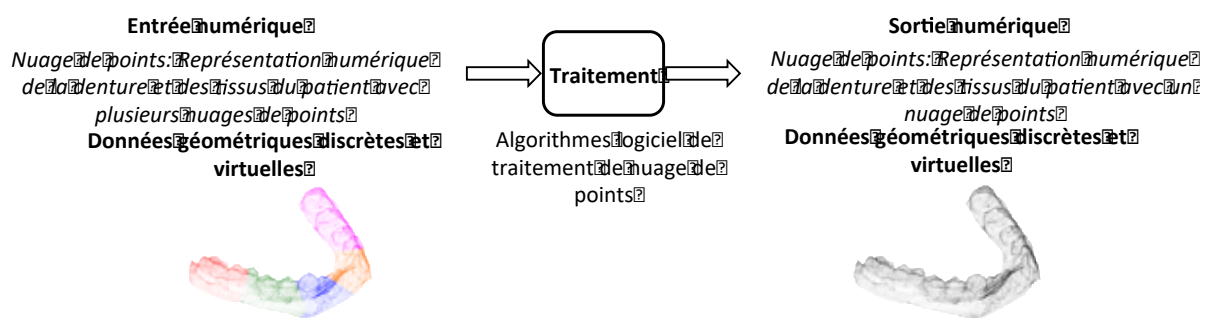


Figure. 4. Numérisation : flux de traitement de données

2.4.2 CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR

Une fois les données numérisées traités, la CAO débute avec deux tâches informatiques : le post-traitement et la conception.

2.4.2.1 Flux de post-traitement

L'objectif du post-traitement est de convertir les données géométriques et numériques issues de la numérisation en une représentation virtuelle avec des données géométriques et numériques exploitables pour la conception de la prothèse (Figure. 5). Le résultat de cette étape est un maître modèle virtuel sur lequel sera conçue la restauration.

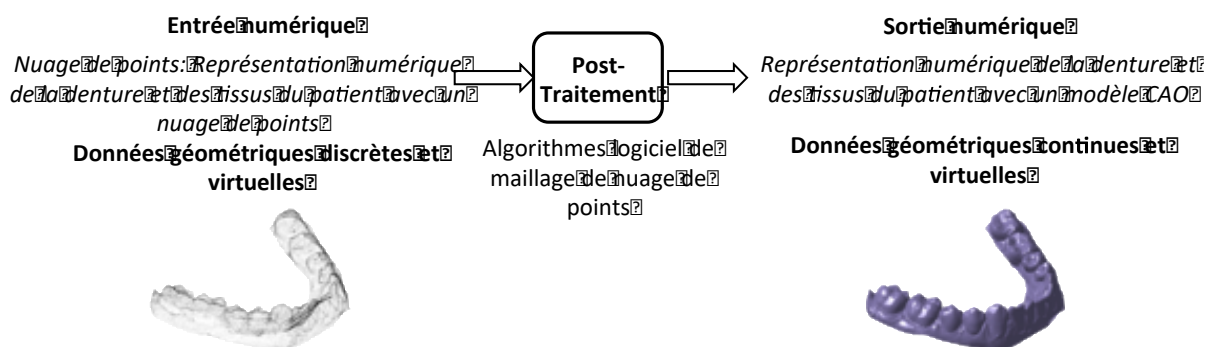


Figure. 5. CAO : flux de post-traitement

Cette conversion est réalisée par l'association d'un modèle numérique d'une géométrie continue sur le nuage de points. Le modèle géométrique le plus utilisé en CFAO dentaire est le

modèle STereoLitography, aussi appelé Standard Tessellation Language (STL). Il s'agit d'un modèle polygonal structuré par un ensemble continu de facettes planes triangulaires liées les unes avec les autres (Figure. 6.a.). Deux types de formats standards de fichier sont utilisés pour encoder les données : le format STL binaire et le format STL ASCII [42]. Pour ces deux formats, les fichiers informatiques sont organisés sous la forme d'une liste structurée de facettes. Chaque facette est représentée par ces trois sommets et sa normale. L'extension associée à ces fichiers standards est .stl. Le format du modèle STL peut être exploité dans fichiers informatiques propriétaires et cryptés. Par exemple, le format Sirona Cerec Inlab (extension .lab, .cdt ou .rst) ou le format 3 Shape DentalSystem (extension .dcm) peut être converti au format STL ouvert en achetant un module informatique spécifique. Lié à l'exploitation du modèle STL, des algorithmes de maillage de nuage de points constituent le cœur de l'étape de post-traitement [43].

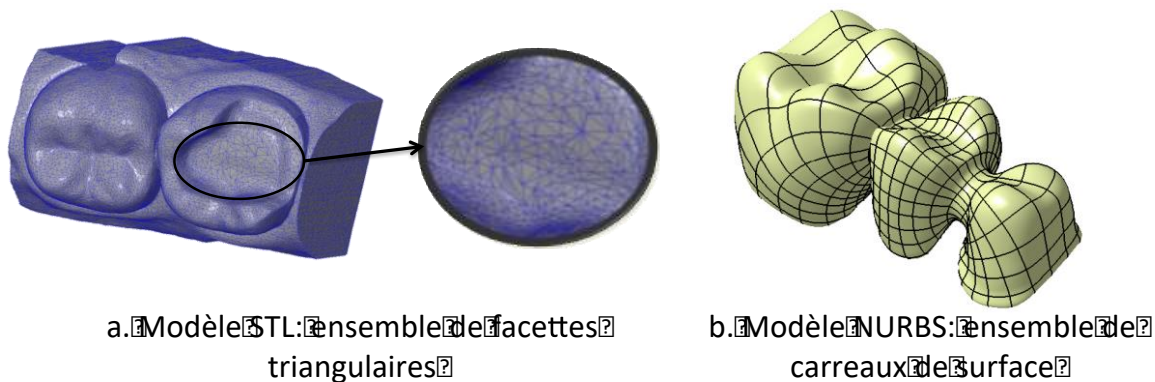


Figure. 6. CAO : représentation d'un maître modèle et d'une restauration. a. Maître modèle numérique d'une cavité d'onlay avec un modèle STL ; b. conception numérique d'un bridge avec un modèle NURBS. Données issues de 3Shape, modèles CAO obtenus avec Catia–Dassault Systèmes

2.4.2.2 Flux de conception

L'objectif de l'étape de conception est de créer le modèle CAO d'une restauration associée au maître modèle numérique obtenu après le post-traitement. (Figure. 7). Le positionnement, mise aux dimensions et déformations de modèles CAO de dents paramétrées sont utilisés pour concevoir la restauration [44]. Des algorithmes de positionnement et de déformation adaptent une géométrie continue du modèle numérique de la restauration sur le maître modèle STL du patient [45] [46]. Des procédures entièrement automatisées basés sur la connaissance de l'anatomie dentaire et des modèles CAO paramétrés, comme le modèle biogénérique, peuvent être mis en œuvre pour créer le modèle CAO des restaurations [47] [48].

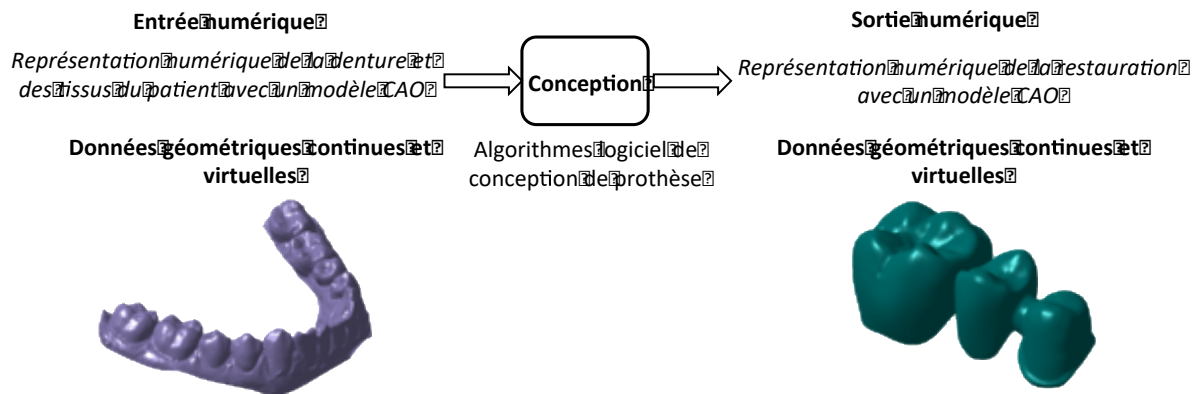


Figure. 7. CAO : Le flux de conception

Plusieurs types de modèles CAO sont exploités dans la CFAO dentaire : STL, maillage hiérarchique, B-Spline, Hermite, Non Uniform Rational B-Spline (NURBS) [49] [50] [51] [52]. Le modèle STL est le même que celui utilisé lors du post-traitement (facettes triangulaires planes). Le modèle STL peut être incorporé dans des fichiers propriétaires ou cryptés, comme présenté précédemment. Le modèle NURBS basé sur des modèles mathématiques de courbes et surfaces [53] [11]. Ce type de modèle est constitué d'un ensemble de carreau de surface dont les fonctions de base sont des polynômes pondérés. La réunion de ces carreaux de surface avec une continuité en courbure permet d'obtenir la représentation CAO complète d'une restauration (Figure. 6.b.). Grâce à sa flexibilité, le modèle NURBS est utilisé pour concevoir des formes complexes car il est facile à manipuler lors d'opérations tels que la mise à l'échelle, le positionnement et la déformation. Deux formats de fichier informatique intègrent le modèle NURBS : le format Standard for the Exchange of Product model data (STEP ; extension .stp ou .step) et le format Initial Graphics Exchange Specification (IGES ; extension .igs ou .iges) [13] [13]. Ces fichiers organisés décrivent les courbes et surfaces selon le degré des polynômes de base, une séquence de points de contrôle et une séquence de vecteur nœud. Les points de contrôle déterminent la forme de la surface. Le vecteur nœud détermine la localisation et l'influence (poids) de chaque point de contrôle sur la surface. Une fois la conception terminée, le fichier de la restauration conçue est transféré du logiciel de CAO au logiciel de FAO pour en préparer sa production.

2.4.3 FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR

Le logiciel de FAO est composé de trois tâches de traitement de données menant au programme envoyé à la commande numérique de la machine d'usinage.

2.4.3.1 Flux de pré-traitement

Le pré-traitement a pour objectif d'associer au modèle CAO de la restauration des données techniques liées à son processus d'usinage (Figure. 8).

En dentisterie numérique, suite aux tâches de conception, seules les exigences géométriques (anatomie et forme) de la restauration ont été définies. Le pré-traitement, réalisé dans le préprocesseur, permet de choisir ou définir les spécifications du bloc ou de la galette de matériau (géométrie et type de biomatériaux prothétiques) et les spécifications des outils d'usinage (géométrie, vitesse de coupe ou d'abrasion, vitesse d'avance de l'outil) [54].

L'organisation des données obtenue après le prétraitement est spécifique à chaque logiciel de FAO. Ainsi, aucun fichier informatique n'est rendu accessible après le prétraitement. Chaque logiciel de FAO possède sa propre organisation de données de prétraitement.

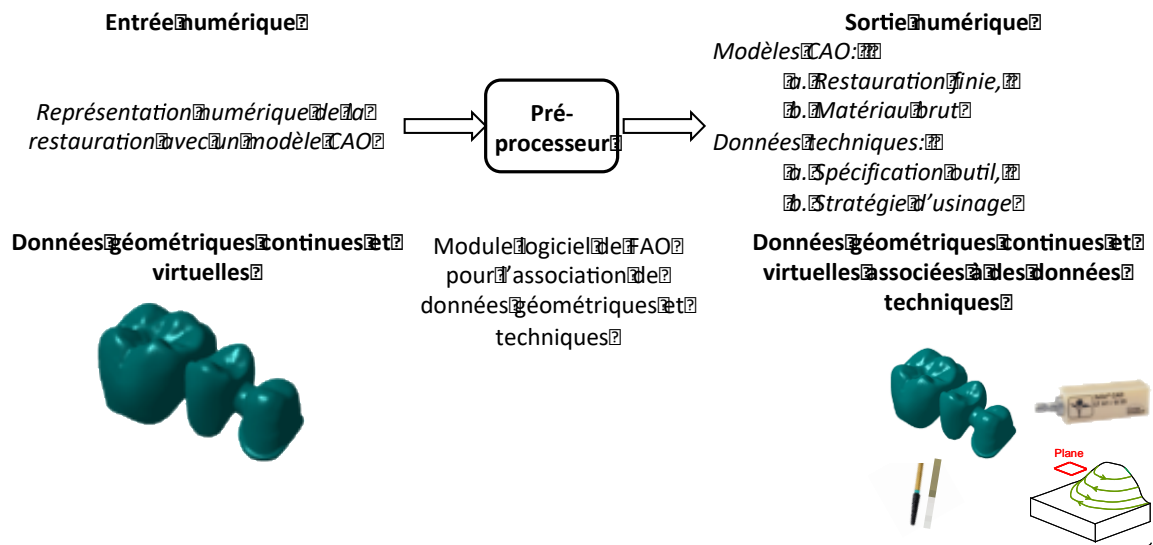


Figure. 8. FAO : flux de prétraitement

Grâce à l'association de données techniques au modèle CAO de la restauration, la géométrie de la trajectoire outil pour l'usinage peut être calculée dans le processeur géométrique.

2.4.3.2 Flux de traitement

L'étape de traitement a pour objectif de générer le processus d'usinage d'après les données de prétraitement (Figure 9). Un processus d'usinage est composé de plusieurs séquences d'usinage. Une séquence d'usinage est un groupe de trajectoires outils. Les trajectoires d'usinages sont calculées automatiquement à partir d'algorithmes de stratégie d'usinage [55]. Le modèle FAO obtenu à la fin de l'étape de traitement est une liste ordonnée de courbes 2D ou 3D. Chaque séquence de courbes est associée à un comportement cinématique de l'outil d'usinage donné par sa vitesse de coupe ou d'abrasion (vitesse de rotation de l'outil) et sa vitesse d'avance (vitesse relative de déplacement de l'outil par rapport à la pièce). Les fournisseurs de logiciel FAO ont développés plusieurs formats de fichier propriétaires de modèle FAO. Néanmoins, certains formats de fichier ne sont pas cryptés comme le format Cutter Location (CL file). Ce type de fichier peut être lu et traité dans un module informatique dédié. Par exemple, le format Automatically Programmed Tool (APT, extension .apt) est un type de CL file couramment exploité dans les logiciels de FAO [56].

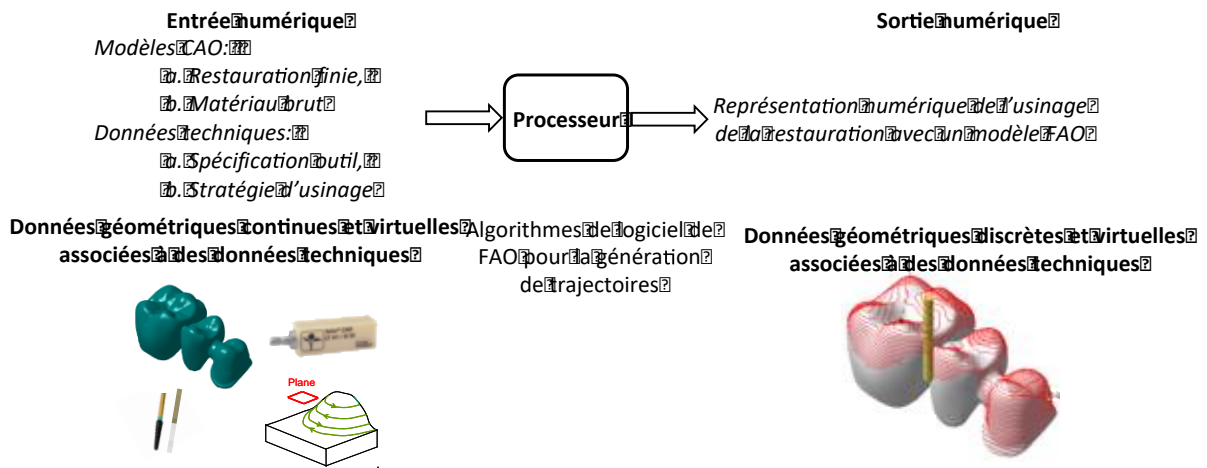


Figure. 9. FAO : flux de traitement

Les fichiers CL non cryptés comme les fichiers APT ne peuvent pas être directement interprétés par un directeur de commande numérique associé à une machine-outil et doit être convertit par un post-processeur.

2.4.3.3 Flux de post-traitement

L'objectif du post-traitement est de générer un programme interprétable par une commande numérique (Figure. 10). Comme les fichiers CL ne peuvent être interprétés par une commande numérique, un format faisant l'objet d'une norme ISO pour la programmation des commandes numériques appelés G-code a été développé [19]. Le post-traitement peut être considéré comme la conversion d'un fichier CL en fichier G-code. Un fichier G-code est constitué d'une suite d'instructions décrivant des trajectoires élémentaires de l'outil (déplacement linéaire entre plusieurs points avec une vitesse d'avance donnée) et des instructions supplémentaires (vitesse de rotation de la broche, changement d'outil, démarrage/arrêt de la lubrification). Ces instructions sont contenues dans fichier au format texte binaire ou ASCII ayant des extensions du type .txt, .ncprog, .iso ou .mpf. Ces formats de fichiers sont ouverts (fichiers non cryptés) et générés automatiquement par un convertisseur, classiquement appelé post-processeur. Ce fichier constitue le programme commande numérique. En dentisterie numérique, la génération des fichiers après traitement et post-traitement est entièrement automatisée.

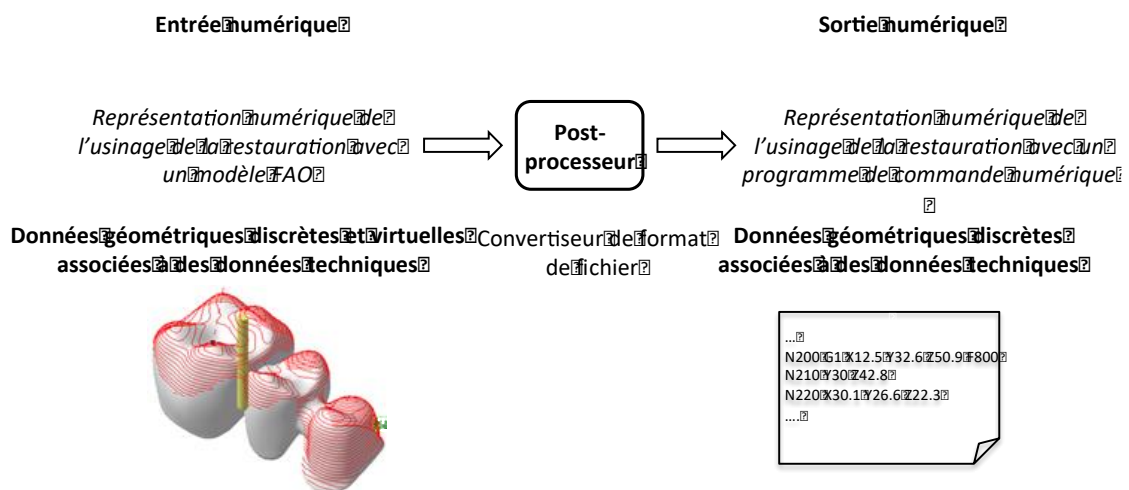


Figure. 10. FAO : flux de post-traitement

Une fois le programme de commande numérique exécuté, le fichier est transféré au directeur de commande numérique de la machine d'usinage pour mettre en œuvre le processus d'usinage de la restauration.

2.4.3.4 Flux dans le directeur de commande numérique et les axes numériques

Pour usiner une restauration, le programme de commande numérique est transmis au directeur de commande numérique (Figure. 11). Le directeur de commande numérique génère les commandes cinématiques des axes numériques de la machine : trajectoire, vitesse et accélération de chaque axe numérique en accord avec les consignes de mouvements (C) fixées par le programme. Ensuite, les lois de commandes des axes sont transmises sous la forme de signaux électriques au moteur des axes numériques, ainsi est mis en œuvre le déplacement entre l'outil et le bloc ou la galette de matériau pour l'usiner selon les trajectoires d'usinage contenues dans le programme.

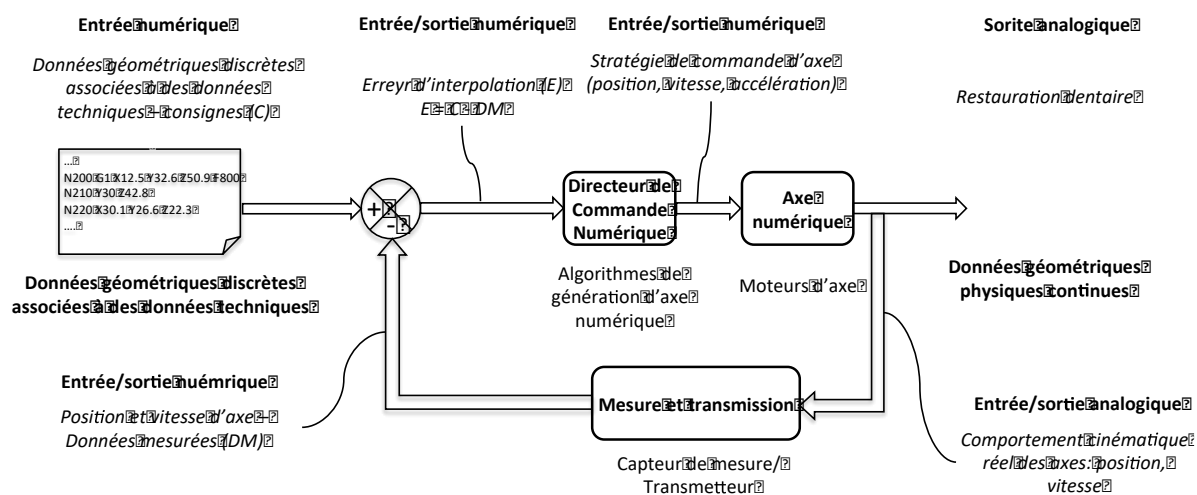


Figure. 11. CAM : numerically controlled unit (NCU) and digital axis workflows

D'après la norme internationale ISO 841, deux types d'axes numériques peuvent être exploités dans les machines-outils. Le premier type est contrôlé en boucle ouverte et défini comme suit : un axe de déplacement où une infinité de positions peut être atteinte en accord avec la résolution de positionnement. Le second type est contrôlé en boucle fermée et défini comme suit : un axe déplacement où la position et la vitesse sont asservis (principe illustré Figure. 11). Pour ce type d'axe numérique, des capteurs et codeurs mesurent la position et la vitesse de chaque axe en temps réel permettant un rétrocontrôle permanent par rapport aux consignes. Les données mesurées par les capteurs sont comparées avec les consignes définies dans le programme pour calculer l'écart entre ce qui est attendu et ce qui obtenu. Cet écart est transmis en permanence au directeur de commande numérique pour corriger en temps réel les commandes d'axe en position et vitesse.

2.4.4 DISCUSSION

Les praticiens et techniciens dentaires doivent considérer les systèmes de CFAO comme une chaîne numérique composée de quatre maillons consécutifs : un équipement d'acquisition, un logiciel de CAO, un logiciel de FAO et un équipement de production. De par le flux numérique spécifique en dentisterie numérique, le praticien peut être embrouillé dans la distinction entre les modules logiciels de CAO dédiés aux tâches de conception et les modules logiciels de FAO

dédiés aux tâches de préparation à la fabrication. Cette confusion est sûrement renforcée par le fait que les solutions logicielles en CFAO dentaire sont souvent proposées dans un package commercial de chaîne numérique intégrant l'ensemble des quatre maillons. De plus, bien que commercialement, le logiciel de FAO et l'équipement de production ne soient pas distingués, le logiciel de FAO doit être considéré indépendamment comme maillon numérique à part entière.

Les praticiens et techniciens dentaires doivent avoir un regard critique sur les termes utilisés dans les documents commerciaux. « L'ouverture » d'un système de CFAO dentaire fait souvent référence à l'exploitation de format de fichier ouvert comme le STL. L'utilisation de ce type de fichier donne des informations sur la compatibilité et l'interopérabilité entre les maillons numériques de la chaîne, un aspect très important pour l'efficacité du fonctionnement du cabinet dentaire. Plus les maillons numériques sont interopérables, le plus l'échange de données est facilité. Un haut niveau d'interopérabilité entre logiciel et équipement issus de différents systèmes de CFAO facilite les échanges entre les praticiens, les laboratoires et les centres de production.

Les fournisseurs et développeurs de CFAO dentaire considèrent généralement que les praticiens et les techniciens dentaires sont des non experts en ingénierie CFAO. Ainsi, les sociétés développent des systèmes de CFAO complètement intégrés (comprenant les quatre maillons) et automatisés. Ce haut niveau d'automatisation peut être un inconvénient majeur lors la conception d'une restauration. Dans les logiciels de CAO, peu de paramètres de conception des restaurations peuvent être modifiés et optimisés. Ces logiciels imposent souvent certains paramètres fonctionnels de la prothèse ; par exemple, le praticien ne peut jamais spécifier les rugosités attendues et les tolérances dimensionnelles dans les différentes zones de la restauration. Ceci a pour effet de donner peu d'accès aux paramètres logiciels ou des équipements, ainsi, le processus de CFAO dentaire ne peut pas toujours répondre aux attentes cliniques (par exemple, l'adaptation de la restauration) ou aux besoins du praticien.

Les algorithmes logiciels intégrés dans le maillon FAO sont totalement automatisés : les paramètres du processus d'usinage sont prédéfinis et verrouillés. L'automatisation de la stratégie d'usinage dans les logiciels de FAO peut aussi constituer un inconvénient dans la production de « bonnes » restaurations. En effet, dans l'industrie mécanique, il est bien connu que la stratégie d'usinage a un impact direct sur l'intégrité de surface de la pièce usinée (rugosité, contraintes mécaniques résiduelles et particulièrement les fissures).

Les praticiens et techniciens dentaires doivent garder à l'esprit que dans les logiciels actuels de CFAO dentaire, les bases de données de dents génériques, de type de restaurations et matériaux sont verrouillées. Les choix de biomatériaux ou de types de restauration sont ainsi limités par le choix d'une solution CFAO donnée. L'intégration d'un nouveau biomatériau ou d'un nouveau type de restauration peut parfois nécessiter un nouveau processus d'usinage (nouvelle géométrie outil, nouveau matériau outil, nouvelle stratégie d'usinage). Les développeurs de système CFAO considèrent que les connaissances des praticiens ou techniciens dentaires trop faibles en termes de processus d'usinage pour leur laisser la main pour choisir leurs propres paramètres. Par conséquent, l'intégration d'un nouveau type de restauration ou de biomatériau peut nécessiter l'achat de modules complémentaires ou de mise à jour.

Comme Schleyer, l'a souligné, l'industrie de la CFAO dentaire doit adopter des principes de développement axés sur le besoin utilisateur (praticien et technicien dentaire) et les concepteurs (utilisateurs et développeurs) doivent travailler ensemble pour améliorer l'interopérabilité de l'échange de données ; ces principes devraient être étendus aux traitements des données pour que les paramètres soient corrélés avec les recommandations cliniques et les attentes du praticien dans chaque maillons numériques.

2.4.5 CONCLUSIONS

La CFAO dentaire est une chaîne numérique de quatre maillons consécutifs – équipement d'acquisition, logiciel de CAO, logiciel de FAO et équipement de production – pour réaliser numériquement des restaurations dentaires. La CFAO dentaire implique un flux complexe de données numériques. Le flux numérique consiste à des échanges, des conversions et des traitements de données numériques. Ces données sont incorporées dans plusieurs types de modèles numériques associée à des fichiers informatiques.

L'interopérabilité entre deux maillons consécutifs de la chaîne est un facteur clé d'un flux de travail numérique approprié et peut faciliter les échanges entre les praticiens et laboratoires de prothèses. Dans la commercialisation des produits CFAO, cette propriété fondamentale d'échange de données fait référence à « l'ouverture », « la modularité » et « la flexibilité » du produit. Dans les solutions de CFAO dentaire commercialisées, l'interopérabilité est possible lorsque des formats de fichier standards ou ouverts – comme le format STL – sont exploités. Avec les formats de fichier propriétaires, l'interopérabilité est possible par l'utilisation d'une chaîne CFAO complètement intégrée ou par l'achat de module informatique de conversion de formats propriétaires en format ouvert. Par conséquent, « l'ouverture » des solutions de CFAO dentaires est un facteur pertinent à considérer dans la pratique de la dentisterie numérique. Cette propriété facilite les échanges de données entre praticien et laboratoire de prothèse, par exemple, l'échange du maître modèle virtuel ou de la CAO de la restauration dans un environnement numérique.

L'enjeu actuel dans le développement de la CFAO dentaire est de fournir un processus numérique « ouvert », « flexible », « automatisé » et « facile de mise en œuvre ». Les solutions de CFAO doivent être assez « ouverte » et « flexible » lors des traitements de données, comme la conception de restauration, pour mieux répondre aux attentes cliniques. Ces systèmes doivent être aussi « automatisés » et suffisamment « facile de mise en œuvre » durant certains traitements de données ne nécessitant pas de connaissances trop pointues en CFAO et n'augmentant pas substantiellement le temps de réalisation d'une restauration.

2.5 PRECISION DE LA CFAO DENTAIRE

2.5.1 INTRODUCTION

Comme nous l'avons détaillé dans le début de ce chapitre, la pratique de la CFAO implique le traitement et la conversion de données physiques en données numériques. Depuis des décennies, l'expansion et la dilatation des matériaux, se produisant durant la production de prothèse par voie conventionnelle, sont pris en compte dans la pratique quotidienne permettant d'assurer la longévité et la survie de l'assemblage dento-prothétique. Malgré ces preuves de réussites sur le long terme, certaines expérimentations académiques semblent démontrer que l'ajustage des prothèses produites numériquement sont meilleures que les restaurations

produites conventionnellement. Néanmoins, les variations géométriques introduites par les systèmes de CFAO à travers le flux numérique sont mal connues et peuvent affecter l'adaptation des restaurations. Les praticiens et utilisateurs de la dentisterie numérique réclament des évaluations objectives de la précision des systèmes CFAO industriels. Dans la documentation de ces systèmes, certaines valeurs de précision sont données. Cependant, ces valeurs sont difficiles à interpréter et leurs impacts dans la pratique clinique et l'adaptation des restaurations sont peu clairs. Pour remédier à ces inconvénients, des protocoles académiques et issus de norme, pour évaluer et comparer la précision des systèmes de CFAO, sont développés. L'objectif de ce paragraphe est de donner aux praticiens et professionnels de santé une meilleure compréhension de la précision des systèmes de CFAO en l'illustrant sur la chaîne numérique de CFAO dentaire.

2.5.2 DEFINITIONS ET CONCEPTS PRELIMINAIRES

En ingénierie mécanique et particulièrement dans le domaine des méthodes de mesures, l'ensemble des normes ISO 5725, Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results, sont utilisées [57]. Dans ces normes, plusieurs concepts relatifs à la précision sont définis.

CONCEPTS FONDAMENTAUX

(1) VALEUR VRAIE (FR) – TRUE VALUE (EN)

Valeur qui caractérise une grandeur parfaitement définie dans les conditions qui existent lorsque cette grandeur est considérée. Il s'agit d'une notion idéale, **la valeur vraie ne peut être connue exactement** et ceci quelle que soit la précision des moyens de métrologie utilisés. Par analogie avec un archet, qui tire des flèches au centre d'une cible, la valeur vraie peut être définie comme le centre de la cible (Figure. 12.a.).

(2) JUSTESSE (FR) – TRUENESS (EN)

Etroitesse de l'accord entre la moyenne de valeurs mesurées répétées et une valeur vraie. En considérant les résultats du test d'un archet sur la Figure. 12.b., selon lequel la valeur moyenne des tirs de flèches est proche du centre de la cible, le résultat moyen de ce test est proche de la valeur vraie, avec des résultats qualifiés de « juste ».

(3) FIDELITE (FR) – PRECISION⁷ (EN)

Etroitesse de l'accord entre des résultats indépendants de test/mesures obtenues dans des conditions spécifiées. La fidélité dépend uniquement de la distribution des erreurs aléatoires et **ne dépend pas de la valeur vraie ou d'une valeur spécifiée.** En considérant les résultats du test d'un archet sur la Figure. 12.a., les différents tirs sont regroupés mais pas centré sur la valeur vraie. Puisque les résultats du test sont proches les uns des autres, ces résultats sont qualifiés de « fidèle ».

(4) EXACTITUDE (FR) – ACCURACY (EN)

Etroitesse de l'accord entre un résultat de test ou de mesure et la valeur vraie. **L'exactitude est une combinaison de la justesse et la fidélité.** En considérant les résultats de test d'un archet Figure. 12.c., les positions des tirs sont proches les unes des autres – donc

⁷ Confusion en français avec le terme précision qui dans le vocabulaire commun est usité pour parler d'exactitude.

« fidèle » - et proche du centre de la cible – donc « juste ». Ainsi, les résultats du test sont « fidèles » et « juste » et peuvent être qualifiés d'« exact ».

NOTIONS D'ERREUR

(1) ERREUR DE JUSTESSE (FR) – TRUENESS ERROR (EN)

L'erreur de justesse est la composante systématique de l'exactitude.

L'erreur de justesse illustrée Figure. 12.a. est considérée comme une erreur systématique (i.e., un écart constant peut être constaté entre la valeur moyenne des résultats et la valeur vraie).

(2) ERREUR DE FIDÉLITÉ (FR) – PRECISION ERROR (EN)

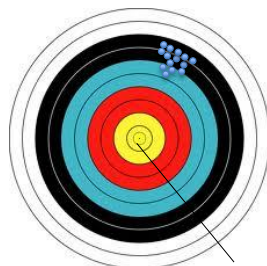
L'erreur de fidélité est la composante aléatoire de l'exactitude.

L'erreur de fidélité est illustrée Figure. 12.b. est considérée comme une erreur aléatoire (i.e., un écart aléatoire peut être constaté entre chaque valeur des résultats de mesure et la valeur vraie).

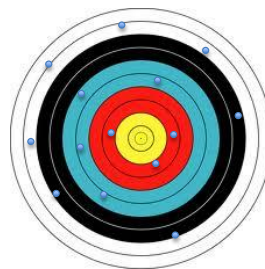
a. « Precise results »

b. « True results »

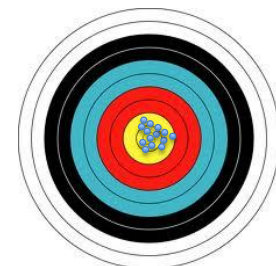
c. « Accurate » results



True value = target center



Trueness error – Systematic component of accuracy



Precision error – Random component of accuracy

Figure. 12. Concepts de précision selon la norme ISO 5725 [57]

DEFINITIONS FONDAMENTALES

(1) REPETABILITE

Fidélité de mesure selon un ensemble de conditions de répétabilité. La répétabilité peut être exprimée quantitativement en terme de caractéristiques de dispersions des résultats.

(2) CONDITIONS DE REPETABILITE

Conditions d'observation lorsque des résultats de test/mesurage sont obtenus avec la même procédure de mesure, les mêmes opérateurs, le même système de mesure, les mêmes conditions de fonctionnement et le même lieu, ainsi que des mesurages répétés sur le même objet ou des objets similaires **pendant une courte période de temps.**

(3) REPRODUCTIBILITE

Fidélité de mesure selon un ensemble de conditions de reproductibilité. La reproductibilité peut être exprimée quantitativement en terme de caractéristiques de dispersions des résultats.

(4) CONDITIONS DE REPRODUCTIBILITE

Conditions d'observation lorsque des résultats de test/mesurage sont obtenus avec des opérateurs et des systèmes de mesure différents, dans des lieux différents, ainsi que des mesurages répétés sur le même objet ou des objets similaires pendant des périodes de temps espacées.

En considérant les définitions de la répétabilité et de la reproductibilité, les caractéristiques de dispersion des résultats peuvent être évaluées en terme de justesse et fidélité pour caractériser la précision des systèmes CFAO. Tout au long du flux numérique de CFAO, plusieurs caractéristiques géométriques liées à la numérisation et, à la conception et fabrication de la peuvent être évaluées pour caractériser la précision de la chaîne de CFAO[22]. Les sources potentielles des défauts géométriques (dispersions géométriques induites par la manipulation du système CFAO et inhérentes aux technologies) et des approximations (approximations géométriques induites par le traitement de données numériques) introduites par la pratique de l'ingénierie numérique doit être identifiée *a priori*. Les dispersions géométriques, systématiques et aléatoires, et les approximations peuvent survenir lors du processus de CFAO selon la norme ISO 5725 [57].

Nous illustrons ci-après les étapes du processus CFAO dentaire où les dispersions géométriques et approximations peuvent être identifiées : lors du protocole de numérisation résultant d'une empreinte numérique de la denture et tissus dentaires, lors du traitement de l'empreinte numérique de la denture et tissus dentaires, et lors de la conception et la fabrication d'une prothèse.

2.5.3 PROTOCOLE DE NUMERISATION

Les dispersions géométriques et les approximations peuvent être identifiées lors du protocole de numérisation qui a pour résultat une empreinte numérique de la denture et tissus dentaires (Figure. 13).

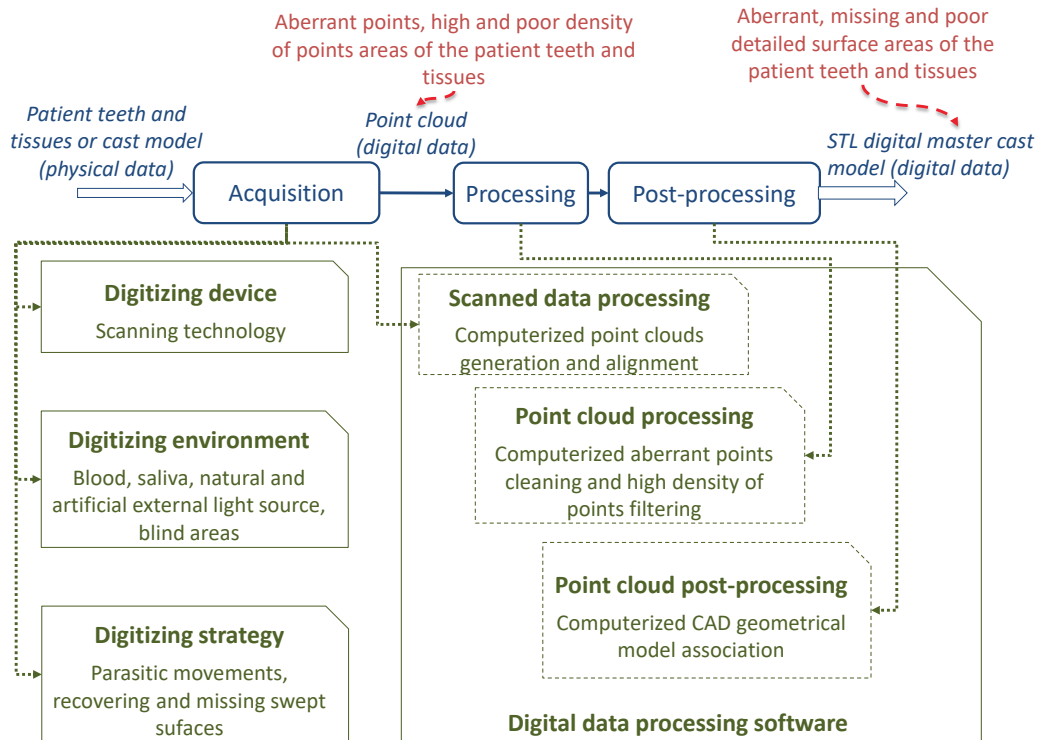


Figure. 13. Sources des dispersions géométriques et approximations lors du flux de numérisation (en bleu, le flux de données numériques ; en vert, les sources de dispersions ou approximations ; en rouge, dispersions ou approximations potentielles)

A ce stade, les sources affectant les défauts géométriques et approximations sont l'équipement, l'environnement et la stratégie de numérisation, le traitement des données numériques.

2.5.3.1 Equipement de numérisation

Un équipement de numérisation (scanner ou caméra) convertit les données géométriques physiques des dents et tissus dentaires du patient en une représentation géométrique virtuelle et numérique [22] [38]. Les données numériques obtenues après numérisation sont représentées par un nuage de points. Pour obtenir ce nuage de points, un échantillonnage doit être réalisé pendant l'étape d'acquisition, car le nuage de points obtenu ne peut représenter la totalité de la surface de la denture numérisée ou du modèle de coulée (Figure. 14). La combinaison de ce pas d'échantillonnage avec le balayage de la surface induit des zones de recouvrement avec une grande densité de point (points en vert sur la Figure. 14) ou des zones de faible recouvrement avec une faible densité de points. Une faible densité de points introduit des pertes d'information sur les données géométriques [38] [58] [59] [60].

Par exemple, une perte de détails de l'anatomie dentaire nécessaire à la conception de la restauration, particulièrement dans les zones importantes comme la limite marginale, peut introduire une mauvaise adaptation de la restauration finale sur la dent préparée.

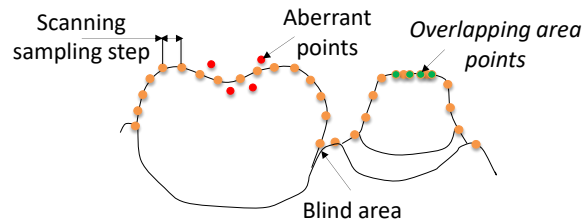


Figure. 14. Dispersions de mesure et approximations d'acquisition

2.5.3.2 Environnement de numérisation

L'environnement de numérisation, comme la salive et le sang présent dans la cavité buccale ou une source lumineuse externe (naturelle et artificielle) présente dans le cabinet du praticien, introduit des dispersions géométriques aléatoires lors de l'utilisation d'équipement de numérisation intra oral. L'ensemble des principes optiques de numérisations est basé sur des mesures d'une onde réfléchi issue d'une source lumineuse [39] [34]. L'environnement de mesure peut modifier la réflexion lumineuse. Le capteur, en plus de recevoir des faisceaux lumineux réfléchis spéculairement (réflexion direct de faisceau) sur la denture, peut recevoir une lumière diffuse [61] [62]. Ainsi, des points aberrants peuvent apparaître dans le nuage de points numérisés (points rouge Figure. 14). Pour obtenir une meilleure réflexion spéculaire, certains fournisseurs de solutions de numérisation dentaire proposent de déposer une poudre sur la denture avant acquisition [63]. Cette méthode doit permettre d'éviter les problèmes optiques lors de la numérisation, mais le dépôt manuel de cette poudre introduit nécessairement de nouvelles approximations géométriques aléatoires. L'homogénéité de l'épaisseur de poudre sur les surfaces et tissus dentaires ne peut être assurée. Cette épaisseur doit être prise en compte pour traiter le nuage de point. De plus, la présence de poudre dans la bouche du patient est perçue de manière négative par le patient.

Pour les équipements de numérisation extra orale, utilisés dans la pratique du laboratoire dentaire, l'environnement de numérisation est mieux maîtrisé, et les dispersions géométriques peuvent être considérées comme plus systématiques. Pour les solutions extra orales, l'espace de numérisation est très souvent un volume clos dans lequel les conditions environnementales externes ne peuvent interférées. Néanmoins, les empreintes silicone de denture ou les modèles de coulée en plâtre, utilisés dans ce cas, introduisent des dispersions géométriques aléatoires lors du processus de prise d'empreinte et moulage (compétences et expériences du manipulateur ; rétraction du silicone ou du plâtre) [63]. De plus, le matériau d'empreinte ou du modèle de la denture doit permettre une bonne réflexion spéculaire.

2.5.3.3 Stratégie de numérisation

La stratégie de numérisation fait référence au protocole de balayage des surfaces à numériser lors l'utilisation d'un scanner ou d'une caméra. Les stratégies utilisées avec les scanners extra oraux introduisent des dispersions systématiques, alors que celle utilisées avec les caméras intra orales introduisent des dispersions aléatoires. Avec des équipements extra oraux, la stratégie de numérisation est systématiquement la même de par l'automatisation du balayage des surfaces. Avec des équipements intra oraux, la stratégie de numérisation dépend de l'expertise du manipulateur ; malgré les recommandations industrielles pour balayer les surfaces et tissus dentaires, l'accessibilité difficile de certaines surfaces dans la bouche induit des stratégies de

numérisations manuelles complexes [63]. Par exemple, les zones cachées, comme celles proches de la gencive, ne peuvent être correctement numérisées (Figure. 14).

2.5.3.4 Traitement des données numériques

Des dispersions géométriques et approximations peuvent être aussi identifiées lors du traitement de l’empreinte numérique de la denture.

Le traitement de données numériques fait référence au traitement des données acquises optiquement pour obtenir un nuage de points, au traitement de ce nuage de points et à son post-traitement pour obtenir un maître modèle numérique. Comme exposé précédemment, des zones denses en nombre de points ou des points aberrants peuvent apparaître lors de l’acquisition de la denture. Par conséquent, des algorithmes informatiques sont développés pour éliminer les points aberrants et optimiser la densité du nuage de points. De plus, des algorithmes de post-traitement sont développés pour mailler le nuage de points traités par un modèle au format stéréolithographie (STL) permettant d’obtenir l’empreinte numérique de la denture. Des dispersions géométriques ou approximations peuvent être observées sur l’empreinte STL. Ces dispersions et approximations peuvent être attribuées à la fiabilité des algorithmes de traitement et post-traitement.

La fiabilité d’un algorithme peut être évaluée par sa capacité à filtrer les points aberrants et zones denses et à aligner différents nuages de points. Il peut résulter, d’un mauvais alignement et d’un mauvais filtrage de nuages de points, une empreinte numérique STL non exploitable après post-traitement (Figure. 15.a. & b). Un filtrage peu performant des zones de haute densité en points peut augmenter le temps de traitement des données pour l’obtention d’une même empreinte numérique exploitable (Figure. 15.c.) [64].

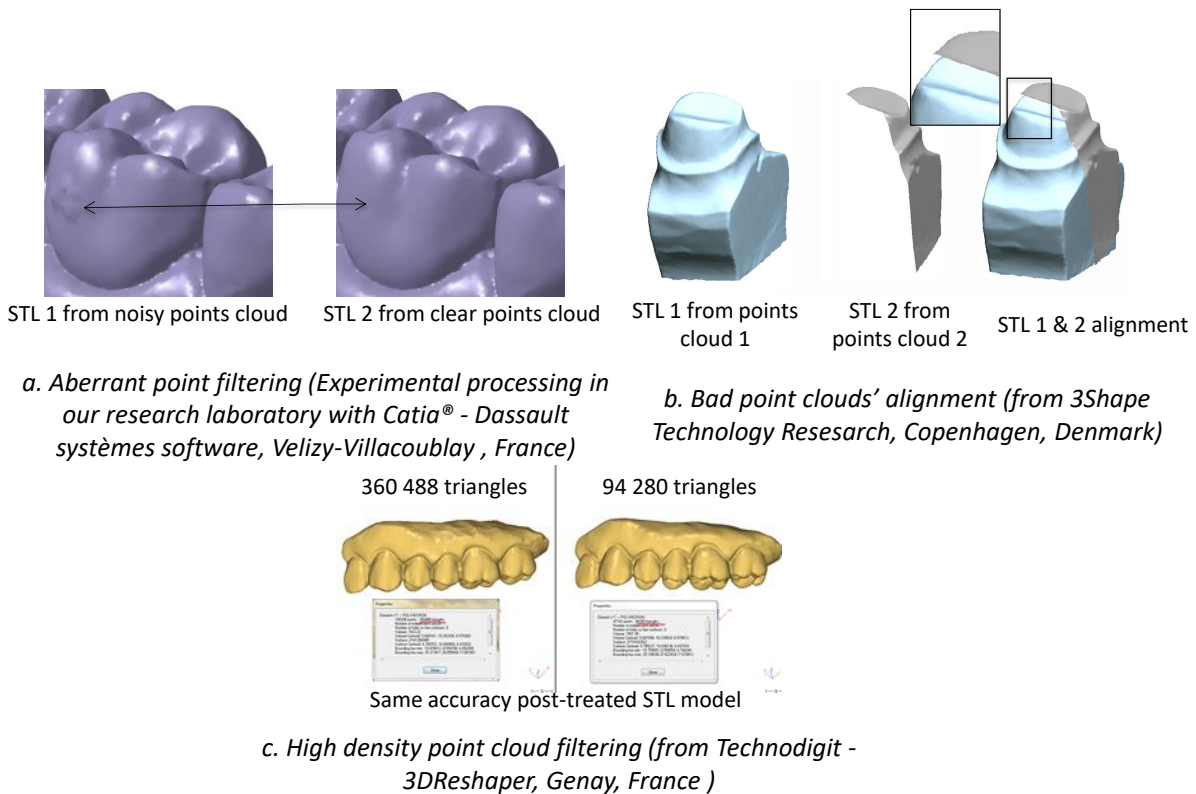
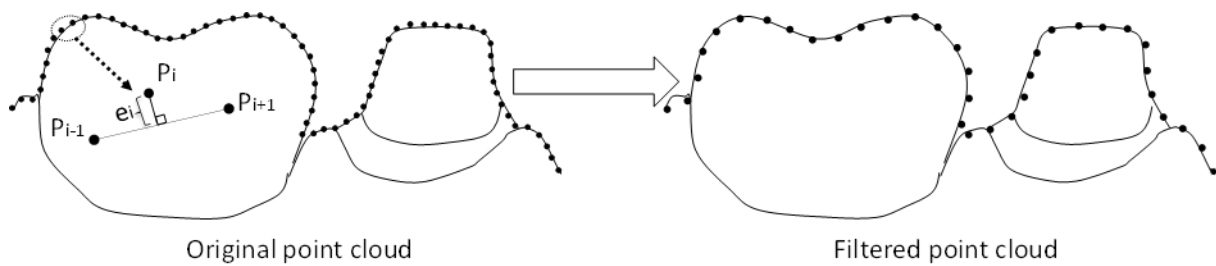
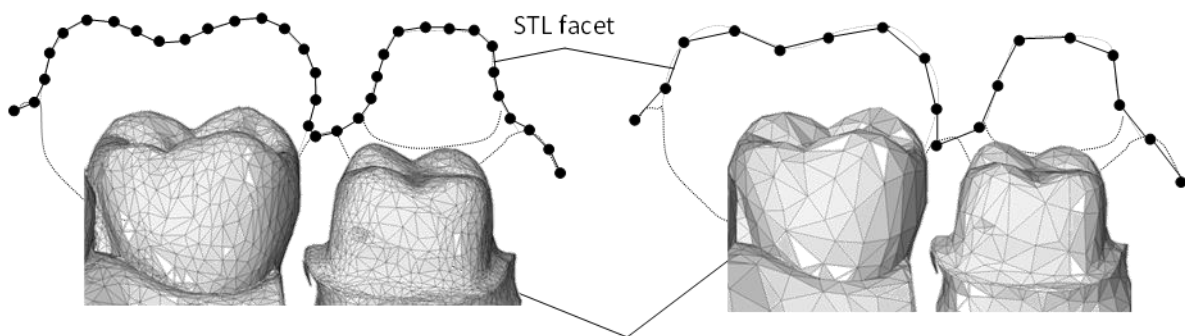


Figure. 15. Approximations liés aux algorithmes de filtrage et maillage

Les développeurs de logiciel de CFAO dentaire s'appuient sur un ensemble de paramètres de filtrage comme le paramètre d'erreur de corde (e_i définie Figure. 16.a.) pour filtrer les points dans zones de haute densité. La Figure. 16.b. illustre le même nuage de points original filtré avec une grande et faible erreur de corde ainsi que les maillages STL respectifs résultants. Une grande erreur de corde induit un faible niveau de rendu des détails des surfaces sur le maître modèle numérique STL, alors qu'une erreur de corde faible induit un meilleur niveau de rendu des détails. Cependant, un haut niveau de détail n'est pas nécessaire pour l'ensemble des tissus et surfaces dentaires à numériser et peut ainsi générer un temps additionnel de post-traitement informatique non nécessaire. Ainsi, le paramètre d'erreur de corde doit être ajusté selon la zone de la denture et des tissus considérés.



a. Filtering of the point cloud through the chord error



Experiments process in our research laboratory with GOM® Inspect software, GOM mbh, Braunschweig, Germany

b. Meshing of the point cloud after low (left) versus high (right) chord error filtering

Figure. 16. Effet du paramètre de filtrage d'erreur de corde sur le maillage du nuage de points

Les approximations géométriques observées lors du post-traitement sont extrêmement liées au format du modèle numérique CAO utilisé. Comme illustré Figure 5b, le modèle de format STL introduit des discontinuités en courbure sur l'empreinte de la denture. Ces discontinuités ne sont pas présentes sur les dents du patient, ainsi l'empreinte numérique peut être considérée comme une approximation biomimétique des dents du patient. D'autres formats de modèle CAO comme le maillage hiérarchisé, les B-Spline, le modèle d'Hermite, ou les Non-Uniform Rational B-Spline (NURBS) devraient être exploités pour le post-traitement. Néanmoins, le post-traitement serait plus long avec ces derniers types de modèles CAO que le modèle STL. Ainsi les industriels de la CFAO dentaire exploitent exclusivement le modèle STL pour créer le maître modèle numérique pour limiter le temps de post-traitement et, considèrent que les

modèles STL obtenues sont assez fiables pour représenter les dents et tissus dentaires numériquement.

2.5.4 PROTOCOLE DE CONCEPTION

Des approximations géométriques peuvent être identifiées lors du protocole de conception des restaurations. Comme l'a expliqué Zheng et al., l'enjeu majeur lors de la conception de la restauration est de reconstruire les surfaces et volumes dentaires manquants par une approche biomimétique. La restauration conçue doit s'adapter correctement à la dent préparée et respecter l'occlusion [65].

2.5.4.1 Modélisation de l'anatomie dentaire

Couramment, la modélisation de l'anatomie dentaire est fournie dans les logiciels de CFAO dentaire via des banques de dents numériques et génériques [50]. Le modèle STL est aussi exploité pour concevoir la restauration [66]. Comme pour le modèle CAO du maître modèle, sur le modèle CAO de la restauration, les mêmes inconvénients comme les discontinuités en courbure sont introduites avec le STL (Figure. 17). Dans certain logiciel de CAO dentaire, les modèles B-Spline, Hermit ou NURBS sont implémentés pour éviter ces discontinuités en courbure et concevoir des restaurations plus biomimétiques et ayant une surface plus lisse [50] [48].

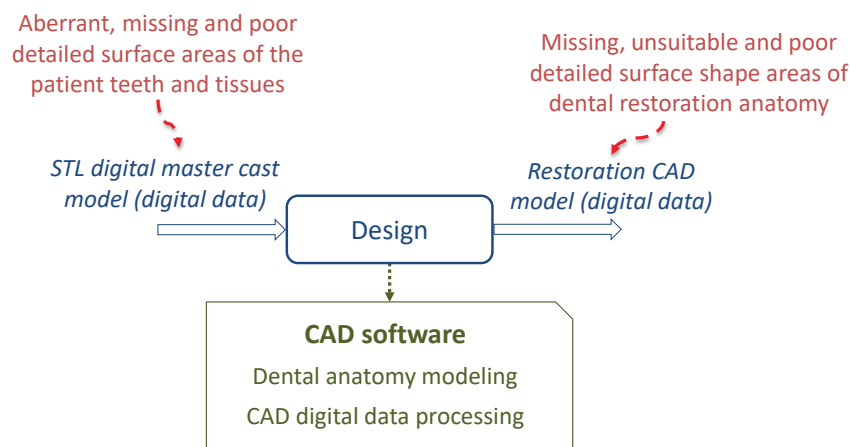


Figure. 17. Sources des dispersions géométriques et approximations lors du flux de conception de la restauration (en bleu, le flux numérique de données ; en vert, sources de dispersions ou d'approximations ; en rouge, dispersions ou approximations potentielles)

Des modèles CAO paramétrés des restaurations sont proposés dans les logiciels de CAO dentaire. La paramétrisation est basée sur la modélisation géométrique de l'anatomie dentaire. Cette modélisation s'appuie sur l'approximation d'entités surfaciques occlusales, buccales, proximales et linguales (crête, sillon, cuspide, ligne cervicale) avec des courbes et des points caractéristiques. Ces paramètres géométriques sont au cœur des modèles anatomiques fournis dans les banques de dents numériques. Ainsi, une restauration conçue est une approximation géométrique biomimétique de l'anatomie dentaire.

2.5.4.2 Traitement des données numériques

Des outils de positionnement, mise à l'échelle et modelage sont exploités pour traiter les modèles CAO paramétrés des dents afin d'obtenir la conception finale de la restauration.

Différents types d'algorithmes et d'outils logiciels sont utilisés pour concevoir une restauration [44]. Le niveau d'automatisation et les principes de fonctionnement de ces algorithmes et outils sont très variés [47]. Néanmoins, le protocole de conception d'une restauration est souvent basé sur des processus interactifs assistés par ordinateur, et le concepteur peut modifier le modèle numérique de la restauration en ajustant ses paramètres associés (ajustement des jeux d'adaptation des surfaces occlusales, axiales et internes ; ajustement de l'intensité des contacts occlusaux et proximaux) [67] [68].

2.5.5 PROTOCOLE DE FABRICATION

Des dispersions géométriques et approximations peuvent survenir lors du protocole de fabrication de restauration. Des dispersions géométriques et approximations sont introduites dans le flux numérique de FAO et d'usinage CN ainsi que par la structure mécanique de l'équipement d'usinage.

2.5.5.1 Modélisation et traitement des données FAO

La FAO est réalisée à l'aide de modules logiciel dédiés à la création d'un processus d'usinage virtuel de la restauration et de la programmation pour commande numériques (Figure. 17). Plusieurs stratégies d'usinage sont implémentées dans une banque logicielle prédéfinie pour associer un processus d'usinage à une restauration donnée.

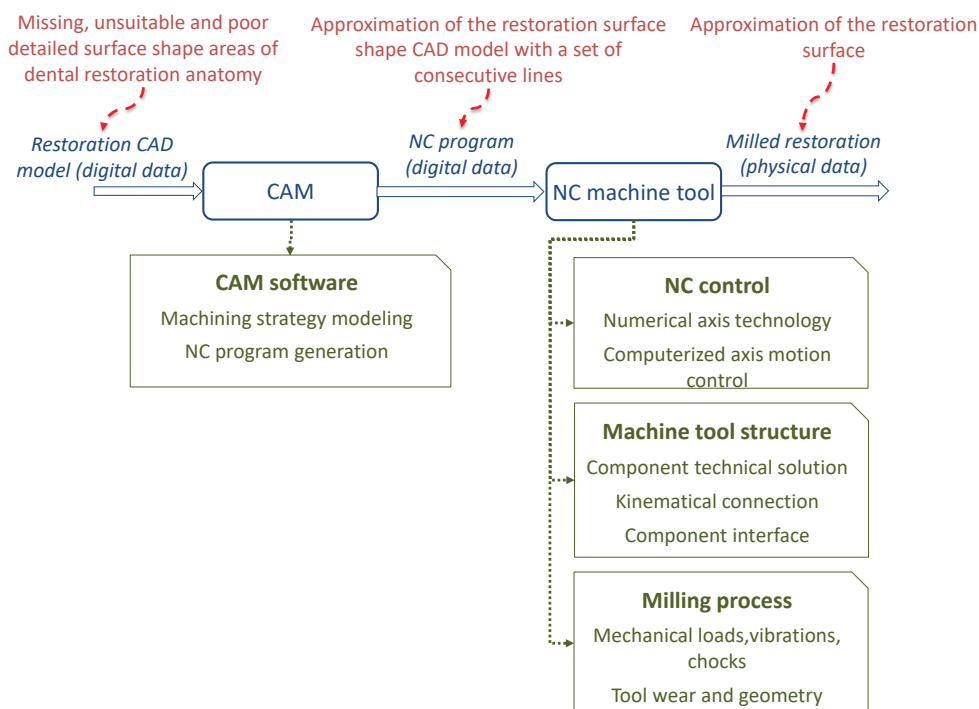


Figure. 18. Sources de dispersions géométriques et approximation dans le flux FAO (en bleu, flux de données numériques ; en vert, sources de dispersions ou approximations ; en rouge, dispersions ou approximations potentielles)

Plusieurs types de stratégie d'usinage sont utilisés en FAO dentaire [69]. Une stratégie d'usinage se définit par deux paramètres fondamentaux : les directions d'usinage et de balayage. La Figure. 19.a. illustre ces deux paramètres pour la stratégie niveau de Z, stratégie la plus utilisée dans les logiciels de FAO. Dans cette stratégie, le modèle FAO est obtenu par la découpe du modèle CAO par des plans parallèles tous perpendiculaires à la direction d'usinage.

La direction d'usinage est donnée par la direction de l'axe de l'outil. Lors de l'usinage, le bout de l'outil va suivre une trajectoire dans chaque plan horizontal. Chaque trajectoire est une courbe 2D définie par la courbe d'intersection entre un plan et la surface de la restauration. Chaque courbe 2D définit une direction de balayage. Pour la stratégie en niveau de Z, la surface de la restauration est balayée selon un réseau de courbes parallèles séparées par un pas de discrétisation, distance entre deux plans parallèles du modèle FAO. La dimension de ce pas et la géométrie de l'outil déterminera alors la manière dont le modèle CAO est approximé par rapport à la géométrie qui sera finalement usinée. Cette approximation affectera la géométrie de la surface et la rugosité de la restauration. En effet, certains détails géométriques du modèle CAO de la restauration peuvent être négligés entre deux plans consécutifs. La combinaison de la direction de balayage de la stratégie d'usinage avec la géométrie de l'outil induit un profil de matière restante entre deux passages consécutifs de l'outil – hauteur de crête en ingénierie mécanique (Figure. 19.b.) – qui est directement lié à la rugosité de surface [70]. De ce fait, les courbes de balayage générées lors de la FAO approximent géométriquement la surface de la restauration conçue.

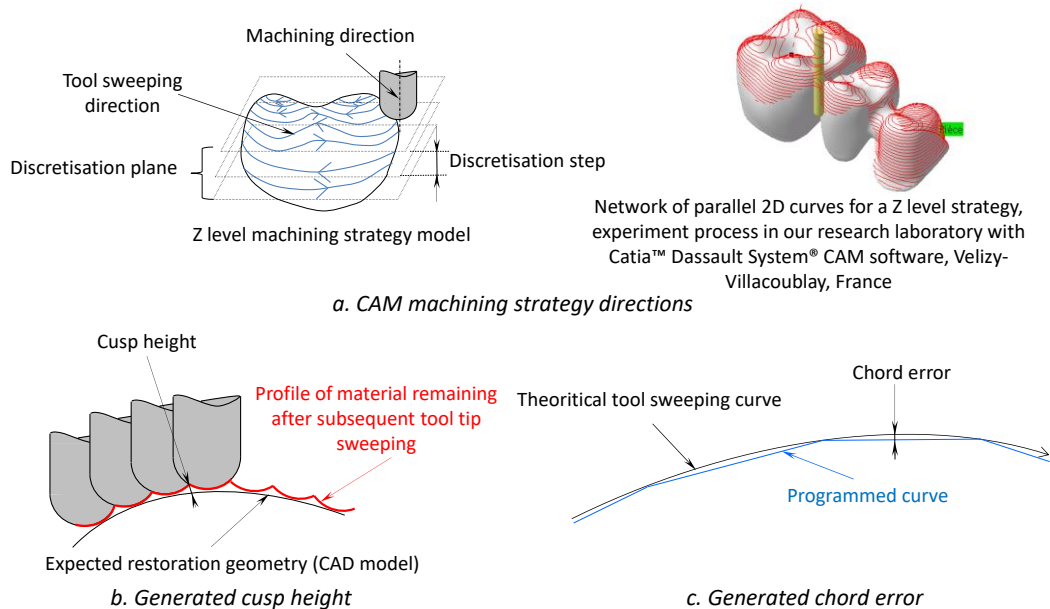


Figure. 19. Modélisation des données FAO et effet des paramètres de traitement

2.5.5.2 Usinage CN

L'usinage CN est réalisé avec une machine-outil contrôlée numériquement (MOCN). Une MOCN est une machine-outil programmable associée à un contrôleur numérique [71]. Le contrôleur numérique pilote automatiquement la machine-outil à l'aide de données numériques issues d'un programme CN, qui sont introduites en cours d'usinage. Le programme CN est un ensemble d'instructions d'usinage (coordonnées de déplacement, vitesse d'avance et de rotation de l'outil) obtenues après le post-traitement du modèle FAO. La plupart des contrôleurs numériques des MOCN dentaires peuvent piloter des trajectoires linéaires ou circulaires. Ainsi, un programme CN envoyé à un contrôleur numérique doit contenir un ensemble de lignes et/ou d'arcs de cercle représentant les trajectoires de l'outil.

Pour l'usinage de restauration dentaire, les trajectoires générées (courbes de balayage générées par le logiciel FAO) se composent d'un réseau complexe de courbes non nécessairement

linéaires ou circulaires. Ainsi, dans la plupart des logiciels de FAO dentaire, de telles courbes complexes sont approximées par des lignes consécutives. Comme illustré Figure 8c, un paramètre d'erreur de corde est implémenté dans le logiciel de FAO lors du post traitement des trajectoires d'usinage du modèle FAO [19] [72]. La valeur de l'erreur de corde est directement liée avec l'erreur de forme obtenue sur la restauration après usinage.

Lors de l'usinage CN, le contrôleur numérique met en œuvre le programme CN et simultanément pilote les différents axes numériques de la machine-outil. Deux types d'axes numériques peuvent être exploités [73]. Le premier type est un axe de déplacement, pour lequel un nombre infini de positions est atteignable, à l'erreur de résolution de positionnement près. Avec cette technologie, certaines positions demandées dans le programme CN ne sont pas atteintes à cause de l'erreur de résolution de positionnement. De ce fait, le bout de l'outil n'atteint pas toutes les positions attendues ; des écarts géométriques sont introduits entre le programme CN et la trajectoire réelle de l'outil.

Pour éliminer ce biais, un second type d'axe numérique est utilisé : un axe de déplacement pour lequel sa position et sa vitesse sont contrôlés en temps réel. Ce type d'axe permet à l'outil d'atteindre un nombre infini de positions, avec contrôle permanent de sa position et sa vitesse. Un tel axe numérique nécessite l'installation de capteur et transmetteur mesurant le déplacement et la vitesse de l'axe et transmettant ces données au contrôleur CN en temps réel. Ces données mesurées sont comparées avec la position et la vitesse de consigne issues du programme CN. Dès qu'une erreur de position ou de vitesse est détectée, le contrôleur CN corrige immédiatement les erreurs de position et /ou de vitesse. La qualité technique des capteurs et transmetteurs et la fiabilité des algorithmes implémentés dans le contrôleur CN affectent directement le contrôle continu des biais d'usinage et ainsi, l'écart géométrique entre le programme d'usinage et la trajectoire réelle d'usinage.

2.5.5.3 Machine d'usinage

Les machines-outils de CFAO dentaire se composent d'une structure électromécanique complexe (bâti, liaisons cinématiques, et moteurs électriques) conçus pour encaisser les contraintes mécaniques lors du processus d'usinage (Figure. 20). Ces contraintes sont induites par le phénomène d'enlèvement de matière [74]. Le comportement de la structure électromécanique face au phénomène d'abrasion ou de coupe peut affecter la précision finale de la restauration. Les phénomènes de flexion de la structure de la machine-outil ou de l'outil, de vibration, et de chocs sont ordinaires lors de l'usinage et peuvent affecter la qualité géométrique de la restauration.

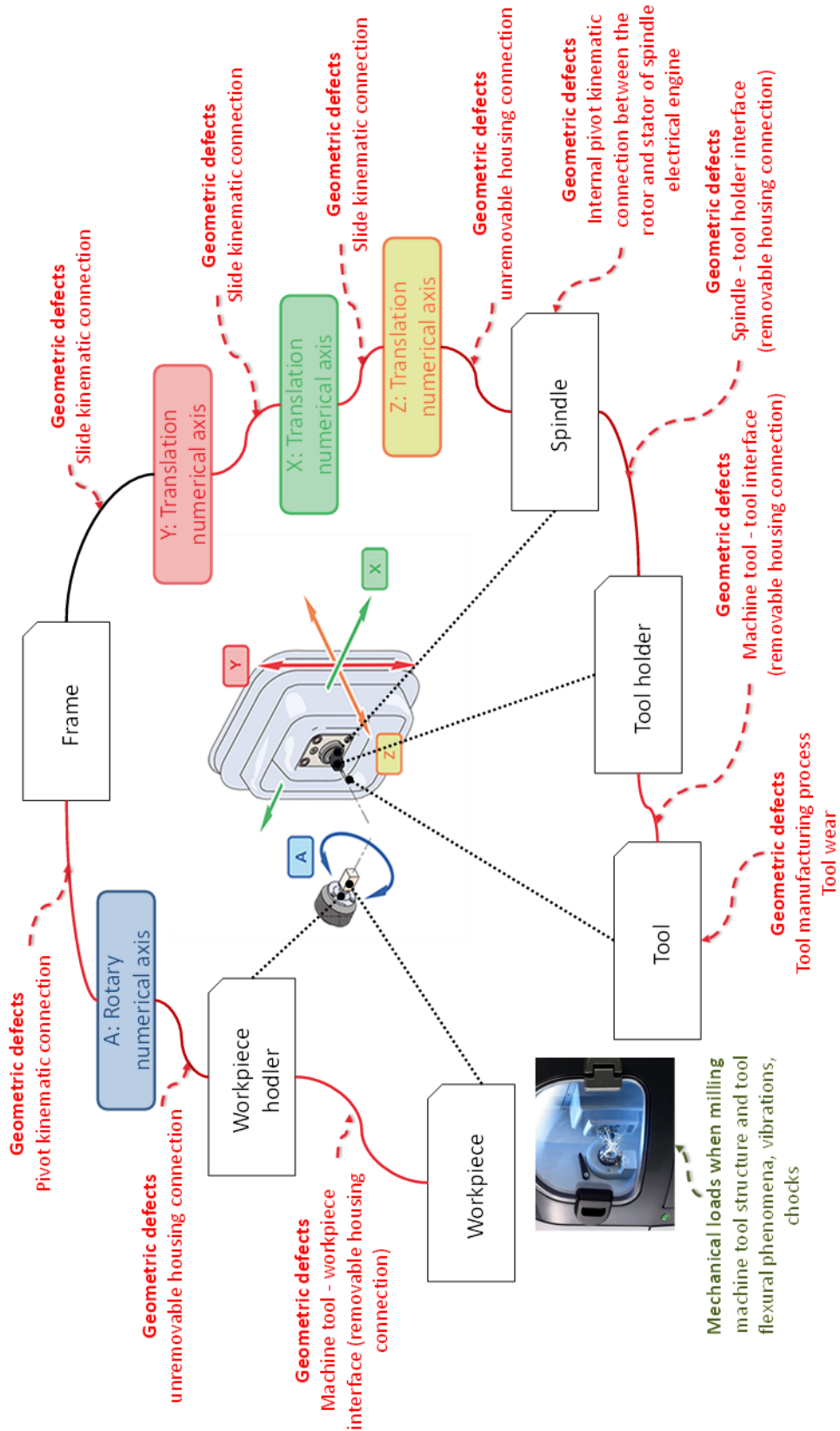


Figure. 20. Structure d'une machine-outil : sources de dispersions géométriques (exemple basé sur la machine-outil Carestream CS 3000, Carestream dental [New York, USA])

La structure cinématique d'une machine-outil est composée de liaisons glissière ou pivot, en relation avec le bâti, assurant ainsi les déplacements des axes [75]. Chaque liaison cinématique introduit ses propres dispersions géométriques, et la position relative entre chaque liaisons cinématiques introduit aussi des dispersions géométriques (Figure. 20). Comme l'illustre la Figure. 21, le mouvement attendu est un déplacement linéaire d'un solide mobile (1) relativement à un solide immobile (2). Cependant, le mouvement réel est un mouvement curviligne du solide mobile (1) relativement au solide immobile (2) à cause des dispersions géométriques du solide (2) induisant des mouvements de rotations parasites (mouvements de tangage, lacet et roulis).

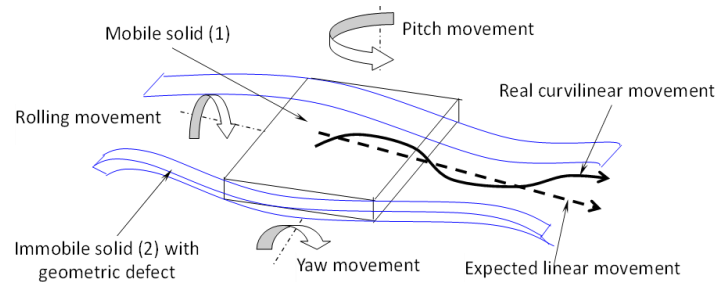


Figure. 21. Défauts géométriques dans une liaison glissière

La structure d'une machine-outil est composée de liaisons encastrement entre les axes numériques et le porte-pièce, le porte-pièce et la pièce (interface machine-outil – pièce), les axes numériques et la broche, la broche et le porte-outil et, le porte-outil et l'outil (interface machine-outil – outil). Chaque liaison encastrement introduit ses propres défauts géométriques, qui peuvent engendrer un mauvais positionnement relatif des différents composants de la machine-outil (Figure. 20). Les interfaces de la machine-outil avec la pièce et l'outil, respectivement, sont démontables pour pouvoir changer le bloc de matière brute et les outils usés. Malheureusement, de telles liaisons encastrement démontables introduisent des erreurs de positionnements aléatoires liées aux variations de condition de bridage.

La broche se compose d'un rotor auquel est lié le porte-outil, en mouvement de rotation relatif par rapport au stator. Cette liaison pivot interne à la broche introduit aussi des défauts géométriques affectant le mouvement de rotation de coupe de l'outil (battement radial et axial).

Une géométrie théorique de l'outil est utilisée dans le logiciel de FAO pour générer les trajectoires d'usinage. Malheureusement, à cause du processus de fabrication de l'outil, la géométrie réelle de l'outil est affectée de défauts géométriques (dimension, forme). De plus, la géométrie réelle de l'outil évolue à cause de son usure au cours des usinages.

2.5.6 DISCUSSION

2.5.6.1 Dispersions géométriques et approximations

2.5.6.1.1 Protocole de numérisation

Plusieurs équipements de numérisation dédiés aux restaurations dentaires sont disponibles sur le marché. Ces solutions se basent sur différentes solutions technologiques, ayant de nombreuses sources d'incertitudes introduisant des dispersions géométriques. Actuellement, dans la numérisation sans contact, la principale difficulté est d'identifier quelles incertitudes affectent l'adaptation finale de la restauration.

La communauté dentaire pense souvent à tort que les incertitudes les plus néfastes sont attribuables à l'équipement de numérisation, mais ce n'est pas totalement vrai. Comme nous l'avons discuté, la numérisation intra orale dépend énormément de l'expérience de l'utilisateur, alors que la numérisation extra orale en est moins dépendante. Néanmoins, cette situation ne signifie pas que la numérisation extra orale est la meilleure pratique, car l'utilisation de l'empreinte traditionnelle et d'un modèle en plâtre introduit aussi des incertitudes. La plupart des praticiens semble être plus expérimenté pour réaliser une empreinte traditionnelle fiable qu'une empreinte optique, dû à leurs expériences et pratiques quotidiennes. La formation du praticien à l'étape de numérisation et l'attention portée à la limitation des effets de l'environnement externes sur la numérisation sont des facteurs clés pour réduire les dispersions géométriques.

Le traitement et post-traitement des données numérisées s'appuient sur un haut niveau d'automatisation, ainsi les développeurs de logiciel de CFAO ont verrouillé les paramètres d'alignement, filtrage et maillage de nuage de points [66]. Une forme non valide du modèle STL de la denture peut être imputé à un mauvais choix ou une mauvaise définition des paramètres des algorithmes de traitement [76] [77]. Le filtrage, alignement et maillage d'un nuage de points par un modèle STL introduisent des défauts dimensionnels et de courbures dans le maître modèle numérique.

La principale difficulté est de déterminer si les ordres de grandeur de ces erreurs de dimension et forme affectent manifestement l'adaptation finale de la restauration. Les ordres de grandeur de ces défauts géométriques devraient être comparés aux tolérances géométriques acceptables pour l'adaptation d'une restauration.

2.5.6.1.2 Protocole de conception

Un processus interactif et semi-automatisé du processus de conception basé sur une banque de dents génériques permet de réaliser la conception de restauration. Un tel processus de conception interactif semble pertinent pour pouvoir répondre aux exigences cliniques, mais comme pour la numérisation, la courbe d'apprentissage pour concevoir une restauration adéquate est un facteur clé. Un débutant dans l'utilisation de la CFAO dentaire aura plus de difficulté à concevoir une restauration pérenne qu'un utilisateur plus expérimenté. D'autre part, chaque système de CFAO dentaire propose sa propre banque de dents génériques et ses propres paramètres de conception, son propre modèle CAO et son propre protocole de conception pour différents types de restauration. Ainsi, la forme de la restauration ne peut pas toujours correspondre aux réelles exigences anatomiques. La principale difficulté est de déterminer si les ordres de grandeur de ces écarts morphologiques de conception affectent la restauration finale.

2.5.6.1.3 Protocole de fabrication de la prothèse

Les modèles de stratégie d'usinage et paramètres associés intégrés dans les logiciels de FAO sont implémentés avec un haut niveau d'automatisation : les développeurs de logiciel de CFAO dentaire fixent les modèles de stratégies et paramètres associés, et l'utilisateur de la FAO ne peut pas les modifier. Comme mentionné précédemment, les paramètres d'erreurs de corde et de pas de discrétisation impactent directement la forme de la restauration usinée. Ces valeurs implémentées dans les logiciels de FAO devraient être comparées aux tolérances de forme

acceptables pour une adaptation pérenne de la restauration et aux tolérances de positions de points de contact.

La hauteur du profil de matière restant généré après usinage par la géométrie outil et le pas de discrétisation devrait être comparée avec les rugosités attendues sur la surface de la restauration. Un autre effet important de la stratégie d'usinage est l'intégrité de la surface usinée. Ainsi, les stratégies d'usinage devraient être choisies avec attention pour optimiser la forme, la rugosité et l'intégrité de surface de la restauration.

Plusieurs types de machine-outil sont disponibles sur le marché. Ces machines peuvent être spécifiquement conçues pour des applications dentaires (Sirona - Cerec MCXL) ou adaptées de l'industrie micro-mécanique (DMG - Ultrasonic 20). La large gamme de prix de ces machines suggère plusieurs solutions technologiques de qualité différente. Ainsi, les capacités techniques des machines-outils pour la dentisterie numérique devraient être corrélées avec la qualité de restauration obtenue.

2.5.6.2 Définitions et évaluation de la précision en dentisterie numérique

Plusieurs protocoles académiques et industriels ont été développés pour évaluer la précision du processus de numérisation ou de l'ensemble du processus CFAO [78] [79] [80] [81] [78] [82] [83] [84] [85]. Le premier type d'études se sont limités à l'évaluation de défauts géométriques locaux [59]. Pourtant, les sources de défaut dans un processus CFAO ne se limitent pas à la numérisation, et aucune étude n'est en mesure de prouver que la contribution majeure au défaut global final d'une restauration est uniquement imputable au protocole de numérisation et particulièrement à l'équipement de numérisation.

Du point de vue l'ingénieur en mécanique, chaque protocole se base sur ses propres critères de précision et méthode d'évaluation. Par conséquent, comme l'a souligné le centre de recherche technologique de 3 Shape, à l'heure actuelle il est impossible de comparer des équipements de numérisation [38].

Par exemple, le scanner 3Shape – D900 est supposé avoir une précision de 15 μm , avec une indication sur la méthode de mesure employée : « Mesuré en utilisant des cales étalons de métrologie ». Malgré ces informations, personne ne peut dire si la valeur de précision annoncée correspond à la justesse, répétabilité ou reproductibilité du scanner pour une valeur dimensionnelle étalon ou une erreur de forme de la cale étalon utilisée. Les recommandations issues de l'ISO devraient être adoptées pour chaque équipement ou logiciel CFAO, afin de fournir aux praticiens et techniciens de laboratoire des valeurs de précision claires, interprétables et objectives. C'est un des objectifs de la norme ISO 12836, dédiée à l'évaluation de la précision des équipements de numérisation extra oraux [58].

Dans les publications académiques dédiées à l'évaluation de la précision de la CFAO dentaire, l'adaptation de la restauration – et particulièrement l'adaptation marginale – semble être le critère d'intérêt mesuré et analysé métrologiquement, et ainsi le paramètre clinique le plus pertinent évaluant la qualité de prothèse [83] [84]. Toutefois, les dimensions mesurés et associées à chaque protocole ne sont pas les mêmes, et les valeurs d'adaptation marginale varient entre 20 à 200 μm , ainsi ils ne peuvent être comparés [79] [85]. De plus, la recommandation clinique pour une adaptation marginale acceptable est suggérée entre 100 et 120 μm . Cette dimension empirique obtenue en bouche correspond approximativement à la

dimension de la pointe des sondes intra buccales des praticiens. Du point de vue d'un ingénieur en mécanique, il n'existe pas de mesure référence fiable, la direction de mesure et la tolérance dimensionnelle d'une adaptation marginale acceptable n'est pas définie de manière objective et non interprétable. En d'autres termes, et en s'appuyant sur les normes ISO 5725, la valeur vraie de l'adaptation marginale n'a jamais été définie de la même manière dans toutes les études, ce qui explique la large gamme de valeurs rapportées.

D'autre part, du point de vue d'un ingénieur de la mécanique, la plupart des protocoles d'évaluation des systèmes de CFAO dentaire donne une évaluation globale des dispersions géométriques, représentant la somme de toutes les dispersions introduites par les différents équipements et logiciels constituant un système CFAO. En conséquence, ces types de protocole ne permettent pas de trouver le composant CFAO qui introduit réellement le plus grand ordre de grandeur de dispersions géométriques. Par exemple, une restauration ne s'adaptant pas sur la dent préparée du patient peut être imputés au laboratoire qui a produit la restauration, bien que cette non adaptation peut avoir pour origine un problème de numérisation des dents et tissus dentaires en bouche. L'évaluation future de la précision de la CFAO dentaire doit être dédiée à l'évaluation locale des défauts géométriques. Cette situation serait particulièrement utile puisque les nouveaux et futurs systèmes de CFAO dentaire ont un niveau d'ouverture plus élevé permettant ainsi d'interchanger, remplacer ou moduler un maillon du système de CFAO.

En conclusion, la propriété de précision est pertinente dans le domaine de la CFAO dentaire. Néanmoins, les caractéristiques industrielles sont trop vagues et les protocoles d'évaluation trop différents pour comparer des solutions CFAO. Les recommandations proposées dans les normes ISO 5725 et ISO 12836 semblent pertinentes pour améliorer les protocoles actuels de mesure de précision. Les sources de dispersions géométriques devraient être distinguées dans ces protocoles, pour permettre d'analyser quels équipements numériques ou logiciels contribuent le plus au défaut géométrique global survenant sur la prothèse finale.

Les praticiens pourraient aider les chercheurs à qualifier et quantifier les valeurs vraies, tel que l'adaptation de restauration la plus significative et optimale cliniquement. Certains praticiens annoncent que la précision maximale est nécessaire, mais la précision maximale est nécessairement plus chère et consommatrice de temps. Les praticiens devraient définir la bonne – nécessaire et suffisante – « qualité » pour un type de restauration donnée.

Pour évaluer correctement la précision de la CFAO dentaire, il est nécessaire de :

Qualifier et quantifier la précision attendue au regard des exigences fonctionnelles cliniques basées sur des paramètres clairement définis (e.g., tolérance dimensionnelle dans une direction donnée, tolérances de forme ou de rugosité selon la zone de la restauration considérée).

Qualifier et quantifier la précision atteignable par les différents équipements à travers des paramètres de précision et protocoles de mesures standard, pour pouvoir comparer les différents maillons de la chaîne numérique et les différentes solutions commercialisées.

2.5.7 CONCLUSIONS

La CFAO dentaire s'appuie sur un flux complexe de données numériques se composant de traitement de données numériques, d'étapes d'échange et conversion impliquant l'utilisation de différents types de modèles numériques, algorithmes logiciels et équipements numériques pour réaliser une restauration. D'après l'analyse du processus de CFAO dentaire, les technologies

utilisées dans les équipements numériques, les algorithmes de traitement et les modèles numériques exploités dans les systèmes de CFAO dentaire induisent plus ou moins de défauts géométriques systématiques sur les restaurations. D'autre part, l'expérience de l'utilisateur et l'environnement extérieur durant la pratique de la CFAO dentaire introduisent des défauts géométriques aléatoires. La courbe d'apprentissage et la vigilance de l'utilisateur semblent être importants dans la pratique de la CFAO dentaire.

Les défauts géométriques introduits à chaque niveau du système de CFAO dentaire sont intimement liés à l'adaptation clinique de la restauration finale. Par conséquent, deux types de protocole ayant pour but d'apprécier la précision des systèmes de CFAO évaluent (1) la précision du processus de numérisation en mesurant les défauts géométriques locaux (2) la précision de l'ensemble de la chaîne CFAO en mesurant les défauts géométriques globaux. Malheureusement, les valeurs de précision définies et évaluées dans ces protocoles ne sont pas comparables car les méthodes de mesure ne sont pas standardisées ; chaque protocole définit ses propres caractéristiques de précision, comme pour l'adaptation de la prothèse, avec différentes directions de mesure, ou définit ses propres étalons de comparaison comme différents modèles de couronnes ou cales de métrologie. De plus, aucune étude ne peut affirmer que la contribution majeure à l'inadaptation finale d'une prothèse – relative aux défauts géométriques globaux des systèmes CFAO – peut être attribués au protocole de numérisation. En conséquence, la précision de chaque équipement et logiciel doit être évaluée indépendamment, à la vue de la nouvelle génération, de systèmes de CFAO ouverts qui autorisent ou autoriseront l'intégration de n'importe quel équipement et logiciel.

Nous suggérons d'améliorer les protocoles actuels en s'appuyant sur les normes ISO 5725 et ISO 12836 pour standardiser les protocoles de mesure de précision des systèmes de CFAO dentaire. Ces protocoles devraient être développés en considérant les exigences fonctionnelles cliniques menant à la réussite et pérennité d'une restauration.

Chapitre 3. LA FABRICATION ADDITIVE

POSITIONNEMENT ET ENJEUX DANS LES DOMAINES BIOMEDICAUX

3.1 QU'EST-CE QUE L'IMPRESSION 3D

Le terme « Impression 3D » n'est que le nom d'une technologie développée par le Massachusetts Institute of Technology (MIT). Une norme internationale ISO 17296 propose une classification générique des procédés AM basée sur le principe de dépôt de matériau mis en œuvre. Certains mythes et certaines réalités, parfois déformées par les médias, associés aux procédés additifs sont présentés afin d'apporter un éclairage sur les évolutions, avérées ou non, apportés par l'AM dans le processus de réalisation de pièce.

3.1.1 CONCEPTS ET DEFINITIONS

Contrairement à une idée reçue « l'impression 3D » ou « 3D printing » n'est qu'une vision réductrice d'un ensemble de procédés de fabrication en plein essor et regroupé sous le terme « fabrication additive » ou « additive manufacturing » [86]. Le terme « impression 3D » est souvent substitué par abus de langage, dans de nombreux médias, au terme plus générique, utilisé dans le contexte de l'ingénierie mécanique, de « fabrication additive » (AM : Additive Manufacturing). « L'impression 3D » n'est qu'une solution technologique appartenant à une famille de procédés de fabrication parmi d'autres de l'AM.

L'AM découle historiquement des procédés dits de « prototypage rapide » (RP : rapid prototyping). Les avancées technologiques en terme de précision, de cadence de production et de matériaux mis en œuvre, ont récemment fait débat pour substituer le terme RP, trop réducteur. Le terme fabrication additive fait maintenant consensus dans la communauté scientifique et des organismes de normalisation tel l'American Society for Testing and Material (ASTM) utilise maintenant le terme AM au lieu de RP. En effet, l'AM permet de réaliser des pièces « précises », « bonne matière » et « bonnes propriétés » dans de nombreuses applications de l'industrie mécanique (automobile, aéronautique, transport, énergie), l'industrie du luxe (bijouterie, horlogerie) tout comme dans les applications biomédicales (prothèse, orthèse, ingénierie tissulaire).

DEFINITION FONDAMENTALE ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

FABRICATION ADDITIVE – FA (FR) – ADDITIVE MANUFACTURING – AM (EN)

Ensemble des procédés permettant de fabriquer, couche par couche, par ajout de matière, un objet physique à partir d'un objet numérique.

Une des particularités de l'AM est de regrouper un ensemble de procédés de fabrication mettant en œuvre tout aussi bien les matériaux à l'état solide, liquide ou pulvérulent. D'autre part, l'AM permet de mettre en œuvre, selon la technologie implémentée, tout aussi bien des polymères, des métaux, des céramiques que des matériaux composites complexes dans leur composition et/ou la structure interne ou surfacique donnée au matériau. La Figure 1, illustre la capacité d'un procédé additif à conférer un motif particulier à la surface sphérique d'une cotyle de prothèse de hanche. Cette pièce prothétique n'aurait pas été réalisable par enlèvement de matière ; les surfaces internes du motif n'étant pas accessible par l'outil (dimension et directions d'accès),

ni par un procédé de moulage ou d'injection la pièce étant « emprisonnée » dans le moule après refroidissement (entrelacement du motif du moule avec le motif réalisé sur la pièce). L'ajout de matière couche par couche est le seul à permettre de réaliser le motif complexe associé à la surface sphérique [87].

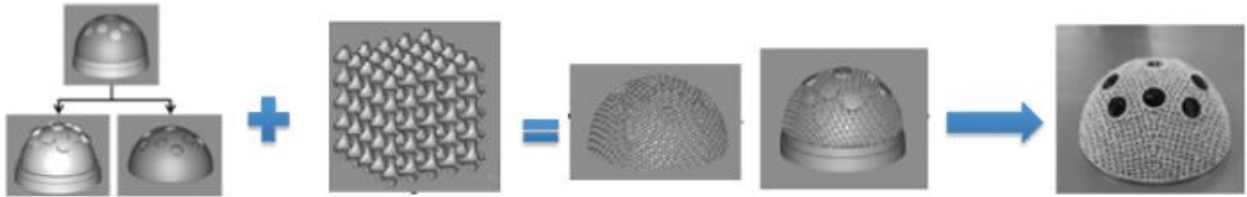


Figure. 1. Fonctionnalisation structurelle d'une surface de cotyle par procédé additif d'après Niimoni et al. [88]

CONCEPTS FONDAMENTAUX

Ce qui **caractérise l'ensemble des procédés AM** est que, quel que soit l'état du matériau de départ, il permet le **dépôt couche par couche de matériau**, tout en assurant une **cohésion entre les couches**, jusqu'à obtention d'une forme en 3D.

3.1.2 CLASSIFICATION DES PROCÉDES ADDITIFS

La principale difficulté pour proposer une classification des procédés AM est de trouver le ou les critères communs rendant cette classification générique et pérenne dans le temps.

Les procédés diffèrent par les matériaux mis en œuvre (état, famille, composition), le principe de création des couches, le principe de cohésion entre les couches et les technologies mis en œuvre.

Tous ces critères, parfois interdépendants, ont des influences sur le temps de production, le temps de finition/post-traitement des pièces, le coût et la cadence de production, l'implantation et la maintenance des équipements, la « précision » géométrique et dimensionnelle, l'intégrité de surface des pièces et les propriétés du matériaux (structure, mécanique, biocompatibilité).

De nombreuses classifications ont été proposées dans la littérature mais aucun consensus ne s'est dégagé jusqu'en 2015 et la proposition de la norme ISO 17296-2 [89] qui semble la plus générique. En effet, c'est une des seules classifications qui s'affranchit des appellations commerciales données aux solutions technologiques ou aux matériaux mis en œuvre. La classification ainsi proposée repose sur le principe générique de dépôt du matériau mis en œuvre. Il existe ainsi 7 familles de procédés additifs selon la norme ISO 17296-2 (Figure. 2).

Les principes de ces familles de procédés additifs sont exposés dans la suite de ce document.

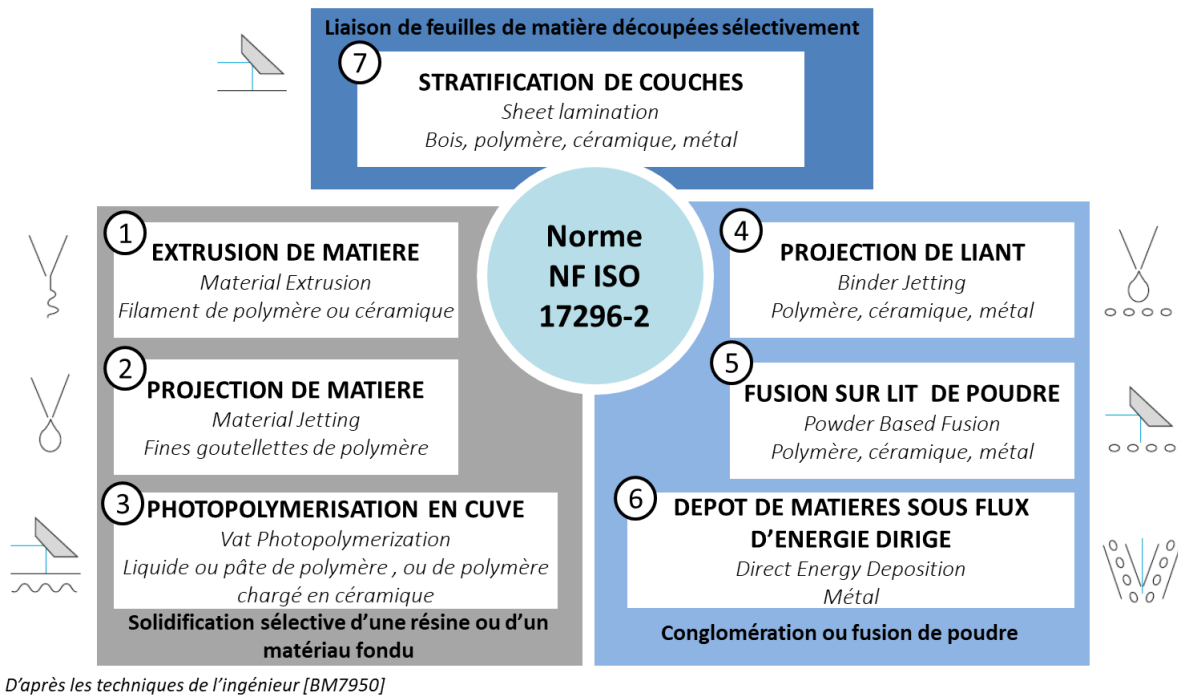


Figure. 2. Les 7 familles de procédés additifs selon la norme ISO 17296-2 reprise par la norme NF

Comme annoncé au début de cet article l'impression 3D (3DP) n'est qu'une solution technologique basée sur le principe d'impression par jet d'encre. Cette technologie a été développée initialement par les chercheurs du Massachusetts Institute of Technology (MIT) au début des années 90 [90]. Le principe de fonctionnement de cette technologie repose sur le dépôt d'un matériau pulvérulent en couche et la liaison sélective entre les grains de poudre par dépôt de gouttelles d'un matériau liant. Les grains non liés sont ensuite éliminés de la pièce pour être recyclés. A la lecture de ce principe de fonctionnement il est aisé de classer cette technologie dans la famille des procédés « Binder Jetting ».

3.1.3 BREF HISTORIQUE

Le principe d'ajoute de matériau ne date de notre siècle. Ce principe a plus de 150 ans et a originellement été utilisé pour la réalisation de cartes topographiques et de photosculptures à partir de couches 2D. Les 1^{er} concepts et brevets de la fabrication additive sont apparus dans le milieu de la recherche académique dans le courant des années 60 à 80 (Figure. 3). A ce stade de développement peu d'accompagnement commercial et peu de travaux de R&D industrielle ont eu lieu. Dans la décennie 80-90, le nombre de brevets et de publications scientifiques ont augmenté sur le thème de la fabrication additive. Néanmoins le coût de mise en œuvre élevé, le choix limité de matériaux et la faible qualité dimensionnelle des pièces réalisées ont constitué un véritable frein au déploiement industriel de ces technologies. Ces technologies sont alors limitées à la réalisation de maquettes et de prototypes. Dans ces 30 premières années d'existence le développement de la fabrication additive s'est grandement appuyé sur les développements de l'informatique, de la CFAO, de l'automatisme industriel ou encore de la robotique.

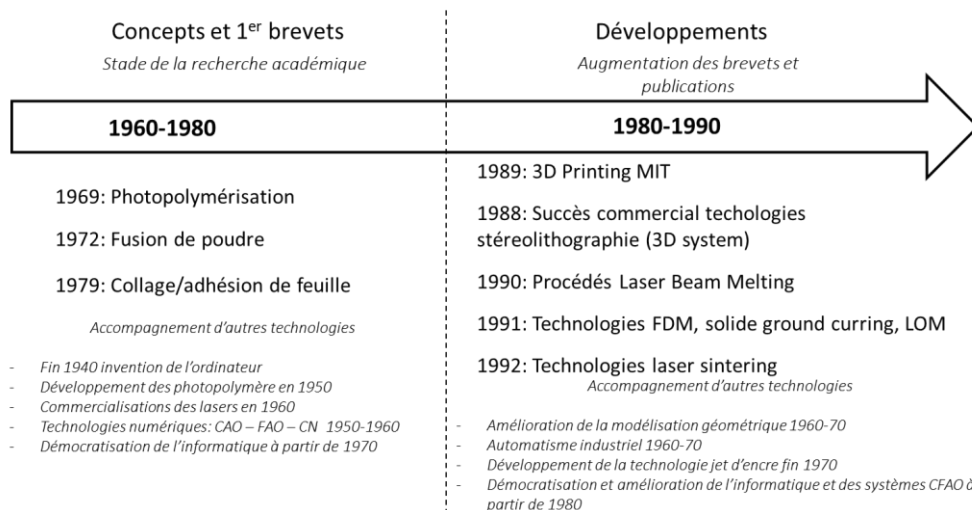


Figure. 3. Premières phases de développements de la fabrication additive [91]

Le déploiement industriel de la fabrication additive a commencé dans les années 90. L'explosion commerciale de cette technologie a commencé au début des années 2000 avec l'expiration de nombreux brevets, qui versés au domaine public, ont fait l'objet de nombreux développement technologique avec une amélioration accrue de la qualité des pièces réalisées. Ces développements ont mis en avant 2 communautés celle des makers réalisant des pièces pour le loisir et celle des industriels exploitant la fabrication additive pour produire des outillages ou des pièces de petites séries à forte valeur ajoutée.

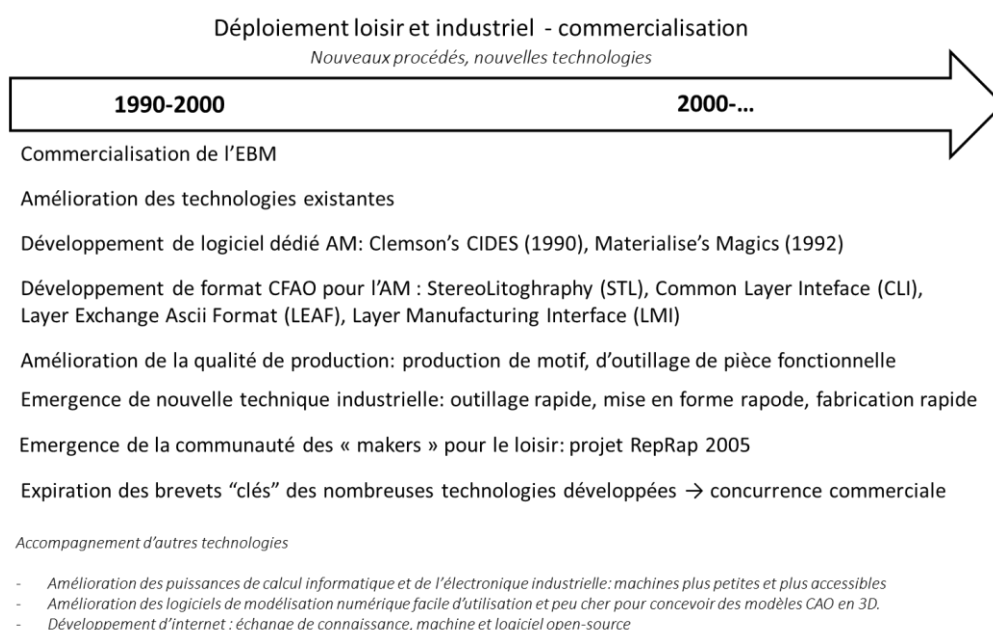


Figure. 4. Premières phases de déploiements de la fabrication additive [91]

3.1.4 POSITIONNEMENT DE L'AM DANS LA REALISATION DE PRODUIT

L'enthousiasme général autour des procédés additifs diffusés dans les médias ou par le développement d' « ateliers de fabrication numérique »⁸ peuvent laisser penser que ce type de

⁸ Lieux ouverts mettant à disposition toutes sortes d'outils numériques (logiciels CFAO, machine-outil à commande numérique, machine de fabrication additive...) pour la conception

procédé, accessible à tous, permet de concevoir et réaliser sans contrainte n'importe quelles formes avec n'importe quel matériau à des coûts plus faible que les procédés traditionnels. Ces assertions ne sont malheureusement que partiellement vraies.

Une rapide comparaison de la fabrication d'infrastructure de prothèse conjointe permet de tempérer cet enthousiasme général tout en montrant certains apports des procédés additifs. La figure 2.a. illustre la mise en forme d'infrastructure prothétique par enlèvement de matière alors que la figure 2.b. illustre la mise en forme d'infrastructure prothétique par ajout de matière.

La comparaison des deux gammes de fabrication permet de souligner notamment la simplification des étapes intermédiaires de mise en œuvre du matériau. Dans les deux cas, le matériau avant mise en forme est sous forme pulvérulente. Dans le cas d'une mise forme par usinage (Figure 2.a.), il est nécessaire de réaliser une préforme sous forme de disque, par injection/frittage de poudre, avant de pouvoir usiner les infrastructures. Cette mise en forme de la préforme nécessite le développement d'outillage. Dans le cas d'une mise en forme par procédé additif (Figure 2.b., procédé par frittage laser sélectif), l'étape intermédiaire de préforme n'est plus nécessaire, la poudre est directement mise en forme pour obtenir les infrastructures, ceci éliminant le développement d'outillage intermédiaire. Le volume de matière perdue pour le procédé additif est quasi nul (hormis les supports de soutien) alors qu'un grand volume de matière a été perdu lors de l'usinage sous forme de copeaux. Ces copeaux sont souvent difficiles à recycler. Néanmoins, il est a souligné que dans les deux cas des opérations de post-traitement pour éliminer les attaches de la pièce avec le bloc ou pour éliminer les supports de la pièce nécessaire à son soutien lors de l'ajout de matière seront nécessaires. Des opérations supplémentaires de reprise d'usinage et de polissage sont parfois nécessaires afin d'atteindre les qualités dimensionnelles, géométriques et de rugosité dans le cadre d'un procédé additif alors que ces opérations seront moindres après usinage.

Il est donc vrai que globalement les procédés additifs sont plus faciles à mettre en œuvre en simplifiant les gammes de fabrication (élimination d'étapes de mise en œuvre et développement d'outillage) et permettent de réaliser des pièces non réalisables avec les procédés conventionnels. Néanmoins tout n'est pas réalisable directement en « bonne matière » et/ou « bonne qualité » sans une expertise aboutie. Sur l'exemple précédent un non spécialiste de la métallurgie des poudres et des lasers aura de grandes difficultés à régler les paramètres de mise en œuvre du procédé pour obtenir les propriétés désirées de la pièce.

et la réalisation d'objets uniques ou prototypes. Ces lieux se caractérisent par leur « ouverture » en créant un espace collaboratif entre des corps de métier non exclusivement issu de l'ingénierie.

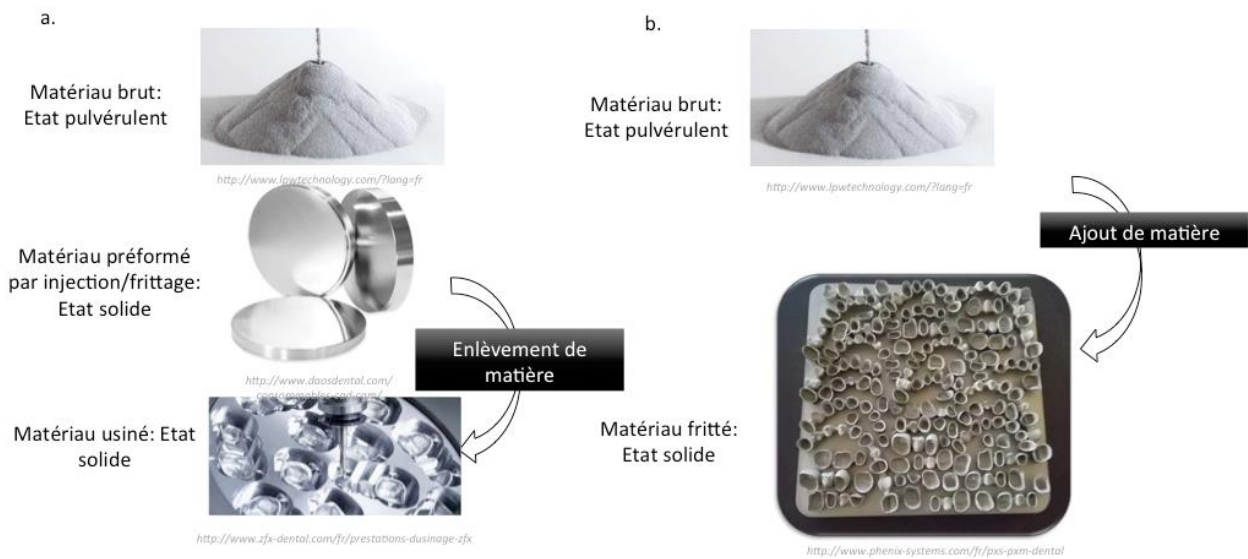


Figure. 5. Gamme de fabrication d'infrastructure de prothèse conjointe a. mise en forme par procédé d'usinage : enlèvement de matière b. mise en forme par procédé additif : ajout de matière

3.1.4.1 Place dans la CFAO

Un autre aspect important dans la mise en œuvre des procédés additifs est son intégration dans une chaîne numérique (Figure 3). En effet, un procédé additif constitue le dernier maillon d'une chaîne composée d'un ensemble de moyens numériques et logiciels permettant de concevoir et réaliser un produit. Cette chaîne numérique est communément appelée CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) dans le milieu odontologique.

Cette chaîne numérique permet de réaliser des maquettes numériques, représentations virtuelles à l'aide de logiciel CAO, de la pièce à réaliser et son processus de fabrication, à l'aide de logiciel FAO (calcul des déplacements à réaliser par la machine pour réaliser chaque couche de dépôt de matériau). Comme illustré Figure 3 (à gauche), la numérisation 3D par CBCT d'un fémur a permis de concevoir la maquette numérique du bouclier fémoral d'une prothèse de genou, qui ensuite, après passage dans un logiciel de FAO a permis de réaliser le programme informatique commandant la machine AM. Ainsi, il est aisé de comprendre que l'AM fait partie de la fabrication automatisée (Automated Fabrication) : utilisation de l'automatisme pour la production. La fabrication automatisée a pour objet de simplifier, supprimer des tâches manuelles et tout particulièrement de se substituer à l'être humain dans le cadre de la production de formes 3D complexes, impossibles à réaliser manuellement.

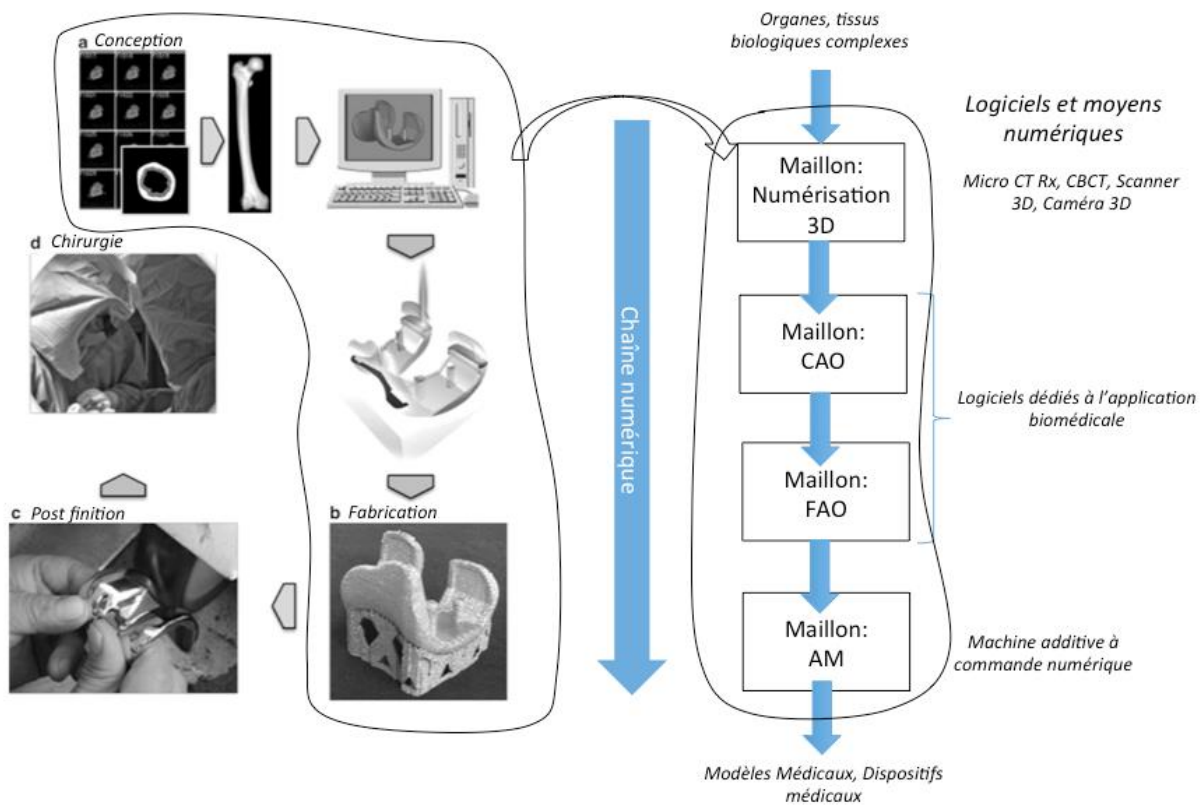


Figure. 6. A gauche, mise en œuvre d'une chaîne numérique avec procédé AM pour une prothèse de genou d'après Niinomi et al.[88]; à droite, généralisation de la mise en œuvre d'une chaîne numériques avec procédé AM dans les applications biomédicales

Il est donc vrai que globalement les procédés additifs sont plus faciles à mettre en œuvre de par l'ensemble des moyens numériques et automatisés. Néanmoins des compétences abouties tant dans les aspects logiciels CAO et FAO ainsi que dans la commande numérique de machines AM sont nécessaires. Malgré le développement de chaîne numérique « clé en main » fortement automatisée, l'expertise de différents domaines de l'ingénierie sera toujours nécessaire pour aboutir à une mise en œuvre pérenne. Il est aussi important d'être conscient que plus un processus numérique est automatisé, moins il sera flexible ou adaptable aux besoins. Ceci pourrait être en contradiction avec l'utilisation des procédés AM, qui dans le cadre d'application biomédicale, sont intéressants de par la possibilité de réaliser des pièces « individualisées ».

3.1.4.2 Place dans les processus de fabrication

La FA s'intègre dans les procédés de mise en forme de matériau (shaping) et tout particulièrement les procédés de fabrication automatisée (Automated Fabrication) : utilisation de l'automatisme pour la production. Cette famille de procédé a pour caractéristique de simplifier ou supprimer de nombreuses tâches manuelles répétitives ou encore, de réaliser des mouvements complexes reproductibles difficiles à réaliser par un humain. Ainsi, l'informatique et les microcontrôleurs sont exploités pour contrôler les effecteurs et les variables de commande via un Contrôleur de Commande Numérique.

Une des caractéristiques de la FA est son fort potentiel pour réaliser des formes complexes (Freeform Manufacturing) [92] :

- Complexité géométrique : réalisation de n'importe quelle forme (inclusion, cavité...) en une seule opération et irréalisable par procédés conventionnels et sans surcoût (exemple Figure. 7).

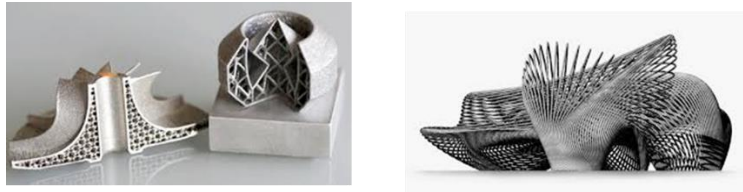


Figure. 7. Illustration de la complexité géométrique rendue accessible par la fabrication additive [92]

- Complexité hiérarchique : réalisation de produits à structures complexes et multi-échelles de type treillis, alvéolaires ou biomimétiques (exemple Figure. 8).

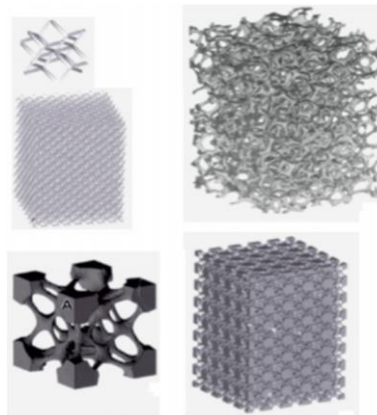


Figure. 8. Illustration de la complexité hiérarchique rendue accessible par la fabrication additive [92]

- Complexité de composition matériau : réalisation de pièce multi-matériaux à distribution continue ou discontinue, matériau à gradient fonctionnel de propriétés (exemple Figure. 9).

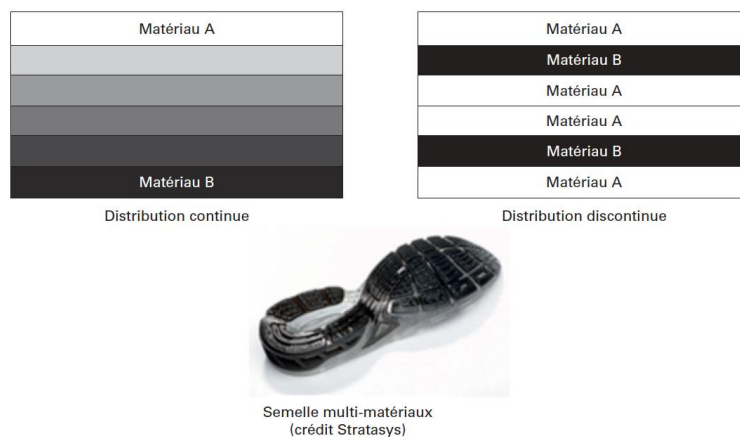


Figure. 9. Illustration de la complexité matériau rendue accessible par la fabrication additive [92]

- Complexité fonctionnelle : réalisation d'ensemble complet de composants préassemblés et prêts à l'emploi.



Figure. 10. Illustration de la complexité fonctionnelle rendue accessible par la fabrication additive [92]

3.1.4.3 Usages

Les usages de la fabrication additive initialement limitée au prototypage rapide et maintenant étendue à la fabrication rapide (Figure. 11).

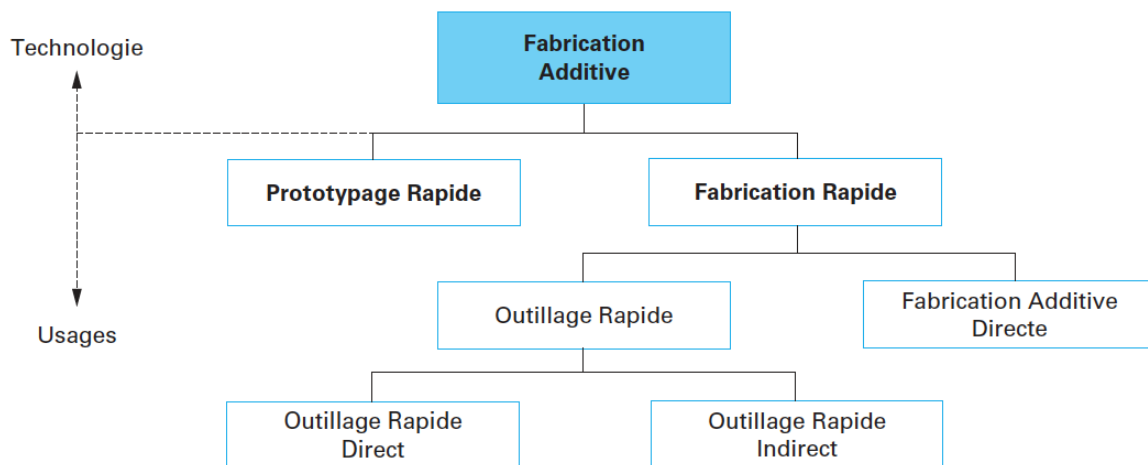


Figure. 11. Classification des usages de la FA [92]

3.1.4.3.1 Prototypage rapide

Le prototypage rapide permet des représentations intermédiaires physiques d'un produit au cours des phases développement et conception de produit. Dans ce contexte, la modélisation par une représentation 3D physique d'un concept de base permet de valider un aspect général ou des proportions. Les prototypes fonctionnels permettent quant à eux la validation de fonction (tenue mécanique, propriétés thermique, ...), d'objectif de conception (fabrication, maintenance, sécurité...) ou encore l'utilisation et le fonctionnement d'un concept (Figure. 12).



Figure. 12. Exemple d'un prototype fonctionnel de clip [92]

3.1.4.3.2 Outillage rapide

La réalisation d'outillage rapides permet de valider rapidement un prototype d'outillage fonctionnel de formes complexes (matrices, moules d'injection) avant la fabrication d'un outillage grande série. Cette approche permet notamment de réduire le temps de développement et de réalisation d'outillages complexes. Dans certaines entreprises, la réalisation d'outillage rapide directe permet de répondre avec agilité à un changement de production en réalisant directement des moules ou empreintes permanentes en s'affranchissant des procédés d'usinage classique (Figure. 13)



Figure. 13. Exemple d'un outillage rapide direct de moule en acier [92]

Dans certaines applications l'outillage rapide indirecte, comme la fabrication de modèle ou noyaux de moulage pour empreinte non permanente sont utilisées ().



Outillage rapide indirect
À gauche : modèle de turbocompresseur fabriqué en PMMA par projection de matière
À droite : pièce finale obtenue en fonderie à modèle perdu

Figure. 14. Exemple d'un outillage rapide indirect à gauche un modèle de pièce réalisé par projection de PMMA, à droite la pièce en alliage métallique obtenue par fonderie à modèle perdue [92]

3.1.4.3.3 Fabrication additive directe

La production de produits ou de composants denses (densité proche de 100%), fonctionnels voire à l'état finis poussent certains secteurs industriels à exploiter la FA comme alternative aux procédés traditionnels. Par exemple en 2001 et 2013, la part de pièces produites en FA directe est passée de 4% à 28,3%. Ces productions s'axent surtout sur les petites séries (1000 pièces en métallique, 10 000 pièces en polymère) ou de pièces unitaires ou quasi-unitaires à haute valeur ajoutée et/ou haute complexité.

3.1.4.4 Secteurs applicatifs et domaines d'utilisation

Comme l'illustre la Figure. 15, le secteur biomédicale est le 3^{ème} utilisateur de la FA dans le développement et la réalisation de dispositifs médicaux (40 000 prothèses de hanche produites en FA directe en 2012).

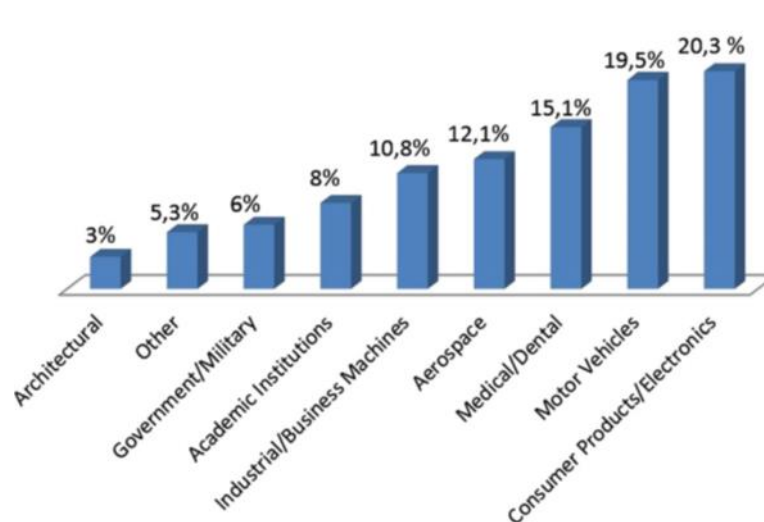


Figure. 15. Répartition des pièces produites avec utilisation de la FA selon les secteurs industriels [93]

La Figure. 16 de gauche illustre l'évolution des usages de la FA. En 2017, la FA directe couvrait environ 34% des usages de la FA, ce qui montre une tendance à l'exploitation de la FA comme un procédé de fabrication finalisé. Ajouté au 15% d'utilisation pour la réalisation d'outillage, il est possible d'affirmer que la FA est maintenant un véritable outil d'industrialisation des produits et ne se limite plus à la réalisation de prototype, ainsi 50% des usages sont orientés vers la production de produit finalisé. En terme d'exploitation de la FA dans l'industrie, les Etats-Unis ont largement déployé cette technologie avec environ 37% du marché mondiale de la FA. Ceci peut s'expliquer par les nombreuses sociétés américaines comme Stratasys ou 3D System pionnières dans le développement de machine FA dès les années 90.

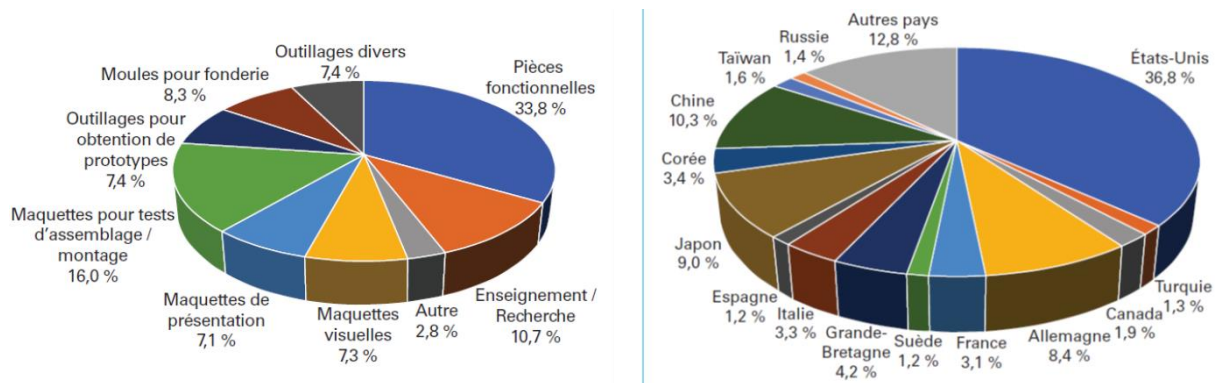


Figure. 16. Usages de la FA et répartition mondiale selon le rapport Wohlers 2017⁹

Malgré la forte croissance de la FA dans les processus de réalisation de pièces notamment par son agilité, dans de nombreux secteurs industriels la FA n'a pas vocation à remplacer les procédés traditionnels permettant d'obtenir des pièces de meilleures qualités souvent avec des cadences de production plus élevée. Néanmoins, la FA est à considérer comme une alternative pour répondre à certaines problématiques où les procédés traditionnels sont moins performant :

- Fabrication à la demande, sur mesure et individualisation : secteur biomédicale, bijouterie, art
- Réponse à des situations d'urgence (exemple de la crise sanitaire Covid-19)
- Fabrication de petites séries ou pièces unitaires à forte valeur ajoutée : secteur de niches aérospatiale, défense, sport automobile
- Optimisation topologique de pièce (par exemple allègement des pièces) par la possibilité de réaliser des formes complexes
- Simplification d'opération d'assemblage (par exemple fabrication de mécanisme déjà assemblé)
- Lever des verrous d'usinabilité de certains matériaux

Le secteur biomédical sera certainement un utilisateur avancé de la FA directe, avec notamment l'exploitation des complexité géométrique, architecturale et matériau qui apporte de nombreuses réponses, l'intérêt de l'agilité des technologies pour individualiser les produits pour des problématiques liés aux développements de dispositifs médicaux. L'ingénierie tissulaire par exemple utilise ce type de technologie pour imprimer du matériau « vivant » (Bio-printing).

3.1.4.5 Marché des machines de FA

Le marché des machines de FA peut se décomposer en 3 blocs : les machines de bureau destinée au grand public, les machines de bureau professionnelle et les machines industrielles destinées à une implantation en usine ou laboratoire dédié.

Machines de bureau « Grand public »

Prix d'achat : < 5000 euros – *Implantation* : domestique et ateliers collaboratifs (FabLab)

Installation : simple table

⁹ Wohlers associates. – Wohlers Report 2017. 3D printing and additive manufacturing state of the industry (2017).

Prise en main : aucune compétence spécifique (la connaissance de la chaîne numérique et des polymères facilite grandement la mise en œuvre)

Gamme de matériau : Thermoplastiques (PLA, ABS, ...)

Volume de travail : autour de 150 x 150 x 200mm³

Qualité pièce : médiocre (prototype basse à moyenne qualité, modèle de concept)

Evolution du marché : 140 000 ventes en 2014 = 2 x ventes 2013 vers l'open source, engouement = baisse des prix (< 250 euros sur certaine technologie)

Machines de bureau « professionnelles »

Prix d'achat : de 5000 à 200 000 euros

Performances : moyennes à élevées (vitesse, précision, volume de travail, nuisances sonores...)

Implantation : bureau d'études industriel ou service R&D pour la confidentialité et délais de fabrication réduit des prototypes

Installation : table ou sol

Prise en main : aucune compétence spécifique mais fortement conseillé de connaître la chaîne numérique et les relations matériaux-produits-procédés pour le réglage machine

Gamme de matériau : thermoplastiques, photopolymères

Evolution du marché : frontière entre technologie grand public et professionnelle disparaît

Machines industrielles

Prix d'achat : de 5000 à < 200 000 euros (polymère), de 500 000 euros à 2 000 000 euros (dédiées métalliques, céramiques ou composites)

Implantation : atelier de production majoritairement ou laboratoire de production

Installation : complexe (sol spécifique, environnement ventilé/filtré/régulé, assurance qualité...)

Prise en main : personnel hautement qualifié et sensibilisé à la chaîne numérique (technicien supérieur, ingénieur production...)

Gamme de matériau : très large

Volume de travail : variable jusqu'à grand volume de fabrication

Qualité pièce : bonne à très bonne

Particularités : conception robuste et technologies avancées pour taux d'utilisation élevés, grandes vitesses de réalisation.

3.2 PRINCIPES COMMUN DE MISE EN ŒUVRE DES PROCÉDES ADDITIFS : INTEGRATION DANS UN FLUX NUMÉRIQUE

L'objectif de cette section est d'apporter un éclairage sur les principes communs de mise en œuvre des procédés additifs et notamment leur intégration dans un flux numérique. Il est montré que le passage du modèle CAO d'une pièce à fabriquer nécessite un ensemble de traitement numérique constituant un flux de données qui entraîne des approximations « numériques » de la forme à réaliser.

3.2.1 INTRODUCTION

Comme nous l'avons évoqué dans la section précédente, quel que soit le procédé additif mise en œuvre, il constitue le dernier maillon d'une chaîne numérique de CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur). Afin, d'être mis en œuvre un procédé additif nécessite, la réalisation de maquettes numériques à l'aide de logiciels de CAO et FAO, qui permettront respectivement de représenter la géométrie de la pièce à réaliser et de réaliser la programmation numérique de la machine additive en vue de la réalisation de la pièce.

3.2.2 MODELISATION GEOMETRIQUE PAR CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR

La conception de la pièce est réalisée à l'aide d'une suite logiciel de CAO. Du point de vue flux numérique (Figure. 17), l'objectif de cette étape est d'avoir une **maquette numérique, décrite à l'aide de modèle numérique (ensemble de fonctions mathématiques), couramment appelé modèle CAO**, décrivant la **géométrie extérieure** (la peau) de la pièce. Quel que soit le procédé additif à mettre œuvre, la peau de la pièce (modélisation B-Rep pour Boundary representation) permet de déterminer les frontières de la pièce à réaliser. Ces frontières seront exploitées par le logiciel de FAO, afin de définir la stratégie de remplissage couche par couche de la pièce et générer un modèle FAO qui sera ensuite convertit et traduit dans un langage de programmation compréhensible de la machine. Le programme généré se compose d'une suite d'instructions que réalisera de manière automatisée la machine pour assurer le dépôt de chaque couche de matière.

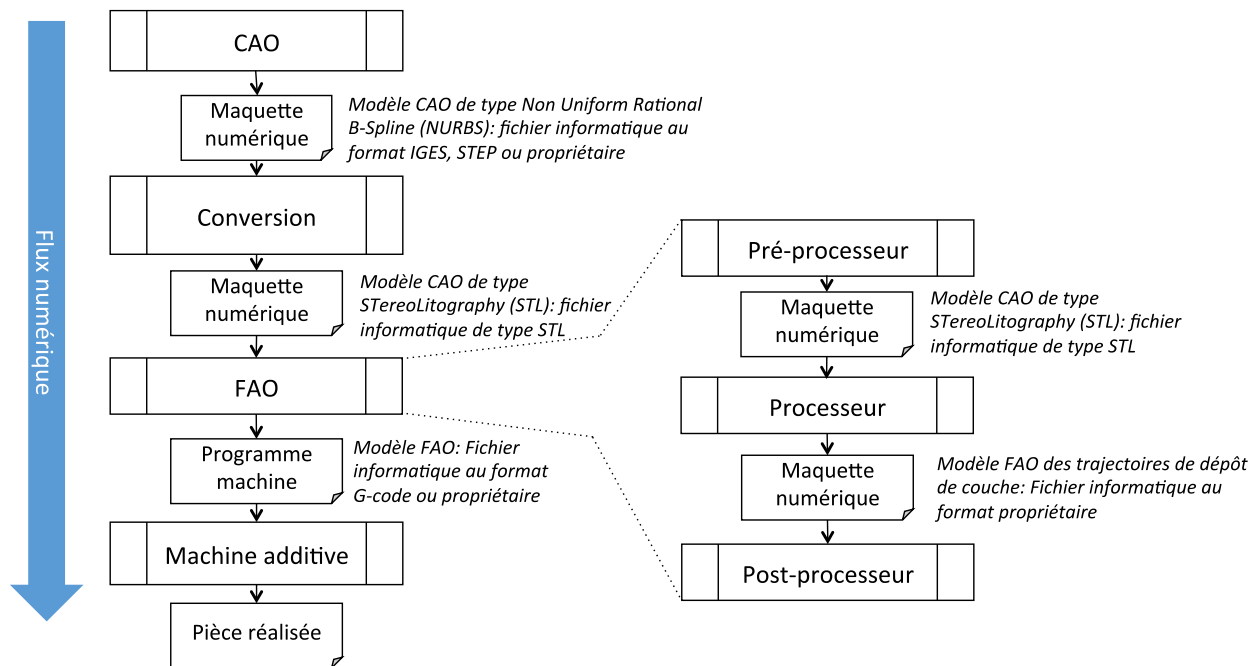


Figure. 17. Le flux numérique lors de la mise en œuvre d'une machine additive

Dans le cadre de la réalisation de dispositifs biomédicaux, la maquette numérique va se baser sur 2 types de modèle numérique.

Le premier modèle numérique, permet de représenter virtuellement les données géométriques sur lesquelles sera « assemblé ou intégré biologiquement » le dispositif médical. En d'autres termes, les tissus biologiques nécessaires à la conception du dispositif médical sont numérisés

à l'aide d'équipement de numérisation 3D (scanner ou caméra optique, équipement d'imagerie médicale). Il s'agit d'un modèle numérique obtenu par une démarche de « Retro Ingénierie ou Ingénierie Inversée »¹⁰.

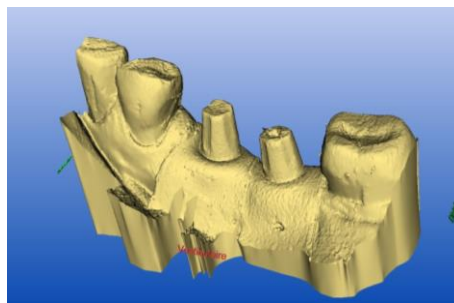
Le deuxième modèle numérique est obtenu directement par l'utilisation d'outil numérique de CAO dédié à l'application biomédical visée.

Dans le cadre de la réalisation d'une prothèse conjointe, le premier modèle numérique est le maître modèle virtuel (Figure. 18.b.) obtenu par la numérisation des tissus dentaires du patient (Figure. 18.a.) et le second modèle numérique est le modèle virtuel de la prothèse conjointe à réaliser (Figure. 18.c.).

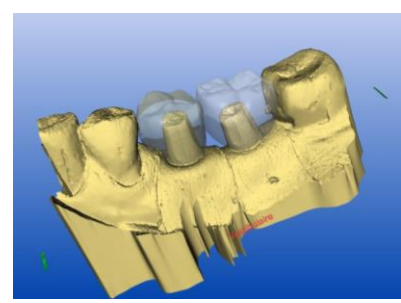
a. Tissus et implants à numériser



b. Maître modèle virtuel



c. Bridge virtuel



Crédits Boris JAKUBOWICZ KOHEN

Figure. 18. Exemples de maquettes numériques en prothèses conjointes ; a. Tissus dentaires à numériser ; b. 1er maquette numérique obtenue de manière indirecte par numérisation 3D ; c. 2ème maquette numérique conçue virtuellement directement sur le 1er modèle.

Une fois que la maquette numérique du dispositif biomédical à réaliser est finalisée, les données issues doivent être transmises au logiciel de FAO afin de générer les données géométriques associées à chaque couche que devra réaliser la machine additive.

Les maquettes numériques issus de la CAO peuvent faire l'objet d'un format de fichier propriétaire ou standard (IGES, STEP) associé à un modèle mathématique Non Uniform Rational B-Spline (NURBS). L'exploitation directe de ces fichiers CAO, due aux nombreux formats informatiques propriétaires et, à la diversité des logiciels FAO associés aux technologies additives, est difficile. Ainsi, un format de fichier et de modèle numérique appelé STL a été adopté par un grand nombre d'acteurs de la fabrication additive [86]. Ce format, versé au domaine public, a été développé par 3D Systems, USA, firme à l'origine du développement de la technologie additive par « StereoLithography » [14]. Le format STL est devenu un standard de sortie de presque tous les logiciels de CAO et a été intégré par tous les industriels de la fabrication additive dans le développement des logiciels FAO.

¹⁰ Activité qui consiste à copier un objet dont les plans ou maquettes numériques ne sont pas accessibles ou n'existent pas.

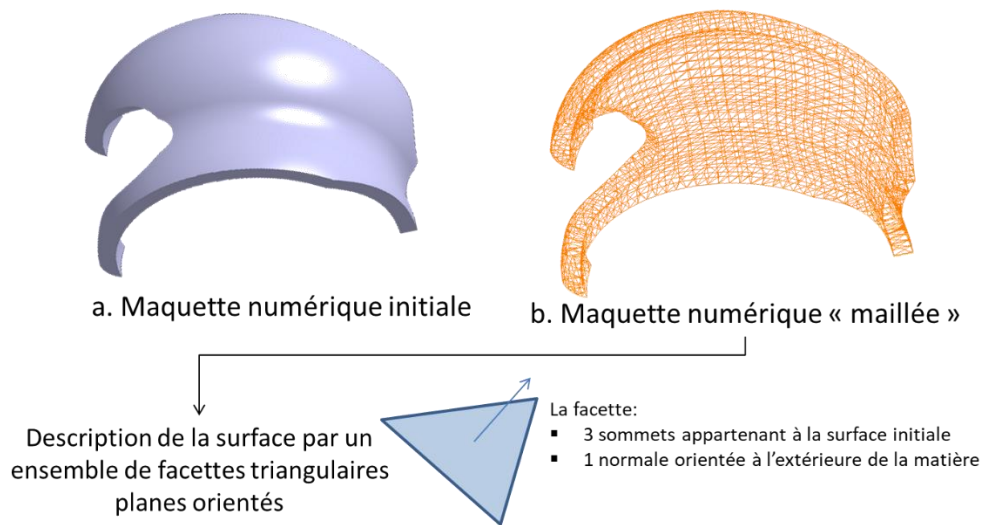
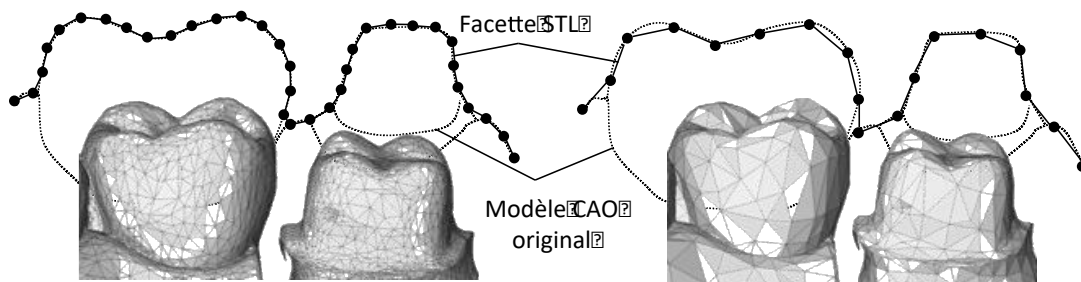


Figure. 19. Conversion d'une maquette CAO en vue de la préparation de la fabrication additive ; a. maquette numérique basée sur un modèle NURBS ; b. maquette numérique basée sur un modèle STL

L'adoption de ce format STL entraîne de facto une conversion du modèle numérique issu de la CAO (Figure. 20.a.) en modèle STL (Figure. 19.b.) en vue de préparer le modèle FAO. Du fait que le modèle STL est basé sur une facette plane triangulaire, les formes issues du modèle CAO original sont nécessairement approximées (Figure. 20).



Conversion d'un modèle CAO en STL avec une erreur de corde faible (à gauche) et élevée (à droite)

Figure. 20. Approximations engendrées par la conversion en modèle STL adapté de [23]. Sur la partie haute de la figure, les lignes pointillées représentent le modèle CAO original, les lignes brisées reliant les points représentent les facettes du modèle STL issu de la conversion du modèle initial. Sur la partie basse de la figure sont représentés les modèles STL en 3D issus de conversion d'un modèle CAO NURBS avec un paramétrage d'erreur de corde différent.

De nouveaux formats plus riches en informations que le STL commencent à émerger. La principale limitation du format STL est la pauvreté d'informations topologiques portées par le maillage, seule la direction matière est associée à une facette. De nouveaux formats de maillage tels que le PLY (développé par l'université Stanford), VRLM et WRL sont une évolution du modèle STL incorporant une information de couleur associée à chaque facette. La norme ISO/ASTM 52915 de 2013, définit les spécifications du format AMF (Additive Manufacturing

File Format), ce format a une richesse informationnelle beaucoup plus élevée que les formats actuellement exploités : description géométrique, nature du matériau mis en forme, description des textures et couleurs, type de procédé additif, nuances fonctionnelles. Quelques logiciels commerciaux de CAO intègrent déjà ce format, les FAO associées à des imprimantes de gamme industrielles permettant déjà l'exploitation de ces fichiers.

3.2.3 PREPARATION A LA FABRICATION ADDITIVE PAR FAO

Le logiciel de FAO associé à la machine additive se décompose en 3 modules consécutifs comme illustré Figure 1. Néanmoins avant de rentrer dans la FAO, il convient de valider la qualité géométrique du maillage importé. Ainsi, plus conditions doivent être respectées pour leurs exploitations FAO.

3.2.3.1 *Contrôle et corrections des erreurs du maillage*

Plusieurs conditions doivent être respectées pour assurer un maillage pérenne pour la FAO. Comme évoqué **précédemment les paramètres de l'algorithme de facettisation doivent être choisis judicieusement par rapport à la qualité dimensionnelle attendue** de la pièce à réaliser. Comme l'illustre la Figure. 21.a., le choix du paramètre d (erreur de corde) lors de la facettisation a un impact direct sur la description géométrique de la pièce.

Aussi, **la maquette numérique STL doit être connexe et fermée** pour générer la maquette numérique FAO. Pour respecter ces deux conditions, plusieurs contrôles et le cas échéant correction du maillage sont à effectuer : (1) éliminer l'absence de facette (illustré Figure. 21.b.), (2) assurer la connexité du maillage (cohérence de l'orientation des facettes comme illustré Figure. 21.c.), (3) éliminer les éléments non manifold¹¹, en d'autres termes, deux faces s'intersectent le long d'une arête uniquement et une arête est partagée par exactement deux faces (la Figure. 21.d., illustre la présence d'une arête non manifold. La superposition à une arête existante ne permet pas de respecter les conditions sur le partage d'arêtes et intersection de face).

D'autres conditions sont parfois à respecter pour assurer la qualité du maillage CAO. Par exemple la présence de facettes dégénérées (facettes relativement allongées) peut engendrer des problèmes de génération du modèle FAO. Ainsi, des algorithmes de correction de maillage permettent de modifier le maillage pour assurer un maillage avec des facettes plus proches du triangle équilatéral.

¹¹ – Élément manifold : pour tout point de la frontière du solide, une sphère de diamètre suffisamment petit centrée sur ce point est séparée en deux parties : une à l'intérieur de ce solide et l'autre à l'extérieur. De plus, l'intersection entre cette sphère et la surface frontière du solide est une surface homéomorphe à un disque.

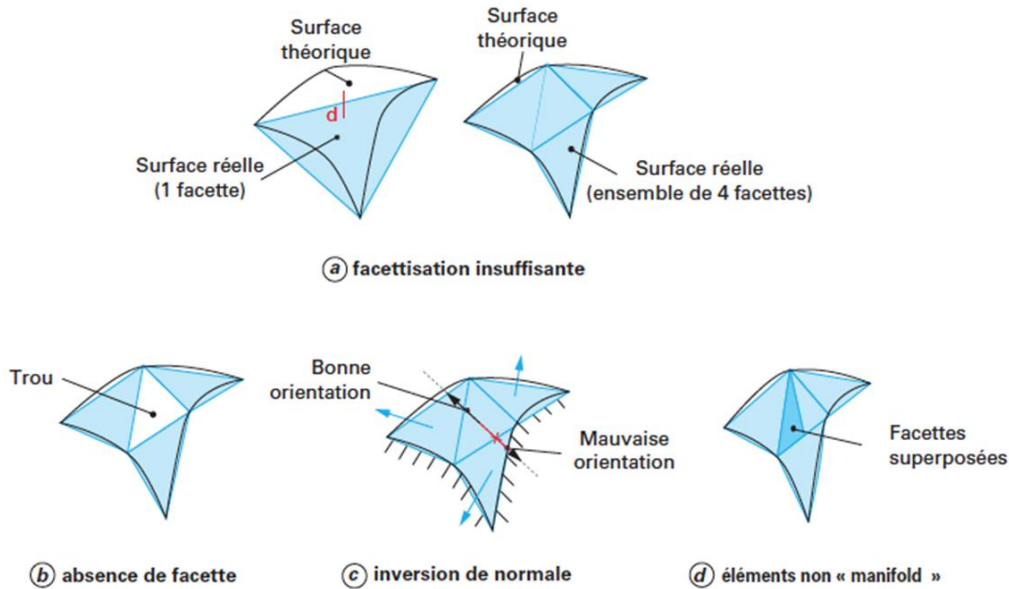


Figure. 21. Illustration des paramètres et conditions à respecter pour assurer un maillage pérenne pour la FAO.

3.2.3.2 Préprocesseur géométrique

Le préprocesseur géométrique va permettre d'intégrer les contraintes liées à la mise en œuvre de la machine, notamment la finalisation de la conception de la pièce au regard du procédé et la détermination des paramètres de fabrication de la pièce. La première contrainte à respecter est l'orientation de la pièce dans le volume de travail de la machine additive.

Le logiciel FAO associé à la machine additive permet de positionner de manière semi-automatisée la pièce dans le volume de travail de la machine (Figure. 22)[86]. Des outils de manipulation du modèle STL sont proposés pour réaliser manuellement le positionnement de la pièce dans le volume de la machine. Ces outils sont souvent complétés par une aide automatisée permettant de mettre en contact la pièce à réaliser avec le plateau de la machine. Ce dernier outil est primordial le plateau de la machine étant le support de base avec laquelle sera en contact la pièce et/ou les supports de la pièce. En effet, si l'opérateur positionne la pièce de manière trop éloignée du plateau, des supports de grandes hauteurs seront nécessaires pouvant générer une perte de matière importante. D'autres outils automatisés permettent d'analyser la pertinence du positionnement de la pièce dans le volume de travail et notamment les risques de porte à faux pouvant générer des effondrements de la pièce en cours de production et nécessitant donc l'ajout de support de soutien.

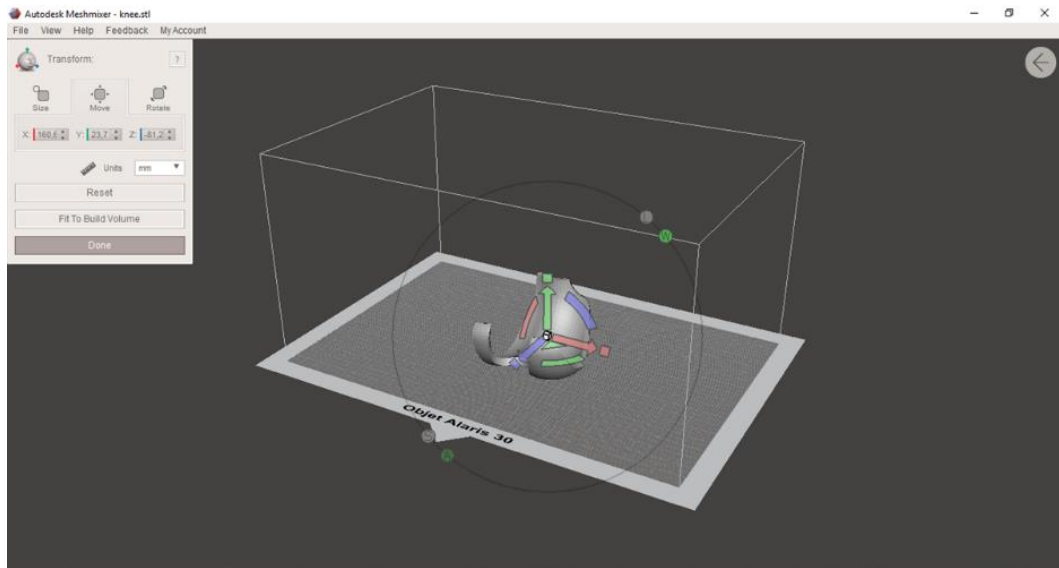


Figure. 22. *Positionnement d'une pièce à réaliser dans l'espace de travail de la machine additive Objet Alaris 30 (représenté ici par un parallélépipède englobant) de Stratasys à l'aide du logiciel Meshmixer Autodesk.*

Le logiciel de FAO associé à la machine additive selon la technologie de dépôt mise en œuvre va permettre à l'opérateur d'agir sur un jeu de paramètres agissant sur la stratégie de remplissage de la pièce (trajectoires et vitesses de déplacement lors de la réalisation d'une couche), le choix d'épaisseur de parois ou encore les paramètres de températures et débit matière. La Figure. 23, illustre le résultat d'un choix de paramètres sur la stratégie de remplissage d'une couche par dépôt de fil extrudé, technologie appartenant à la famille des procédés par extrusion de matière.

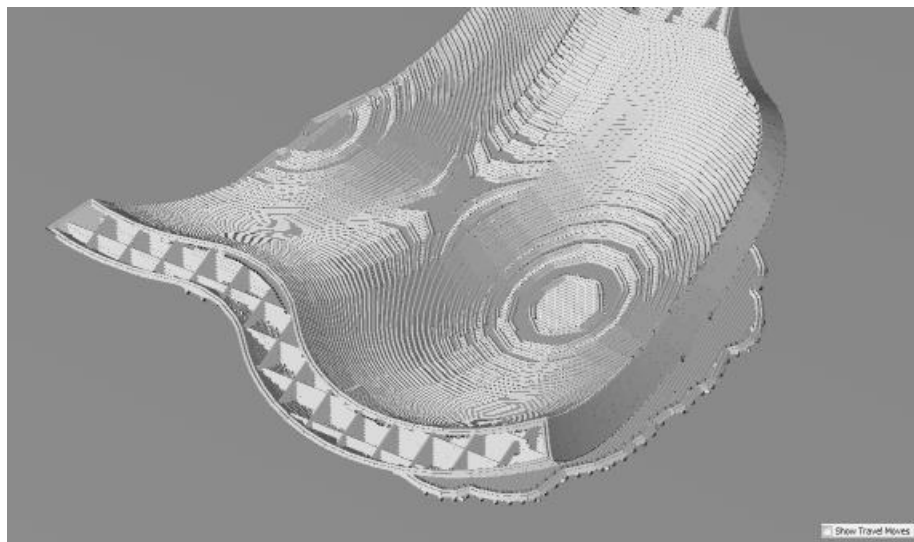
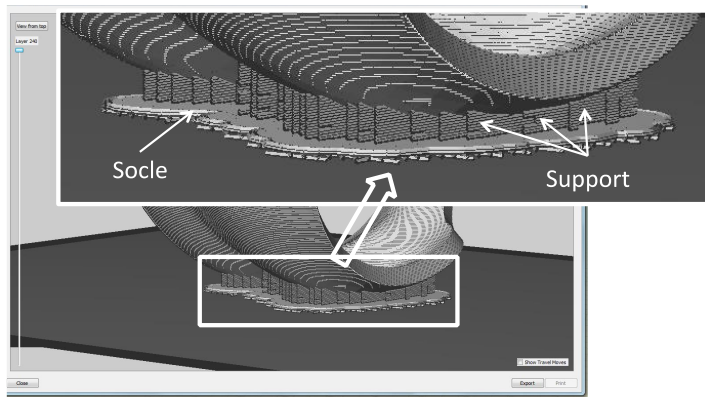


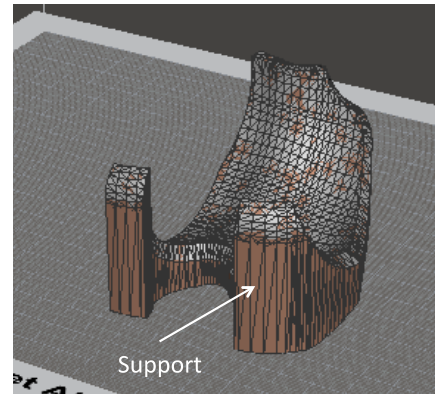
Figure. 23. *Illustration d'une stratégie de remplissage associée à la technologie par extrusion de fil (Fused Deposit Modeling). Il apparaît clairement sur cette figure que la frontière de chaque couche est délimitée par 2 fils disposés parallèlement et que le cœur de la pièce est rempli par un motif alvéolaire consistant à croiser des lignes de fil.*

Le logiciel de FAO associé à la machine additive selon la technologie de dépôt mise en œuvre permet donc d'ajouter de manière semi-automatisée les supports de soutien nécessaire lors de

la phase de dépôt couche par couche. L'opérateur peut agir sur un jeu de paramètres qui permettra l'ajout de ces supports. La Figure. 24.a. illustre l'ajout d'un socle et d'un ensemble de support sous forme d'un « échafaudage » lors de la mise en œuvre d'un procédé Fused Deposit Modeling, technologie appartenant à la famille des procédés par extrusion de matière. Dans cet exemple, la machine ne pouvant déposer qu'un seul type de matériau, les supports doivent être conçus pour être facilement détachable de la pièce finale. Cette contrainte est donc intégrée dans le logiciel de FAO. La Figure. 24.b. illustre l'ajout d'un support sous la pièce pour un procédé par jet de matière (Impression 3D par jet de gouttelette). La machine disposant de plusieurs buses d'impression, le support est imprimé avec un matériau différent de la pièce finale. Ce matériau support est rendu soluble chimiquement, ce qui permet de l'éliminer de la pièce finale. De la même manière ces spécificités du procédé d'impression sont intégrées dans le logiciel de FAO pour concevoir les supports ajoutés à la pièce. La Figure. 24.c. illustre l'ajout de support sécable lors de la mise en œuvre d'un procédé de cohésion dans un lit de poudre par frittage laser sélectif.



a. Supports pour un procédé FDM



b. Supports pour un procédé de Material Jetting



c. Supports pour un procédé de Powder Based Fusion

Figure. 24. Illustration de l'ajout de support d'impression selon la technologie additive mise en œuvre

3.2.3.3 Processeur géométrique

Quel que soit le procédé additif mis en œuvre, le principe de base est de déposer le matériau couche par couche. Il est donc nécessaire de calculer ces couches puis de calculer la trajectoire de remplissage de ces couches : c'est le rôle du processeur géométrique associé au logiciel de FAO et qui permet ainsi d'obtenir le modèle FAO.

3.2.3.3.1 Slicing ou tranchage : calcul des frontières de couches

Le calcul des couches repose sur le principe générique qui consiste à découper le modèle CAO issu du préprocesseur géométrique en tranche. Comme nous l'avons présenté précédemment, la majorité des logiciels de FAO nécessite le passage de la CAO au format STL. L'épaisseur d'une tranche est déterminée par le logiciel et ne peut être inférieure à l'épaisseur de couche réalisable par le procédé additif (Figure. 25) [94]. La méthode de découpe la plus répandue est uniforme, chaque couche à la même épaisseur. Cette méthode a pour principal défaut de générer un effet d'escalier dans la direction perpendiculaire aux plans de découpe pouvant générer la perte de détails géométriques. Des algorithmes de découpe adaptatif voient le jour afin d'adapter à la géométrie de la pièce l'épaisseur de matériau à déposer au regard du niveau de détail attendu [95]. Un autre paramètre influent dans la méthode de découpe est la circonscription des tranches à l'intérieur de la peau du modèle CAO (découpage « interne », figure 8) ou la possibilité de découper à l'extérieur de la peau du modèle CAO (découpage « externe », figure 8). Ainsi, la méthode de découpe a un impact direct sur les défauts de formes, dimensionnels et surfaciques de la pièce ainsi que sur le temps de fabrication [96].

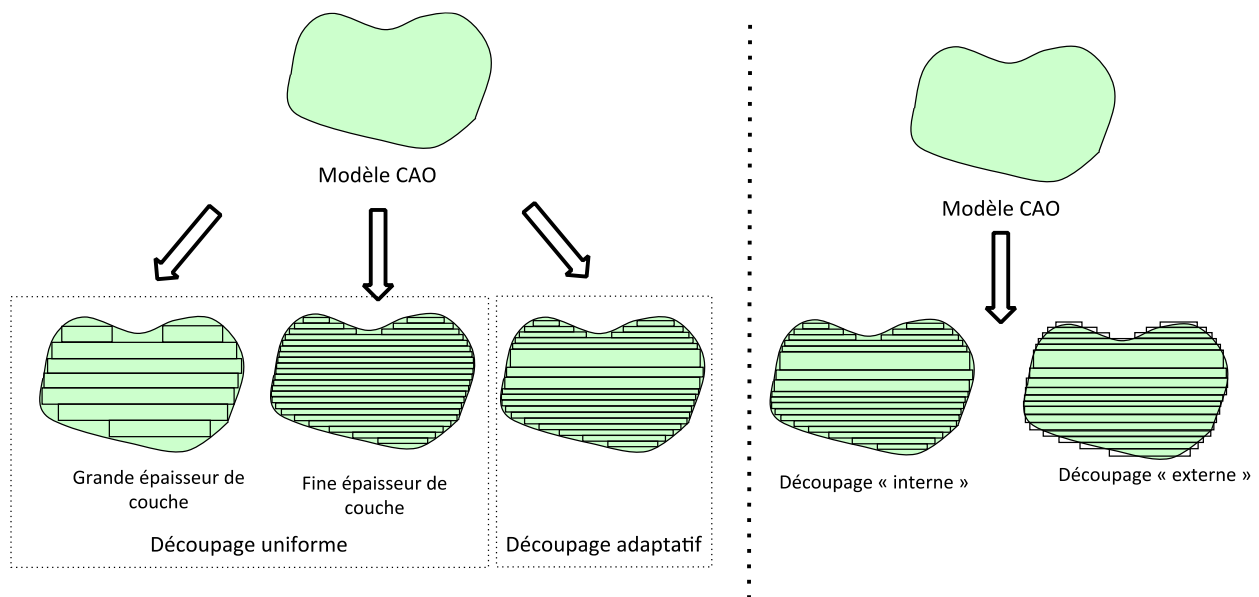


Figure. 25. Opérations de découpe ou « slicing » uniformes ou adaptatives et internes ou externes

3.2.3.3.2 Calculs des trajectoires de dépôt/consolidation

Une fois le découpage du modèle CAO effectué, les frontières 2D de chaque couche sont extraites et selon la technologie de la machine additive exploitée les trajectoires de dépôt/consolidation de la matière de chaque couche sont calculées selon un jeu de paramètres associés à une stratégie de remplissage sélectionnés par l'opérateur FAO (Figure. 26).

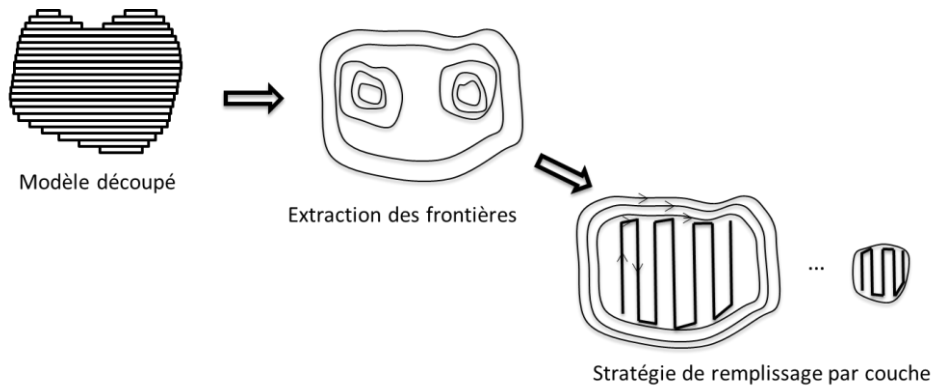
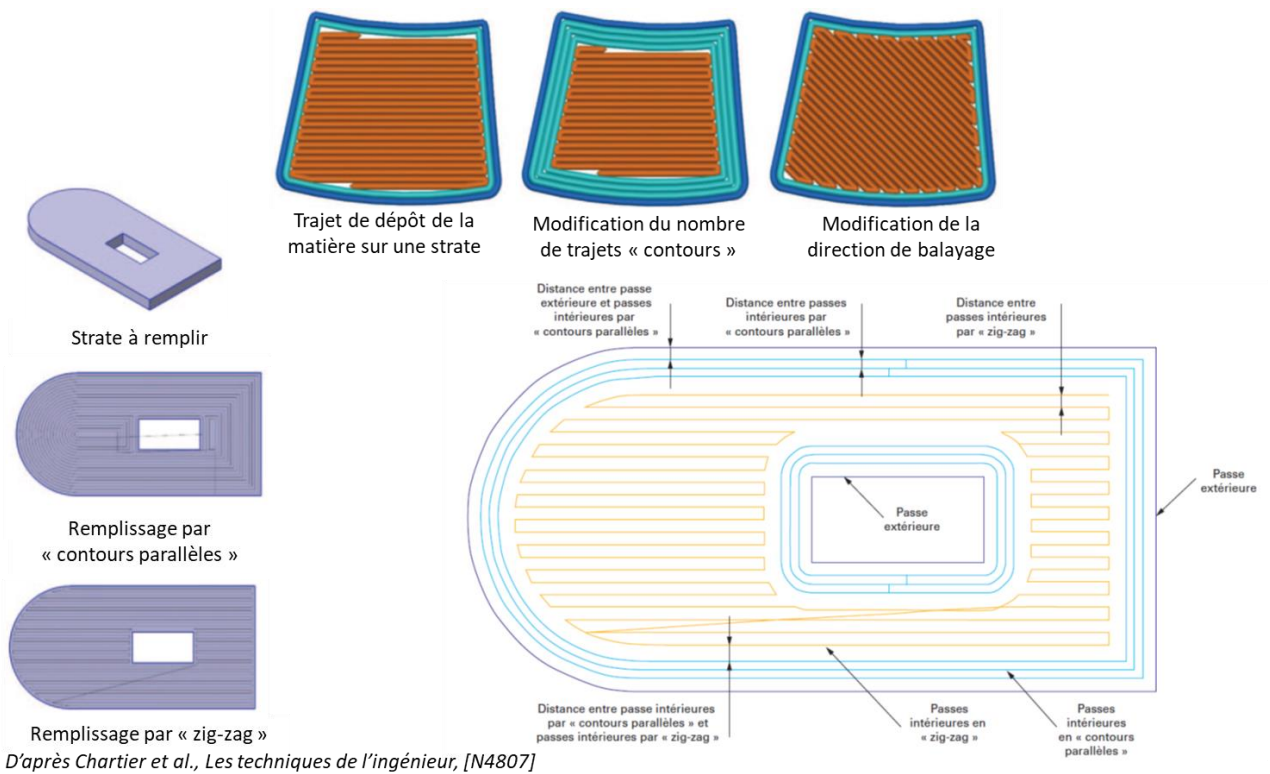


Figure. 26. Principe général de calcul de trajectoires de dépôt/consolidation de la matière

La Figure. 27 illustre des paramétrages de stratégie de dépôt/consolidation pouvant être suivi par la buse d'impression d'une technologie par extrusion de matière [97].



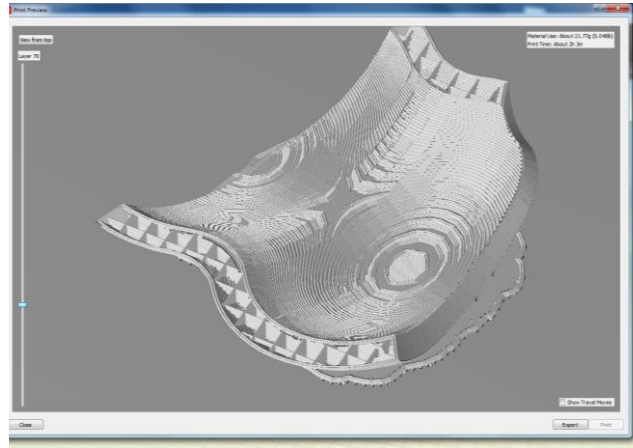


Figure. 27. Exemples de paramétrages de stratégies de dépôts/consolidations de matière

L'ensemble des traitements numériques effectués dans le processeur géométrique sont totalement automatisés et transparent pour l'utilisateur.

3.2.3.4 Post-processeur géométrique

Une fois les trajectoires de dépôt couche par couche calculée, il est nécessaire de générer un programme commande numérique interprétable par l'ordinateur de commande, appelé commande numérique, associé à la machine. Ce programme est constitué d'une suite d'instructions de déplacements correspondant aux trajectoires calculées et de fonctions annexes telles que le débit matière. Le langage le plus communément exploité est le langage standard issu de la norme ISO appelé G-code. La phase de post-processing est aussi totalement automatisée et transparente pour l'utilisateur.

3.2.4 LANCEMENT DE LA FABRICATION

Une fois le programme commande numérique généré, il est transféré à la commande numérique de la machine. Avant de lancer la production de la pièce, la machine additive qui répondra à une des 7 technologies classifiées, sera configurée et initialisée selon sa technologie. La production est ensuite lancée et la machine réalise la pièce selon les instructions contenues dans le programme.

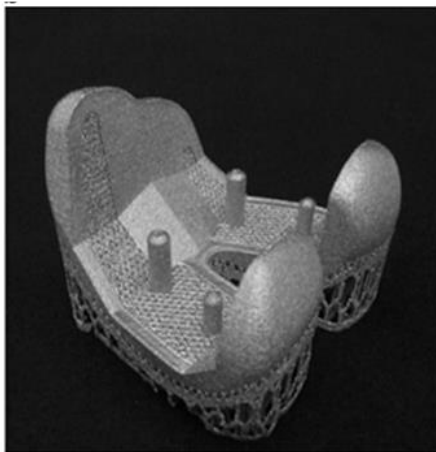
3.2.5 APRES LA FABRICATION

Une fois la pièce produite, elle doit être extraite de l'espace de travail de la machine. Selon le procédé additif mis en œuvre, cette tâche peut être plus ou moins fastidieuse, complexe et dangereuse pour l'opérateur : adhésion de la pièce au support d'impression, température de la pièce, matière restante non exploitée notamment pour les procédés à base de poudre... [86].

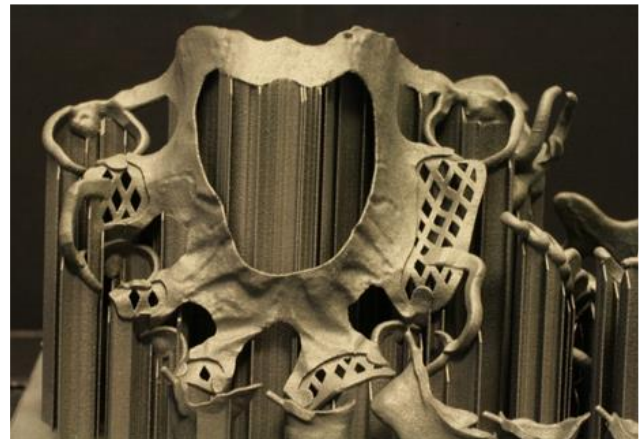
Suite à sa production la pièce peut nécessiter un ensemble d'opérations de post-traitement afin d'en assurer le rendu et les fonctionnalités finales : nettoyage, suppressions de supports, reprise de surface fonctionnel par usinage et/ou polissage, ajout d'une couche de matériau durcissant...

La Figure. 28.a. illustre un bouclier fémoral brut sorti de fabrication par frittage laser sélectif, technologie appartenant à la famille des procédés de cohésion dans un lit de poudre. Ce dispositif médical nécessite des opérations de post-traitement afin d'enlever les supports de soutien réalisés lors de la fabrication et d'obtenir par polissage la rugosité nécessaire sur les

formes condyliennes. De la même manière la Figure. 28.b. illustre un châssis de prothèse amovible nécessitant un post-traitement pour retirer les supports de soutien de la pièce.



a. Bouclier fémoral en alliage de Ti après procédé SLS [18]



b. Châssis de prothèse dentaire amovible en alliage Co-Cr [www.beunelaboratoire.fr]

Figure. 28. Exemples de dispositifs médicaux après fabrication par frittage laser sélectif

3.2.6 SYNTHÈSE GRAPHIQUE

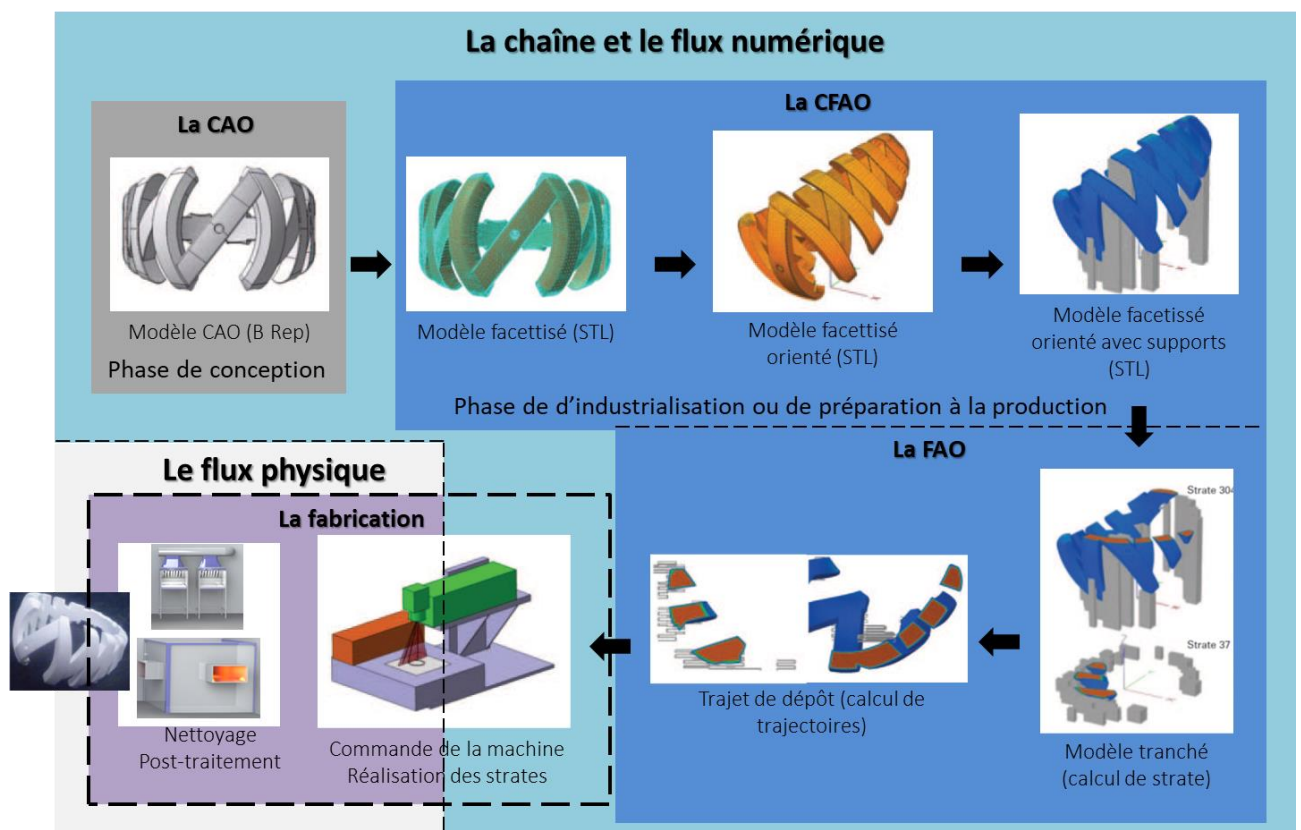


Figure. 29. Principes communs de mise en œuvre de procédés additifs d'après Chartier et al. [98]

3.2.7 EXACTITUDE DE MISE EN ŒUVRE

Lors de la mise en œuvre des technologies additives plusieurs sources sont à l'origine des dispersions géométriques et de forme des pièces réalisées (Figure. 30). Comme détaillé dans le Chapitre 2, la mise en œuvre d'une chaîne numérique introduit intrinsèquement des approximations liées aux algorithmes informatiques de CFAO mais aussi au technologie numérique et mécanique retenue pour les équipements. Dans le contexte des procédé additifs, l'influence de la technologie de dépôt de la matière et du matériau mis en forme sont aussi des sources de dispersions. La combinaison de ces différentes sources de dispersions implique de nombreuses problématiques techniques de mise en œuvre des procédés additifs.

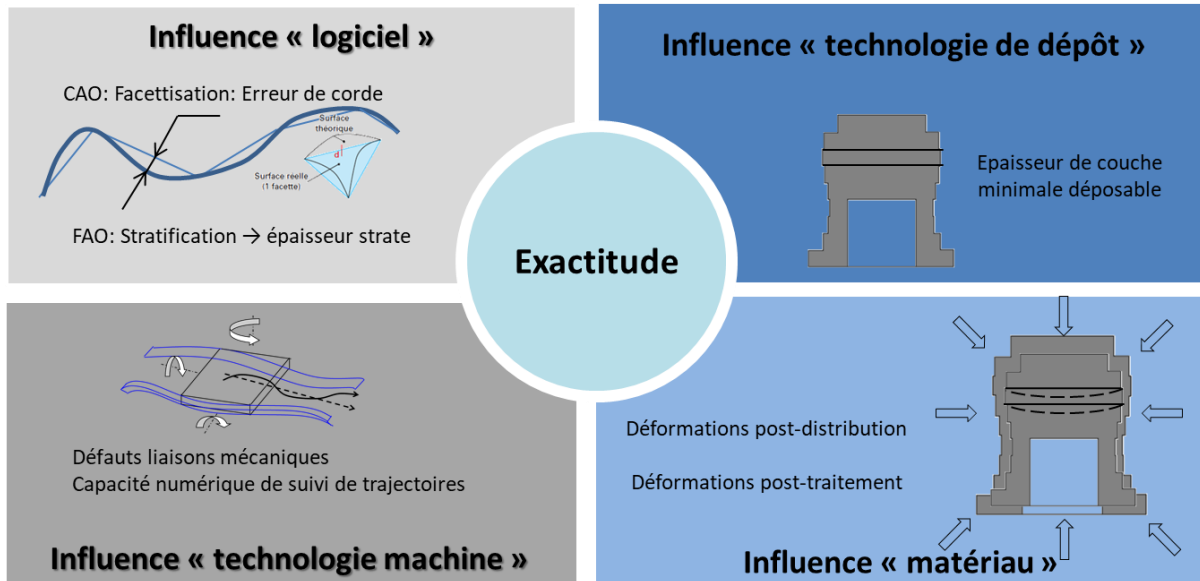


Figure. 30. Sources de dispersions géométriques et dimensionnelles des procédés additifs d'après Chartier et al. [98]

La première concerne l'accessibilité de la matière dans l'espace. La technologie doit permettre d'assurer via le système de dépôt/consolidation de la matière, l'accès à l'ensemble du volume de la pièce conçue. Néanmoins, la combinaison de la discrétisation numérique du volume de la pièce (maillage STL et trajectoires de dépôt) et l'épaisseur minimale de matériau déposable (épaisseur de stratification ou de couche minimale) ne permet pas de réaliser exactement le volume conçu.

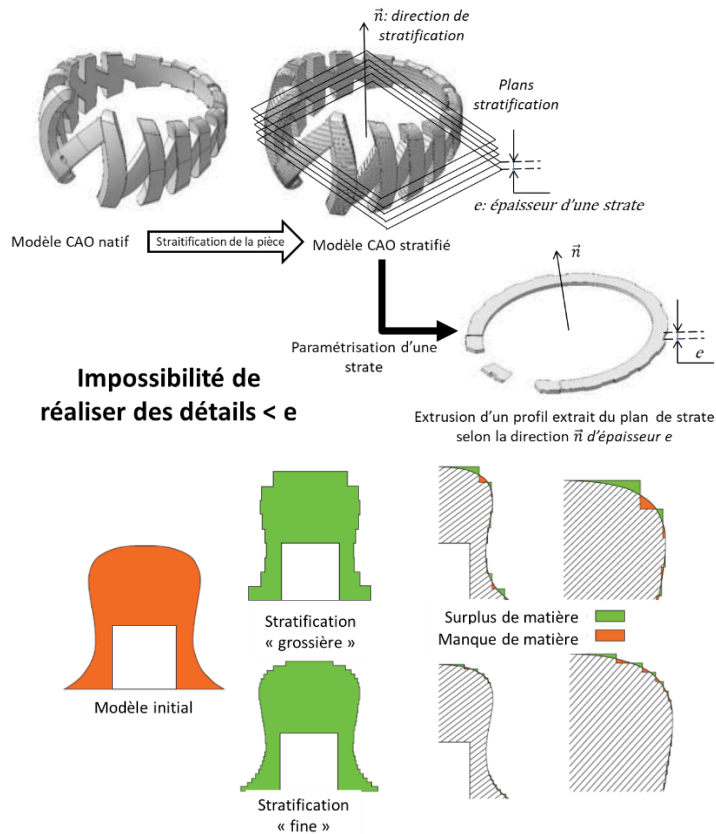


Figure. 31. Impact de la chaîne numérique et du principe de dépôt de la matière sur l'exactitude géométrique et dimensionnelle de pièce obtenue par fabrication additive d'après Chartier et al. [98]

La seconde problématique concerne la phase de transport, positionnement et distribution du matériau suivi de sa phase de mise en forme. Dans la plupart des procédés la succession de ces deux phases est critique puisque le matériau doit pouvoir adhérer à différent type de substrat dans des états différents : adhésion au plateau de la machine lors du dépôt suivi de sa solidification, adhésion lors du dépôt au volume de matière adjacent dans une même couche à l'état solide ou en cours de solidification, adhésion à la couche déposée précédente à l'état solide ou en cours de solidification. Selon les technologies mises en œuvre des déformations de post-distribution de la matière ou de post-traitement sont intégrées lors de la mise en forme d'une pièce.

Enfin, une problématique intrinsèque à la chaîne numérique pose encore de nombreux problèmes pour décrire avec exactitude la topologie de la pièce. En effet, les modèles CAO exploités actuellement ne décrivent que les surfaces frontières de la matière, hors les procédés additifs offrant la possibilité de faire varier la composition du matériau lors de la mise en forme, il est nécessaire de développer des modèles CAO VRep (Volume Representation) pour surmonter les limites d'une description BRep (Boundary Representation). Seule une modélisation VRep permettant de décrire la distribution volumique de la matière permettra de simplifier le passage du maillon CAO au maillon FAO pour piloter la machine additive.

3.3 PROCÉDES ADDITIFS DE SOLIDIFICATION SELECTIVE D'UNE RESINE OU D'UN MATERIAU FONDU

3.3.1 EXTRUSION DE MATIERE

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

EXTRUSION DE MATIERE (FR) – MATERIAL EXTRUSION (EN)

Famille des procédés déposant un matériau à travers une buse : principe de l'extrusion ; le balayage de la buse sur une couche permet de produire une section de la pièce

Sources d'activation : Chaleurs, ultrasons ou réaction chimique entre les composants

Exemples de technologies : Dépôt de fil fondue, FDM (Fused Deposition Modeling), FFF (Fused Filament Fabrication), CC (Contour Crafting), Robocasting

Exemples de matériaux mis en forme : Polymères thermoplastiques (Polyamide, ABS, PLA, PPSF), pâtes céramiques, pâtes métalliques, ciment, mortier, béton

Les technologies FFF ou FDM, illustrées Figure. 32, sont actuellement les plus déployées parmi la communauté des makers et les bureau d'études R&D pour la réalisation de prototypes parfois fonctionnels. Ces technologies sont basées sur le principe de l'extrusion d'un thermoplastique. Le thermoplastique est amené par un système d'entraînement dans une tête ou chambre d'extrusion chauffée. Ainsi, le matériau est rendu malléable et passe à travers une buse afin de générer un filament qui par déplacements planaires de la tête d'extrusion vont générer des cordons de dépôts selon une stratégie prédéterminée en FAO. Une fois la couche terminée, le plateau est translaté afin de réaliser une nouvelle couche. Dans ce type de machine le plateau d'impression peut être chauffant afin de favoriser l'adhésion de la première couche sur le matériau substrat constitutif du plateau. Selon la nature du substrat du plateau il parfois nécessaire d'ajouter à la pièce des jupes (rim ou raft) permettant d'augmenter la surface d'adhésion de cette première couche. Parfois, le dépôt d'une couche d'accroche, via des systèmes adhésifs (colle, laque) ou des feuilles adhésives pour rendre la surface d'accroche rugueuse. Comme illustré Figure. 32, des doubles têtes d'extrusion sont parfois proposées pour de l'impression bi-matériaux. Dans ce type de technologie, il est possible d'utiliser un matériau support soluble dans l'eau ou l'alcool, permettant ainsi de limiter les opérations d'élimination des supports et finition des pièces. Il existe de nombreuses taille de buse d'extrusion, de l'ordre de 1mm à 0,1mm. Dans ce dernier cas, le terme de microextrusion est parfois évoqué. Le choix de la taille de buse est lié la qualité dimensionnelle, de forme et d'état de surface résiduelle attendue sur la pièce. Ainsi, pour la réalisation de prototype de première intention, des buses de grandes dimensions sont utilisées pour limiter le temps d'impression. Pour la réalisation de prototype fonctionnel avec contraintes dimensionnelles, de forme et d'état surface résiduelle, de plus petit buse sont exploitées, entraînant ainsi un temps d'impression plus élevé.

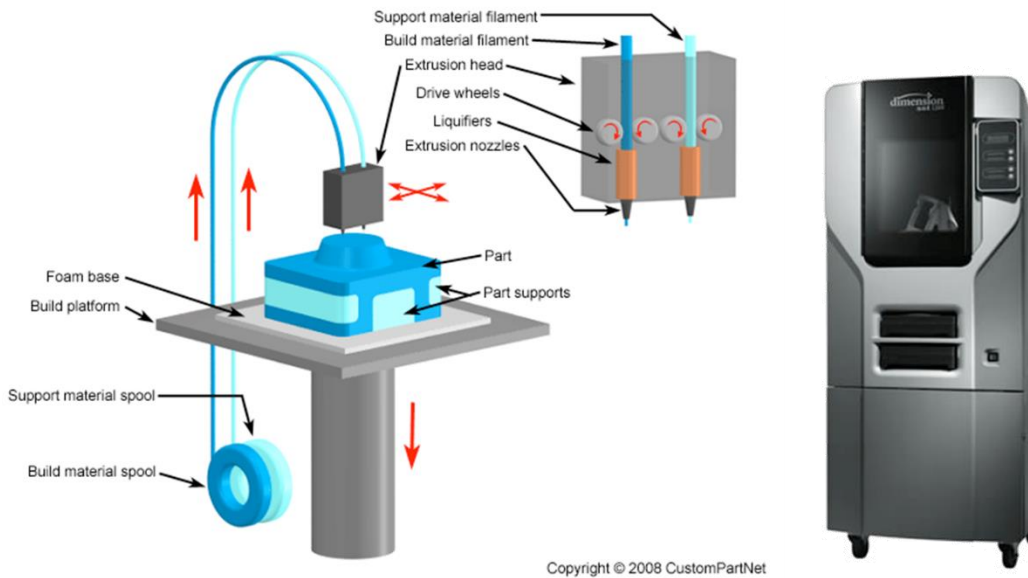


Figure. 32. Principe du Fused Filament Fabrication (FFF) (à gauche) et du Fused Deposition Modeling (FDM^{TM(1)}) (1) : marque déposée par Stratasys ; (à droite) machine additive FDM dimension de chez Stratasys (gamme bureau)

Les technologies CC et de robocasting, illustrées Figure. 33, sont actuellement déployées dans l'industrie pour de la fabrication additive directe. Ces technologies sont basées sur le principe de l'extrusion de pâtes céramiques, de pâtes de ciment, de béton ou de mortier. Le matériau est stocké dans le réservoir d'une « seringue », dans lequel il va être mis sous pression par un piston jusqu'à la phase extrusion à proprement parler par le passage à travers une buse sous l'action de poussée du piston. Les cordons de matériau sont alors réalisés par le déplacement de la tête d'extrusion. Ces déplacements peuvent être réalisés par des structures cinématiques polyarticulées comme sur les machine-outil ou les robots. Dans ce type de machine l'accroche de la 1^{ère} couche est soit réalisée sur un plateau substrat soit directement sur un soit sur un substrat préfabriqué, par exemple dalle en béton précontrainte dans le cas de la mise en œuvre de béton, mortier ou ciment.

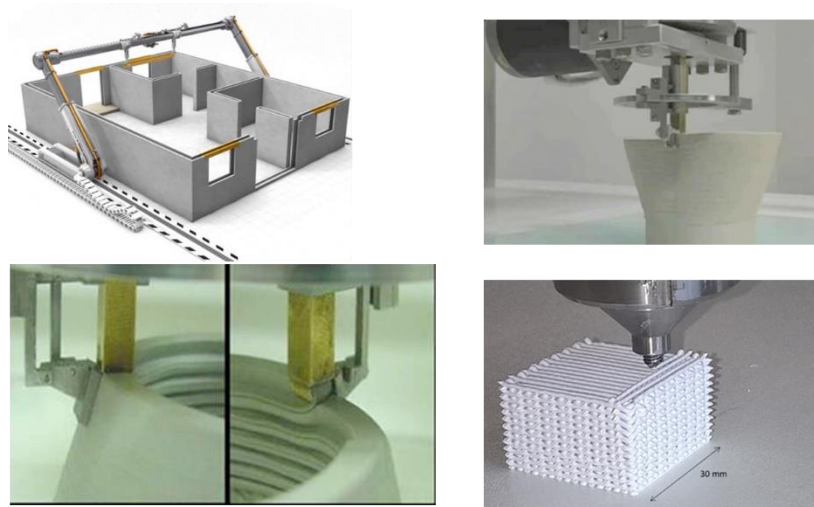


Figure. 33. Exemples de technologies de contour crafting et robocasting pour béton et céramiques

3.3.1.1 Points clés de la mise en œuvre

Le développement des technologies d'extrusion de matière nécessite de réunir plusieurs compétences, outre des compétences approfondies en CFAO et technologies numériques, des compétences approfondies en ingénierie des matériaux, selon la famille de matériau mis en forme, et tout particulièrement sur les procédés d'extrusion sont nécessaires (mécaniques des fluides, rhéologie...).

Comme l'illustre la Figure. 34, dans cette famille de procédés additifs, les phases d'alimentation en matière, d'extrusion et de dépôt doivent être particulièrement considérées.

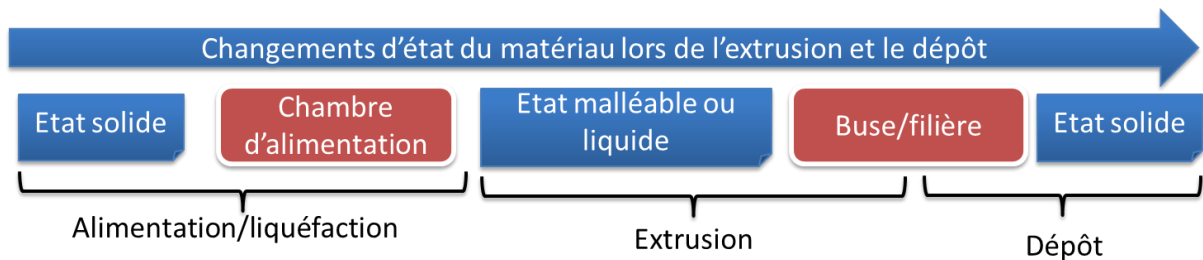


Figure. 34. Principales phases à considérer lors de l'extrusion de matière par procédé additif

3.3.1.1.1 Phase d'alimentation en matière

Selon le matériau mis en forme, la chambre d'alimentation est pré-remplie ou remplie en continue lors du processus de dépôt (Figure. 35). Dans le cas de la mise en œuvre de matériau à l'état solide, sous forme de fil (plus commun) ou de granule ou poudre (peu commun), dans cette chambre d'alimentation doit être assuré le phénomène de « liquéfaction » du matériau.

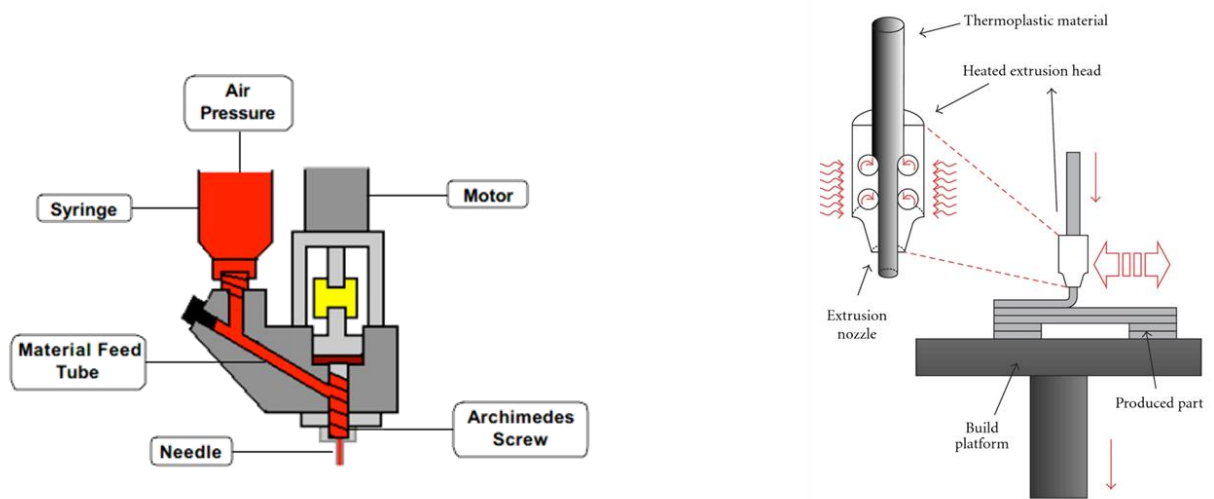


Figure. 35. Exemples de systèmes d'alimentation par seringue à gauche, par tête d'extrusion de fil à droite

Cette phase complémentaire de liquéfaction, principalement associée à la mise en forme des thermoplastiques, doit permettre de passer rapidement plusieurs changement d'état de la matière : d'un état solide à liquide ou malléable pour le rendre extrudable, d'un état liquide ou malléable à un état solide après passage dans la buse ou filière d'extrusion. Le maintien à température constante de la chambre d'alimentation, dans le cas des polymères extrudés, est

donc essentiel pour maintenir le matériau d'un état stable permettant l'extrusion, mais aussi à une température aussi basse que possible. Une température trop élevée pourrait entraîner une dégradation accélérée du polymère et polluer la chambre d'alimentation avec des résidus de matière dégradée. Ainsi des systèmes de régulation de température plus ou moins sophistiqués sont associés à certaines technologies commercialisées.

3.3.1.1.2 Phase d'extrusion

La phase d'extrusion, illustrée Figure. 36, correspond au passage du matériau à l'état liquide ou « malléable » dans une buse ou une filière. Ainsi la buse ou la filière utilisée a un impact important sur le cordon généré :

- Détermine la taille minimale des détails réalisables : une forme de taille inférieure au diamètre de buse ne peut être réalisée
- Agit sur l'écoulement du fluide : le couple matériau extrudé/matériau buse par leur comportement mécanique sous les contraintes de pression peuvent engendrer un non écoulement du fluide jusqu'à boucher la buse
- Agit sur le débit de matière : un diamètre élevé engendre un débit accru mais exactitude dimensionnelle dégradée
- Détermine la dimension et la forme du cordon de matière

Ainsi, certaines recommandations empiriques d'utilisateur comme respecter une épaisseur de paroi et une dimension des détails au moins 2 fois supérieure au diamètre de buse sont données.



Figure. 36. Représentation schématique d'un cordon en phase de dépôt en sortie d'extrusion

3.3.1.1.3 Phase de dépôt

Idéalement après la phase d'extrusion le cordon déposé doit se solidifier avec une forme et une dimension constantes. Plusieurs paramètres influencent la forme et la dimension du cordon lors de la phase de dépôt.

3.3.1.1.3.1 Solidification

Le refroidissement du cordon pour les polymères, sa déshydratation pour les céramiques ou composites béton, la gravité ou la tension de surface entre cordon sont des phénomènes influents sur la dimension et la forme du cordon. Ainsi une recommandation empirique souvent utilisée dans les technologies FFF ou FDM est d'éviter un gradient de température élevé entre la chambre d'alimentation et l'atmosphère ambiante en sortie de buse et d'essayer d'assurer un

processus de refroidissement contrôlé graduel et lent. Ceci a pour conséquence d'avoir des machines à plateau chauffant ou enceinte d'impression chauffée.

3.3.1.1.3.2 *Stratégie et contrôle*

D'autres paramètres liés à la cinématique de dépôt et au contrôle numérique de cette stratégie influent la qualité du cordon déposé. Pour les technologies les plus courantes en 2,5 axes, lors du dépôt de matière la tête d'extrusion est déplacée selon 2 axes perpendiculaires dans un plan horizontal et un mouvement relatif entre une plateforme et la tête assure le passage à une nouvelle couche. Pour des technologies plus avancées multiaxes (structure 5 axes ou bras de robot), la cinématique de déplacement entre la tête d'extrusion et la plateforme ou le substrat de dépôt est plus complexe. Néanmoins, les mêmes phénomènes mécaniques impactant la qualité du cordon sont mis en jeu. Notamment les effets dynamiques (inertie) liés aux déplacements de la masse de la tête d'extrusion doivent être contrôlés pour assurer le dépôt du cordon. Les accélérations et décélération lors de changement de direction de déplacement de la tête peuvent engendrer un amas ou un manque de matière. Ainsi, la commande numérique doit être en mesure d'adapter le débit d'extrusion avec la vitesse de déplacement réel de la tête tout en assurant son positionnement exact. Ainsi, les technologies les plus avancées exploitent des axes numériques rétrocontrôlés en temps réel en vitesse et position. L'utilisation de telles technologies numériques peut expliquer les différences de coût entre les machines d'entrée de gamme, n'en possédant pas, et les hauts de gammes. En outre, pour limiter l'impact des phénomènes mécaniques il est aussi possible de combiner la technologie des axes numériques avec des choix de stratégie de dépôt adaptés. Ceci va directement impacter le coût de développement du logiciel de FAO.

3.3.1.1.3.3 *Adhérence*

Comme présenté précédemment, lors du dépôt de la matière celle-ci doit adhérer au région adjacente de la pièce solidifiée préalablement et pour la première couche au substrat support (par exemple le plateau de la machine). L'énergie supplémentaire à l'adhérence (chaleur résiduelle ou solvant ou agent de séchage selon le matériau) doit permettre l'adhérence du nouveau filament avec les régions adjacentes à son dépôt. Une énergie insuffisante entraînera une mauvaise adhésion alors qu'une énergie trop importante entraînera l'écoulement du matériau préalablement déposé.

3.3.1.1.3.4 *Génération de support*

Lors du dépôt de la matière des zones de la pièce peuvent être déconnectées des autres ou en porte à faux. La Figure. 37 de droite illustre la problématique du porte à faux, zones en appuis sur une surface trop faible sur la couche précédente ou quasi au-dessus du vide. Ces zones nécessitent l'ajout de support de soutien pour tenir lors de leur impression. La Figure. 37 de gauche illustre des pièces constituées de plusieurs parties mobiles les unes par rapport aux autres, nécessitant le blocage de ces mobilités lors de leur impression. Ainsi dans les deux cas afin d'assurer le soutien des couches en cours d'impressions ou le blocage de leur mobilité il est nécessaire de créer des supports. Ces supports sont, soient sécables ou facilement retirable pour une technologie mono-tête d'extrusion soient fusibles pour une technologie à au moins 2 têtes d'extrusion avec matériaux différents avec une tête dédiée au dépôt d'un matériau support fusible (dégradable dans l'eau ou l'alcool par exemple). Il convient de bien choisir le

positionnement et la stratégie de dépôt des supports en respectant les contraintes énoncées précédemment. L'implémentation d'algorithmes d'aide au positionnement de support sont plus ou moins intégrés selon le logiciel FAO associé à la machine d'impression.



Figure. 37. Exemples de pièce nécessitant la présence de supports d'impression : à gauche pièces avec de nombreux portes à faux ; à droite pièce avec des zones séparées

3.3.1.2 Quelques données sur les technologies commercialisées

Les technologies les plus commercialisées sont principalement le FFF et le FDM, pour une gamme allant du loisir, machine à 300 euros avec des technologies basiques pour réaliser des objets peu fonctionnels ou à durée de vie très limitée, au professionnel, plusieurs milliers d'euros 30 à 50k€ pour du prototypage fonctionnel. Les technologies CC et robocasting sont destinés à un marché plus confidentiel pour la réalisation de pièce de haute technicité avec des propriétés mécaniques élevées. Les machines développées sont beaucoup plus coûteuses (de 100 à 600 k€) et sont souvent des solutions technologiques adaptées aux besoins de l'utilisateur, contrairement aux technologies FFF et FDM.

Les principales caractéristiques de cette famille de technologie sont la possibilité de faire de l'impression multi-matériaux, une vitesse de fabrication lente, une résolution limitée (épaisseur de couche 1/10ème mm et finition des surfaces faibles et une densité pièce parfois faible (espace entre les couches).

3.3.1.3 Exemples d'applications biomédicales

La fabrication directe de scaffold d'ingénierie tissulaire est l'une des applications exploitant l'extrusion de matière (Figure. 38)

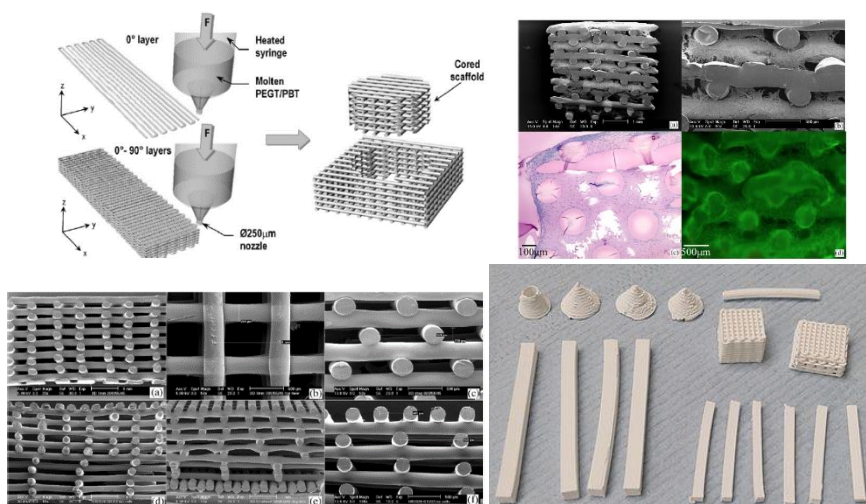


Figure. 38. Exemples de scaffold d'ingénierie tissulaire réalisé par fabrication additive par extrusion de matière [99] [87]

3.3.2 PROJECTION DE MATIERE

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

PROJECTION DE MATIERE (FR) – MATERIAL JETTING (EN)

Famille des procédés déposant un matériau par gouttelette : principe du « jet d'encre » ; le balayage d'un ensemble de buse sur une couche permet de produire une section de la pièce

Sources d'activation : rayonnement lumineux

Exemples de technologies : PolyJet Inkjet (PJET ou PJ), MultiJet Printing (MJP), Modelage à Jets Multiples (MJM), Materials Deposition

Exemples de familles de matériaux mis en forme : Polymères thermoplastiques (ABS, PPSF, Polyamide) et thermodurcissables (époxy, acrylate) sans ou avec charges céramiques ou métalliques

Les technologies de projection de matière, illustrées Figure. 39, sont actuellement déployées dans les bureaux d'études R&D pour la réalisation de prototypes parfois fonctionnels. Ces technologies sont basées sur le principe du jet de gouttelette de polymères thermoplastiques ou thermodurcissables chargés ou non. Le polymère est déposé sur un substrat ou la couche précédente, sous forme gouttelettes liquides, à l'aide de tête d'impression permettant en sortie de buse la formation de goutte. La tête d'impression est composée de plusieurs buses permettant le dépôt simultané de plusieurs gouttelettes. Afin de réaliser une couche la tête d'impression est déplacée en 2D. Une fois la couche réalisée, un déplacement relatif entre la tête d'impression est la pièce est réalisé (par exemple déplacement du plateau d'impression). Lors de l'exploitation de résine polymère thermodurcissables une source de lumière (par exemple UV) vient activer le durcissement du matériau. Pour les polymères thermoplastiques, le matériau durcit lors de son dépôt en couche. Dans des problématiques similaires à la technologie FFF de changement de phase liquide-solide sont à gérer.

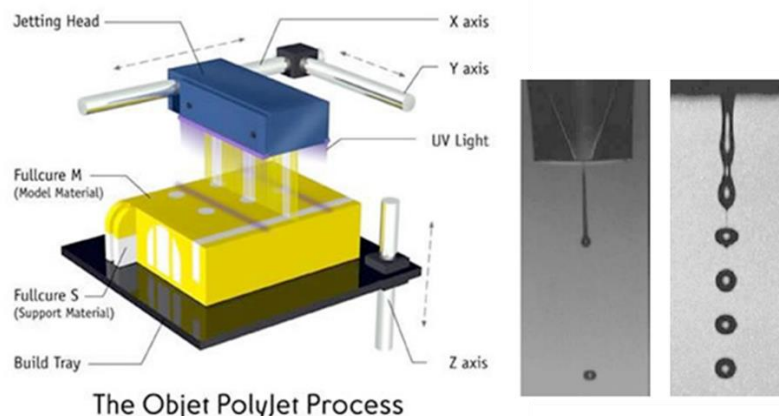


Figure. 39. Principe de la projection de matière illustré par la technologie Polyjet (à gauche) et principe du « jet d'encre » (à droite)

Beaucoup de problématique de la mise en œuvre de technologie de material jetting sont similaires à celles de l'impression 2D jet d'encre. C'est donc naturellement que des entreprises spécialistes de l'impression jet d'encre comme Hewlett-Packard, Canon, Konica-Minolta ou Lexmark développent ces technologies.

3.3.2.1 Points clés de la mise en œuvre

Lors de sa phase de dépôt et de solidification la matière passe par plusieurs étapes : passage dans la buse, transition entre la sortie de la buse et l'impact sur le substrat de dépôt, maintien de la forme des gouttelettes après l'impact et enfin sa solidification.

3.3.2.1.1 Contrôle de la formation de gouttelettes

3.3.2.1.1.1 Etat préliminaire de la matière

Afin, de pouvoir former les gouttes avant leur dépôt le matériau doit être sous forme liquide lors de son passage dans la buse d'impression. Ainsi, selon le matériau à déposer, il peut se présenter :

- Sous forme liquide
 - Avec ou sans particules en suspension,
 - Mélange d'une formulation de monomère ou prépolymère avec un initiateur de polymérisation
- Sous forme solide
 - Rendu liquide par dissolution dans un solvant,
 - Rendu liquide par fonte.

Un ajout de substances tensio-actives au matériau sous forme liquide est aussi nécessaire pour obtenir des caractéristiques nécessaires à la formation d'une goutte « acceptable ».

3.3.2.1.1.2 Formation de gouttelettes

Le passage dans la buse d'impression a pour objectif de convertir un flux liquide continu en un flux liquide discontinu de gouttelettes. Il existe plusieurs technologies de formation de gouttelette selon le matériau à mettre en œuvre. Ainsi, la modification de formulation du matériau (par exemple l'incorporation de particules) entraîne la modification du mécanisme de formation des gouttelettes ce qui impact directement la technologie des têtes d'impression et les réglages des paramètres associés (par exemple : taille de buse, fréquence d'éjection des gouttelettes). La formation de gouttelettes est réalisée selon deux technique : le flux permanent (haute fréquence) ou le flux à la demande (basse fréquence). Le flux permanent permet un taux d'expulsion élevé mais nécessite d'évacuer ou recycler les gouttelettes non nécessaires à la formation de la couche déposée. Avec cette technologie des gouttelettes de $\text{Ø}150 \mu\text{m}$ sont réalisable à 80-100kHz, certaines solutions plus haute fréquence 1 MHz permettent de réaliser des gouttelettes $\text{Ø}6 \mu\text{m}$. Le flux à la demande travaille avec des fréquences d'éjection plus faible de l'ordre de 2kHz pour des tailles de gouttelettes de $\text{Ø}25 \mu\text{m}$ à $\text{Ø}120 \mu\text{m}$. Cette dernière technologie est la plus utilisée car elle permet de réaliser en moyenne des tailles de gouttelettes plus faible que le flux permanent et d'assurer un meilleur positionnement des gouttes sur le substrat de dépôt.

3.3.2.1.2 Contrôle de la phase de dépôt des gouttelettes

Plusieurs paramètres doivent être maîtrisés lors du dépôt des gouttelettes nécessitant un contrôle de ce dépôt. Comme l'illustre la Figure. 40, la vitesse de la trajectoire de dépôt doit être synchronisée avec la fréquence d'éjection de gouttelettes. Un mauvais contrôle entraîne une discontinuité dans la ligne de matière déposée (ligne en pointillée) ou des défauts de forme dans cette ligne (ligne au bord non rectiligne).

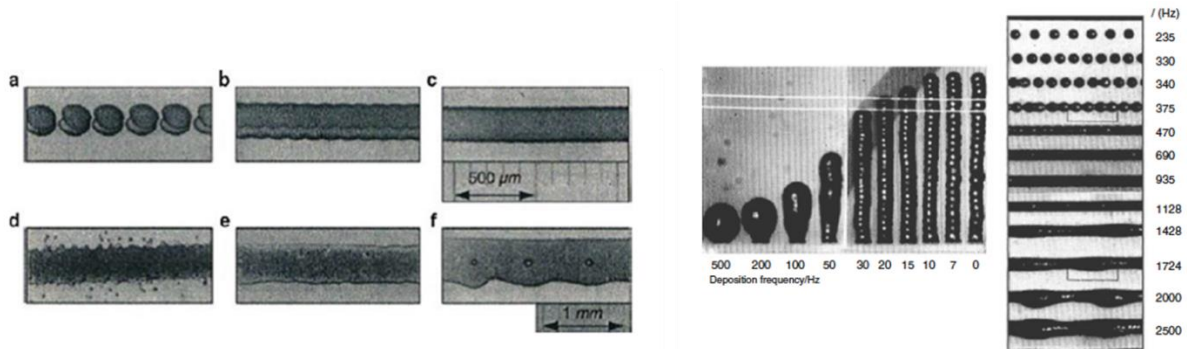


Figure. 40. Influence des paramètres de trajectoire sur la continuité du volume matière déposé

La fréquence d'éjection et la taille de gouttelettes sont contrôlées par la géométrie et le fonctionnement de la tête d'impression. Cette même tête d'impression a une influence sur la qualité des gouttelettes formées, formation de gouttelettes « satellite » à l'éjection.

La qualité des gouttelettes est aussi influencée par la mouillabilité du substrat et l'interaction gouttelette/substrat lors de l'impact. Ainsi, des éclaboussures périphériques ou encore un étalement de la gouttelette sont des à contrôler lors du dépôt (Figure. 41). Il est important de noter que les interactions gouttelette/substrat de dépôt mais aussi gouttelette/couche précédente sont à contrôler.

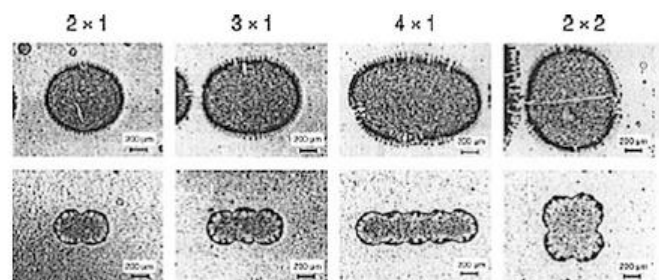


Figure. 41. Influence des interactions substrat de dépôt/gouttelette sur la qualité de dépôt

Outre la qualité de dépôt des gouttelettes il convient de contrôler leur adhésion sur la couche précédente mais aussi de la 1^{ère} couche sur le support d'impression. Ainsi, une mauvaise adhésion entraîne un délaminage entre couche après solidification, ou pire un écoulement des gouttelettes lors de leur dépôt. L'adhésion au support d'impression est fondamentale puisque le maintien en position de la pièce réalisée lors de l'impression dépend uniquement de l'interface du support d'impression (plateau) avec la 1^{ère} couche.

3.3.2.1.3 Contrôle du changement de phase - solidification du matériau

Lors de la solidification du matériau plusieurs paramètres doivent être contrôlés et maîtrisés. Ces paramètres sont liés au mode et à la cinétique de changement de phase mis en jeu selon le matériau mis en forme et les phases de formation, de déplacement et d'impact des gouttelettes ou encore l'influence des interactions avec le substrat support ou la couche précédente : solidification d'un matériau fondu (exemple des thermoplastiques), évaporation de la partie liquide d'une solution (exemple de suspensions céramiques), durcissement d'un photopolymère... Tous ces paramètres, mal contrôlés peuvent engendrer une solidification non uniforme se répercutant sur la qualité de la pièce : distorsions, déformations, contraintes mécaniques résiduelles, fissures, défauts structurels de la matière...

3.3.2.2 Quelques données sur les technologies commercialisées

Les technologies de material jetting bénéficient des technologies éprouvées et issues de l'impression 2D, dont les têtes d'impression sont réalisées en grande série de production. Ainsi, les coûts de développement et de production de ces machines sont moins élevés que d'autres technologies dont les concepts fondateurs sont plus récents.

Ce procédé est considéré comme rapide et flexible de par l'exploitation de têtes d'impression multi-buses (100 à 1000), interchangeables facilement. L'accès à l'impression multi-matériaux et multicolore est facilité par la technologie multi-buses.

Un des enjeux actuels se situe sur l'amélioration des résolutions d'impression qui pour l'instant reste proche des technologies par extrusion de matière. L'exactitude dimensionnelle de cette technologie est globalement plus élevée que les technologies par extrusion de matière ou par photopolymérisation en cuve.

Le choix de matériaux reste limité principalement aux polymères qui sont les plus commercialisés. Néanmoins, de nombreux développements sont en cours pour exploiter cette technologie pour mettre en forme des suspensions céramiques ou métalliques.

3.3.2.3 Exemples d'applications biomédicales

Comme l'illustre la Figure. 42, les technologies de projection de matière sont utilisées dans la réalisation de maquettes ou modèles chirurgicaux permettant d'analyser et de planifier une intervention chirurgicale. Ces modèles servent notamment de support de discussion avec l'équipe médicale et le patient mais aussi d'outil de validation du protocole opératoire ou encore de dispositifs médicaux nécessaires à l'intervention. Certains dispositifs médicaux comme les orthèses peuvent être réalisés à l'aide de ces technologies.

En terme de recherche et développement ces technologies sont particulièrement utilisées en ingénierie tissulaire pour réaliser de la bio-impression cellulaire. Ainsi, outre les technologies de formation de gouttelettes par buses d'impression permettant le dépôt d'un amas de cellules contenues dans un hydrogel, des technologies laser sont développées pour déposer des gouttelettes contenant une cellule unique.

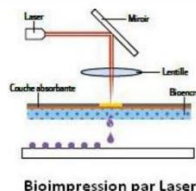
Modèles chirurgicaux



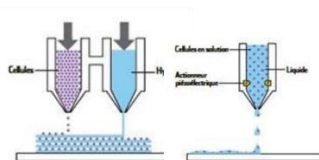
Orthèses



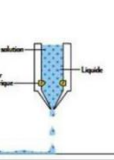
Ingénierie tissulaire



Bioimpression par Laser



Bioextrusion



Jet d'encre

Figure. 42. Exemples d'applications biomédicales de projection de matière

3.3.3 PHOTOPOLYMERISATION EN CUVE

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

PHOTOPOLYMERISATION EN CUVE (FR) – VAT PHOTOPOLYMERISATION (EN)

Famille des procédés durcissant un matériau à l'état liquide par énergie lumineuse : principe de la photopolymérisation; le balayage ou la projection d'une source lumineuse dans une cuve de liquide de produire une section de la pièce

Sources d'activation : Laser (généralement UV) + miroir, Lampe (généralement UV + photomasque

Exemples de technologies : Stereolithography Apparatus (SL ou SLA), (DLP)

Exemples de familles de matériaux mis en forme : Thermodurcissables (acrylate, epoxy, vinylether) sans ou avec charges céramiques ou métalliques

La technologie de photopolymérisation en cuve, illustrée Figure. 43, est actuellement déployées dans les bureau d'études R&D, les laboratoires de prothèse, les cabinets de ville ou encore les services hospitaliers pour la réalisation de prototypes ou de pièces unitaires. Cette technologie est basée sur le principe du durcissement de photopolymères sous une énergie lumineuse. Le photopolymère liquide est contenu dans une cuve, une source lumineuse vient alors durcir en surface le bain liquide afin d'obtenir une couche. La pièce est alors déplacée soit à l'extérieur de la cuve, soit à l'intérieur de la cuve pour générer une nouvelle couche. Dans le 1^{er} cas la pièce adhère, via la première couche durcie, à un plateau d'impression sortant de la cuve à chaque nouvelle couche imprimée. Dans le 2nd cas la pièce adhère à un plateau d'impression, via la première couche durcie, à un plateau d'impression rentrant dans la cuve à chaque nouvelle couche imprimée. Plusieurs solutions techniques sont exploitées pour assurer le durcissement d'une couche. La technique par point (vector scan) consiste à focaliser l'énergie lumineuse sous la forme d'un point (focalisation d'un point laser dans la majorité des solutions commercialisées) qui va balayer point par point la couche de liquide à durcir. Afin d'améliorer la résolution d'impression (concentration de l'énergie lumineuse sur un point lumineux de faible surface), la technique double source ponctuelle (two-photon) est exploitée. Afin d'améliorer le temps de production, la technique par couche (layer scan) consiste à focaliser l'énergie lumineuse sous la forme de la strate à durcir ce qui élimine le temps de balayage de

la technique par point. La projection (technologie avec un projecteur de lumière) ou l'illumination (technologie DLP : allumage d'un ensemble de diode sur une matrice) d'un masque lumineux est alors réalisé.

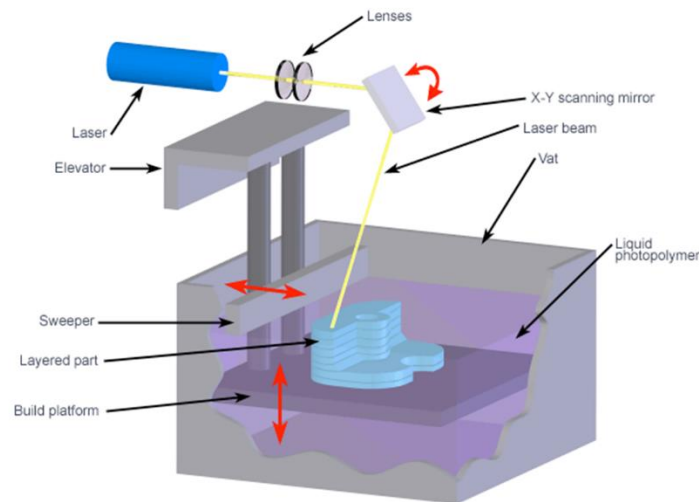


Figure. 43. Principe de la photopolymérisation en cuve

3.3.3.1 Points clés de la mise en œuvre

La mise en œuvre de cette technologie nécessite des connaissances approfondies en physico-chimie des photopolymères : formulations des monomères, photoinitiateurs, mécanismes de réaction, réseau polymère, processus de photopolymérisation.

3.3.3.1.1 Contrôle de la phase de durcissement

Le processus de photopolymérisation nécessite un contrôle de l'effet de rétraction pouvant induire des contraintes mécaniques résiduelles lors de la phase de solidification. Le passage de l'état liquide à l'état solide d'une couche entraîne un effort de traction sur la couche précédente et donc des contraintes mécaniques résiduelles. Ces contraintes internes au volume de la pièce entraînent alors des déformations. Afin de minimiser ce phénomène il est nécessaire d'agir sur la stratégie de focalisation de la lumière lors de la phase de solidification (contrôle de l'énergie lumineuse de la source, stratégie de balayage pour les technologies vector scan).

Comme l'illustre la Figure. 44, que la couche durcit soit immergée dans la cuve ou sortie de la cuve, le liquide environnant (autour de la pièce dans la cuve ou adhérent à la pièce hors de la cuve) peut être durci sous l'énergie lumineuse si le temps d'exposition à la lumière est mal contrôlé. Il se forme ainsi une coque autour de la pièce, appelée erreur « print-through », engendré par un phénomène de photopolymérisation incrémentale liée à l'épaisseur de matière déjà solidifiée. En effet, l'épaisseur durcie n'ayant pas les mêmes propriétés de transmission de l'énergie lumineuse que le liquide, un surplus d'énergie lumineuse dans les zones non incidentes à la source lumineuse est alors généré. Ceci a pour conséquence de photopolymériser une épaisseur supplémentaire à celle attendue en formant à la coque « print-through » autour de la géométrie des couches durcies. Afin de contrôler ce phénomène, plusieurs solutions techniques sont proposées : agir sur l'énergie lumineuse en cours de durcissement, agir sur la stratégie de déplacement de la source lumineuse ou encore assurer une temporisation entre

chaque couche, pour les technologies où la pièce sort de la cuve, pour assurer l'égouttage par gravité du polymère liquide autour des couches durcies.

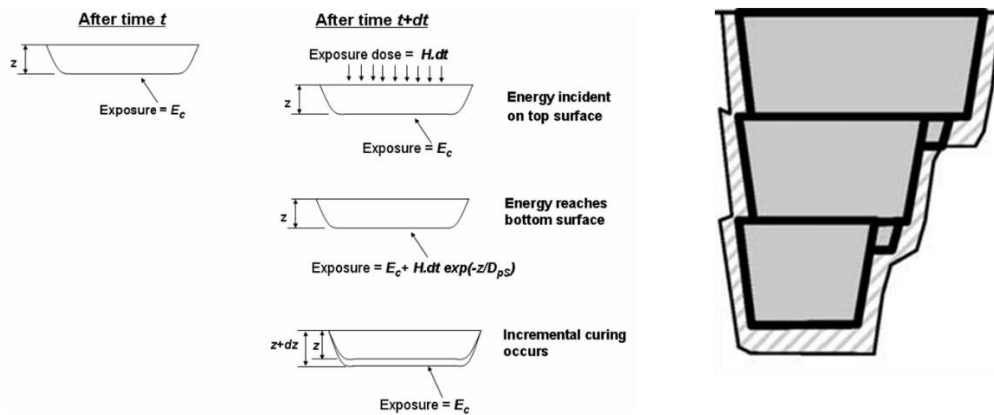


Figure. 44. Illustration du phénomène de photopolymérisation incrémentale entraînant un durcissement collatéral

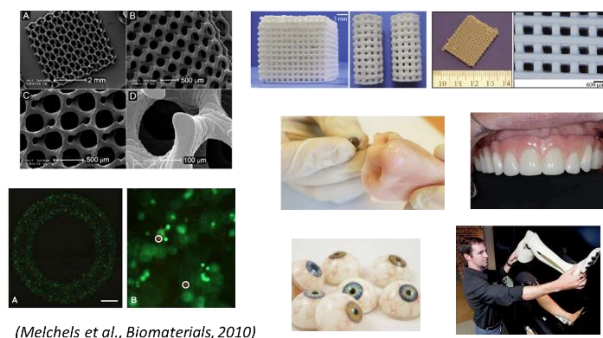
3.3.3.2 Quelques données sur les technologies commercialisées

Les technologies de photopolymérisation en cuve sont reconnues pour donner un bon aspect de finition à matériau équivalent par rapport aux technologies par extrusion de matière. Ces technologies permettent notamment d'obtenir des rugosités arithmétiques R_a de quelques μm pour les machines haut de gamme. Les technologies vector scan ont une bonne résolution dimensionnelle : $2\mu\text{m}/\text{m}$ en déplacement XY et quelques μm en épaisseur Z sur certaines machines.

La principale limitation de ces technologies est l'accès exclusif aux photopolymères malgré des évolutions vers des formulations chargées en céramique ou métal. Ceci a un impact direct sur la durabilité et la résistance des pièces obtenues qui restent inférieures aux thermoplastiques moulés ou injectés, ainsi qu'un vieillissement des matériaux (notamment aux UV) entraînant une dégradation des propriétés mécaniques dans le temps.

3.3.3.3 Exemples d'applications biomédicales

La Figure. 45 illustre quelques applications de dispositifs médicaux réalisés par photopolymérisation en cuve : échafaudage d'ingénierie tissulaire, épithèse, prothèses dentaires et oculaires ou encore des modèles pour prothèses ostéo-articulaires.



(Melchels et al., *Biomaterials*, 2010)

Figure. 45. Exemples de dispositifs médicaux réalisés par photopolymérisation en cuve

La Figure. 46 illustre des dispositifs médicaux réalisés en cabinet de ville et en centre hospitalier. Ainsi, les cabinets dentaires s'équipent de plus en plus de technologie SLA, associées à des chaînes numériques clés en main, leur permettant de réaliser leurs propres dispositifs chirurgicaux ou de soins. Tout naturellement, des chaînes numériques SLA, sont aujourd'hui, développées pour des applications hors dentaire pour les médecins.



Implantologie dentaire



Guide pour l'arthroplastie du genou

Figure. 46. Exemples de dispositifs médicaux réalisés en SLA en contexte clinique et hospitalier

3.4 PROCÉDES ADDITIFS DE CONGLOMERATION OU FUSION DE POUVRE

3.4.1 PROJECTION DE LIANT

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

PROJECTION DE LIANT (FR) – BINDER JETTING (EN)

Famille des procédés déposant un matériau par gouttelette dans un lit de poudre : principe du « jet d'encre » ; le balayage d'un ensemble de buse sur une couche permet de produire une section de la pièce. Initialement appelé Impression 3D (3DP), issu des travaux du MIT.

Sources d'activation : Agent de liaison

Exemples de technologies : Impression 3D (3DP), Color Jet Printing (CJP)

Exemples de familles de matériaux mis en forme : Polymères thermoplastiques (ABS, PPSF, Polyamide), Métaux (acier, alliages de titane, cobalt-chrome), Céramiques (alumine, zircone, verre, sable)

Les technologies de projection de liant, illustrées Figure. 47, sont actuellement déployées dans les bureaux d'études ou les laboratoires académiques d'enseignement pour la réalisation de prototypes et modèles. Ces technologies sont basées sur le principe du jet de gouttelette d'un agent de liaison dans un lit de poudre polymère, métallique ou céramique. L'agent de liaison est déposé, sous forme gouttelettes liquides, à l'aide de tête d'impression permettant en sortie de buse la formation de goutte. La tête d'impression est composée de plusieurs buses permettant le dépôt simultané de plusieurs gouttelettes. Afin de réaliser une couche la tête d'impression est déplacée en 2D au-dessus de lit de poudre. Une fois la couche réalisée, la cuve de production contenant la pièce en cours de réalisation est descendu. La cuve de production est rechargée à l'aide d'un racleur (un rouleau sur l'exemple illustré Figure. 47) ramenant de la poudre dans la cuve de production. Ce rechargement en matière est assuré par la présence d'une cuve de poudre d'alimentation qui monte afin d'assurer le raclage d'une épaisseur de poudre.

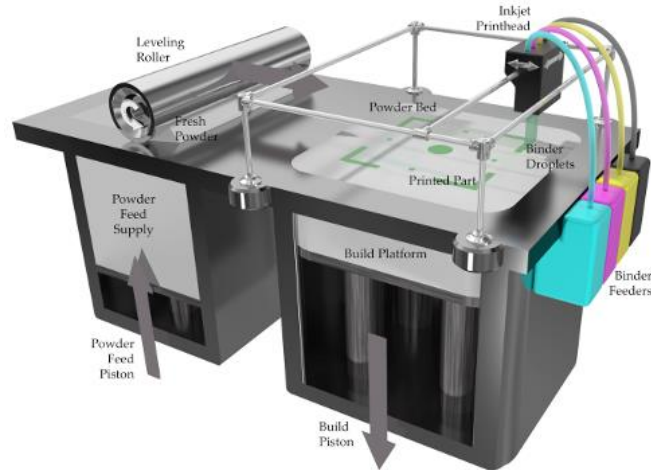


Figure. 47. *Principe technologique de la projection de liant*

Beaucoup de problématiques de mise en œuvre des technologies de projection de liant sont similaires à celles des technologies de projection de matière et donc de l'impression 2D jet d'encre. C'est donc naturellement que des entreprises spécialistes de l'impression jet d'encre comme Hewlett-Packard, Canon, Konica-Minolta ou Lexmark développent ces technologies.

3.4.1.1 *Points clés de la mise en œuvre*

3.4.1.1.1 *Contrôles de la formation et dépôt de gouttes*

Les problématiques de contrôles des phases de formations, de dépôt et d'impact des gouttes sont similaires à celles des technologies par projection de matière (cf. 3.3.2.1). Une problématique complémentaire apparaît dans cette technologie et concerne le contrôle de la pénétration et l'imprégnation du milieu granulaire constituant le lit de poudre. Des connaissances approfondies en mécanique des fluides, des milieux poreux et granulaires et en rhéologie des matériaux sont nécessaires pour contrôler cette phase du procédé.

3.4.1.1.2 *Phase de temporisation*

Après la phase de dépôt du liant couche par couche, il est nécessaire de laisser la pièce dans le lit de poudre afin de laisser un temps de prise au liant. Cette temporisation permet de donner une résistance minimale à la préforme obtenue pour pouvoir la manipuler et l'extraire pour passer à une phase de post-traitements.

3.4.1.1.3 *Phase de post-traitements*

La phase de post-traitement consiste dans un premier temps à extraire la pièce du lit de poudre et à nettoyer la pièce du surplus de poudre. Dans un second temps la pièce est infiltrée par un matériau de renfort afin d'augmenter les propriétés mécaniques. Pour les poudres métalliques et céramiques, des post-traitements thermique de déliantage-frittage sont réalisés afin d'éliminer le liant et d'assurer la croissance de grains de matériaux en vue de l'obtention des propriétés mécaniques finales de la pièce. Dans ce dernier cas, le procédé additif est assimilable à un procédé d'obtention de pièce à crue (green part) qui sont ensuite traitées thermiquement pour obtenir la pièce finale (brown part).

3.4.1.2 Quelques données sur les technologies commercialisées

Les technologies de projection de liant bénéficient des technologies éprouvées et issues de l'impression 2D, dont les têtes d'impression sont réalisées en grande série de production. Ainsi, les coûts de développement et de production de ces machines sont moins élevés que d'autres technologies dont les concepts fondateurs sont plus récents. A l'instar des technologies par projection de matière, le binder jetting est considéré comme flexible de par l'exploitation de têtes d'impression multi-buses (100 à 1000), interchangeables facilement. L'accès à l'impression multi-matériaux et multicolore est facilité par la technologie multi-buses.

Néanmoins, la productivité du binder jetting est moindre que celle du material jetting. Ceci s'explique par les phases de rechargement en poudre et les nombreux post-traitements nécessaires. Il convient de noter la non nécessité d'imprimer la totalité du volume de la pièce, de la poudre pouvant être emprisonnée entre des parois solidifiées.

La mise en forme de pièces métalliques ou céramiques est plus aisée avec cette technologie, car elle ne nécessite pas la formulation de suspension contenant des particules métalliques ou céramiques.

De manière générale, l'exactitude dimensionnelle et les états de surface sont inférieurs à ceux obtenus par projection de matière.

Dans ce type de technologie, la présence de renforts ou supports de fabrication sont non nécessaires pendant l'impression la pièce s'appuyant et s'enfonçant dans le lit de poudre en cours d'impression.

3.4.1.3 Exemples d'applications biomédicales

La Figure. 48 de gauche illustre un modèle du rachis imprimés par projection de liant. Ce modèle permet à l'équipe médicale de visualiser physiquement des fractures bilatérales sur la vertèbre cervicale C1, une fracture du processus spinal de C2 et une dislocation rotationnelle de C1 à C2. La Figure. 48 de droite illustre la reproduction imprimée (b) d'une morsure (a).

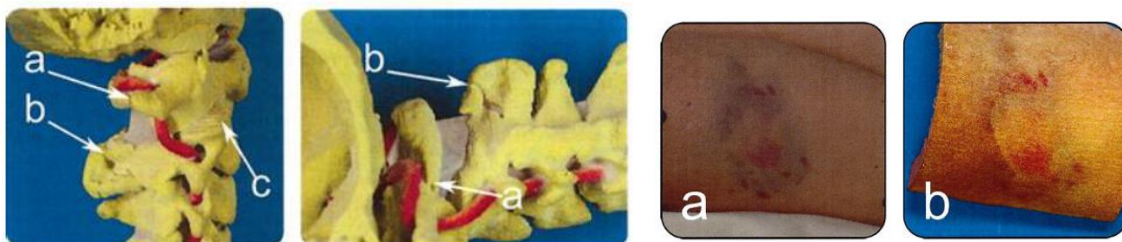


Figure. 48. Exemples de modèles chirurgicaux [86]

3.4.2 FUSION SUR LIT DE POUVRE

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

FUSION DANS UN LIT DE POUVRE (FR) – PBF : POWDER BED FUSION (EN)

Famille des procédés agglomérant un matériau dans un lit de poudre de manière sélective avec une source d'énergie : principe de l'agglomération sélective ; le balayage de la source d'énergie sur une couche permet de produire une section de la pièce.

(1) Sources d'activation : Laser + miroir

(1) Exemples de technologies : Frittage Sélectif par Laser (FSL), Selective Laser Sintering (SLS), Selective Laser Melting (SLM), Laser Sintering (LS), Laser Beam Melting (LBM), Direct Metal Laser Sintering (DMLS), Direct Metal Printing (DMP)

(2) Sources d'activation : Source thermique

(2) Exemples de technologies : Selective Heat Sintering (SHS)

(3) Sources d'activation : Canon à électrons focalisés

(3) Exemples de technologies : Electron Beam Melting (EBM), Electron Beam Freeform (EBF)

(4) Sources d'activation : Lampe infrarouge + masque

(4) Exemples de technologies : Selective Mask Sintering (SMS)

Exemples de familles de matériaux mis en forme : Polymères thermoplastiques (ABS, PPSF, Polyamide), Métaux (acier, alliages de titane, cobalt-chrome), Céramiques (alumine, zircone, verre, sable)

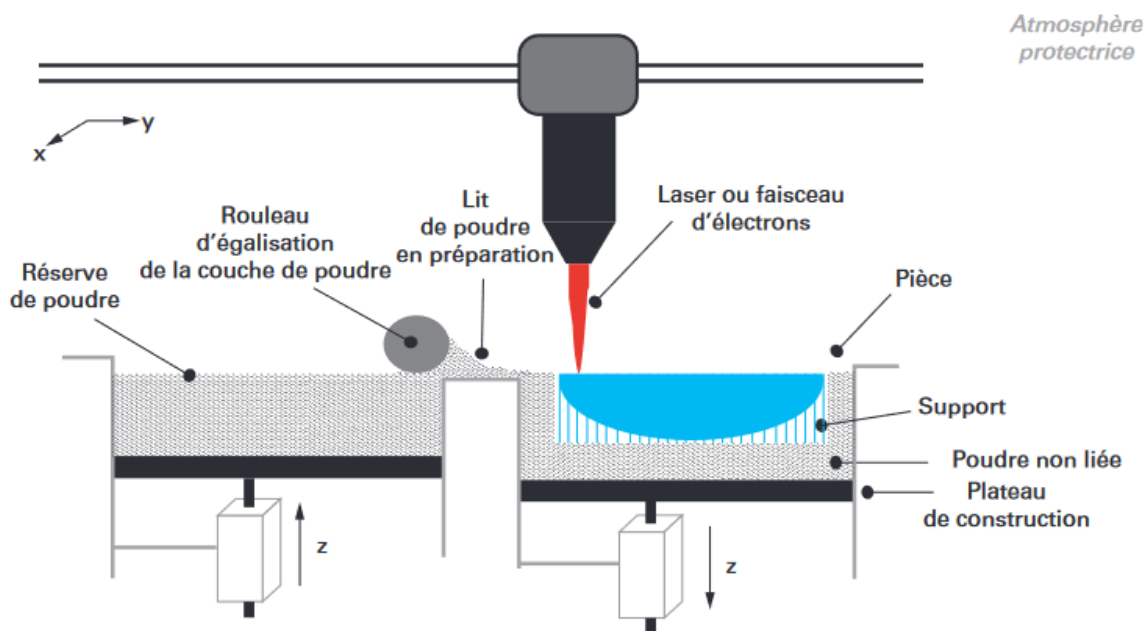


Figure. 49. Principe technologique de fusion dans un lit de poudre [92]

3.4.2.1 Points clés de la mise en œuvre

La mise en œuvre des procédés PBF nécessite des connaissances en physico-chimie des poudres et tout particulièrement la compréhension des mécanismes de cohésion des grains appelés frittage et fusion.

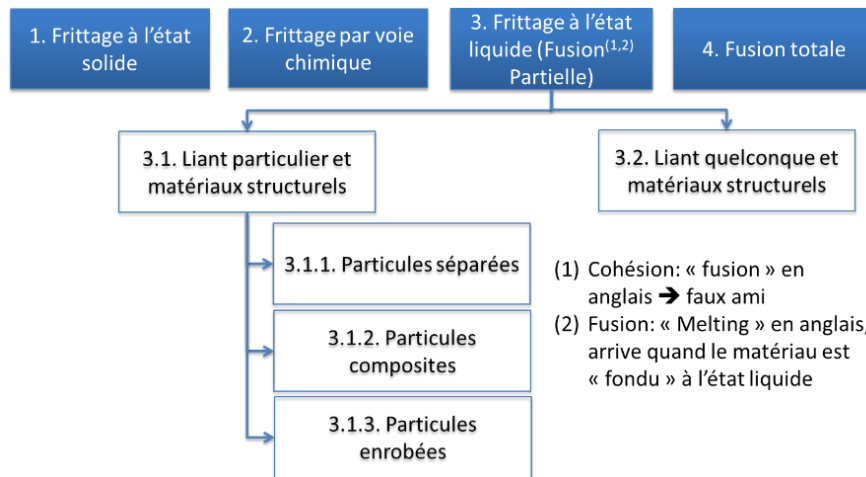


Figure. 50. Mécanismes de cohésion de grains

3.4.2.1.1 Frittage à l'état solide

Le frittage à l'état solide est un traitement thermique des particules pulvérulentes (sous forme de poudre), sans atteindre le point de fusion, à température élevée, entre la moitié de la température de fusion et la température de fusion, permettant une cohésion et un grossissement des grains (Figure. 51).

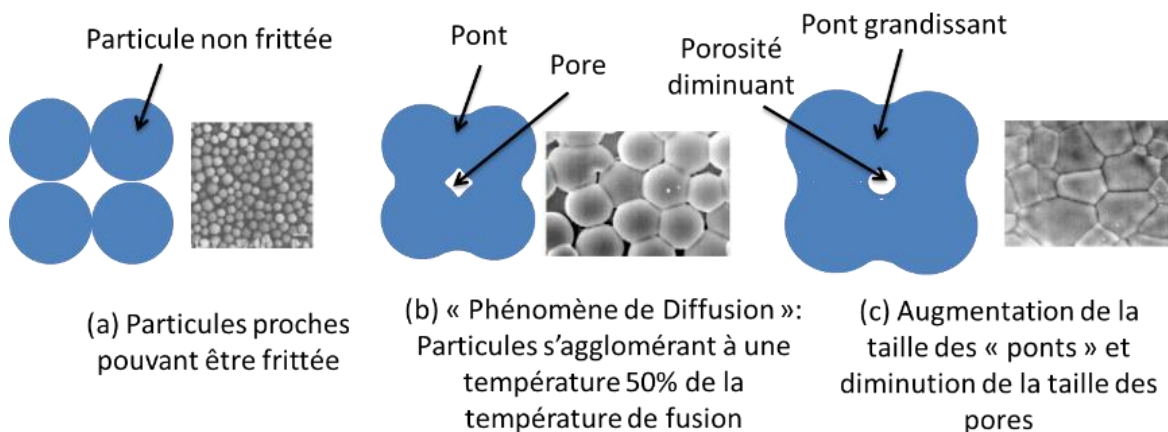


Figure. 51. Principe du frittage à l'état solide

Le frittage à l'état solide est basé sur la minimisation de l'énergie libre des particules (E_s).

$$E_s = \gamma_s \times S_A, S_A \text{ surface totale des particules, } \gamma_s \text{ énergie par unité de surface}$$

La taille des grains influence directement la surface totale des particules et donc le phénomène de frittage. L'augmentation du rapport $S_A = f(\text{taille grains})$ sur le volume particules (V) induit l'augmentation du phénomène de minimisation de E_s . Ainsi, plus les tailles de particules sont petites, meilleure sera le phénomène de minimisation de E_s pour la formation des « ponts ». Les particules de petites tailles se frittent plus vite et la température d'initiation du frittage est plus basse, ce qui impacte le choix et les réglages de la source d'activation. La température agit aussi sur le mécanisme de frittage à l'état solide. Il est constaté une augmentation exponentielle de la vitesse de diffusion en fonction de la température. Le frittage est donc plus rapide à des températures proches du point de fusion. Cependant, la diffusion induisant le frittage à l'état solide est le mécanisme le plus lent pour fritter de manière sélective. Ainsi, la mise en œuvre

industrielle du frittage à l'état solide est peu développée et nécessite la minimisation du temps de formation des couches pour rendre le processus économiquement viable. La source d'énergie assurant la cohésion des grains à l'état solide doit se déplacer et/ou initier la cohésion rapidement pour augmenter la vitesse de formation des couches. Le temps nécessaire pour obtenir la cohésion par frittage étant plus longue que par fusion (état liquide) : le frittage solide n'est pas le mécanisme principal mis en œuvre dans les procédés AM.

Mais, il doit être connu car a un impact indirect dans le procédé.

Néanmoins, le frittage à l'état solide doit être considéré dans la mise en œuvre des procédés PBF ayant un impact indirect et des effets collatéraux sur la pièce et la poudre recyclée. A chaque recyclage de la poudre non-sélectionnée, il est constaté un changement des propriétés de fusion et de cohésion des grains : une augmentation de la taille des grains non utilisés (recyclés) dans le temps est constaté. Une diffusion thermique des grains sélectionnés vers les grains non sélectionnés induit un mécanisme de frittage à l'état solide des grains non sélectionnés et donc leur grossissement. Ces changements de propriétés du lit de poudre entraînent l'augmentation des propriétés de rigidité du lit de poudre. Ce lit de poudre servant d'appuis aux couches frittées, il est alors constaté une minimisation des défauts de formes des pièces mises en forme.

Le frittage à l'état solide a aussi un impact sur la surface de la pièce avec un effet de grossissement. La diffusion thermique dans les grains non sélectionnés voisins de la pièce peut entraîner une cohésion de ces grains à la surface de la pièce, ce qui a pour effet d'augmenter les dimensions de la pièce.

La diffusion thermique entre les couches hautes et les couches bases de la pièce a un impact direct sur la porosité résiduelle de la pièce. Ainsi, les couches inférieures de la pièce présentent une moindre porosité que les couches supérieures. Les couches inférieures étant maintenue plus longtemps à température élevée sous l'effet de la diffusion thermique, le phénomène de grossissement des grains et de fermeture des pores est alors accru. Les variations d'épaisseur des pièces mise en forme induisent aussi ce phénomène les parties de faible épaisseur e la pièce présentant des porosités résiduelles moindre que les parties plus épaisses. Face à ces phénomènes de diffusion thermique, il est difficile de rendre une pièce de forme complexe dense à 100%. L'effet de gradient de porosité au sein de la pièce induit des propriétés mécaniques différenciées à cœur. Le frittage solide collatéral nécessite d'être compenser pour atteindre les spécifications dimensionnelles et mécaniques de la pièce mise en forme. Le frittage à l'état solide peut-être compensé lors de la fabrication en modifiant la puissance du laser, en refroidissant la température de la pièce et du lit de poudre ou encore les paramètres de déplacement de la source, lors de la conception de la pièce en intégrant les phénomènes de grossissement et de porosité variable dans la définition géométrique de la pièce et enfin, lors du post-traitement de la pièce par enlèvement de matière en connaissant parfaitement l'épaisseur de pièce affectée ou par post-densification en connaissant la distribution des porosités résiduelles.

3.4.2.1.2 Frittage par voie chimique

Le frittage par voie chimique est un mécanisme de cohésion basé sur des réactions chimiques activées thermiquement entre des poudres parfois en présence d'un gaz. Ce mécanisme de

cohésion est principalement utilisé pour les poudres céramiques. Ce mécanisme induit des porosités résiduelles à cœur et nécessite un post-traitement de la pièce par infiltration d'un verre ou un traitement thermique de densification pour atteindre les propriétés mécaniques attendues. Ce mécanisme de frittage reste limité dans le contexte des procédés additifs industrielles le coût de mise en œuvre et le temps de post-traitement étant élevés.

3.4.2.1.3 Frittage en phase liquide et fusion partielle

Le mécanisme de frittage en phase liquide et fusion partielle repose sur l'utilisation d'un lit de poudre composé de particules structurales à l'état solide parmi des particules liantes agissant comme une colle et ayant un point de fusion beaucoup plus faible que les particules structurales.

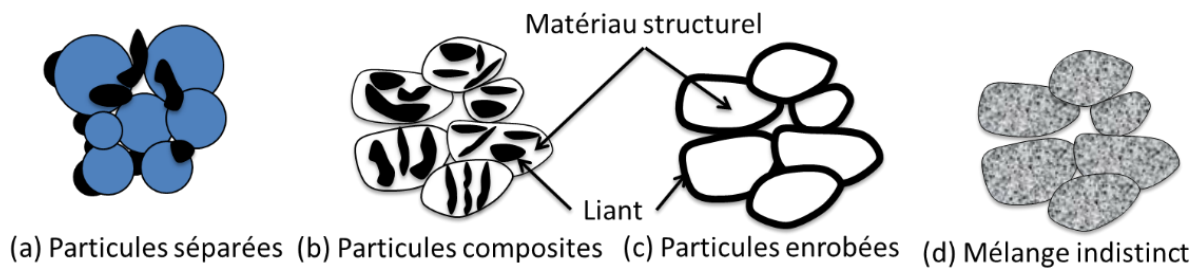
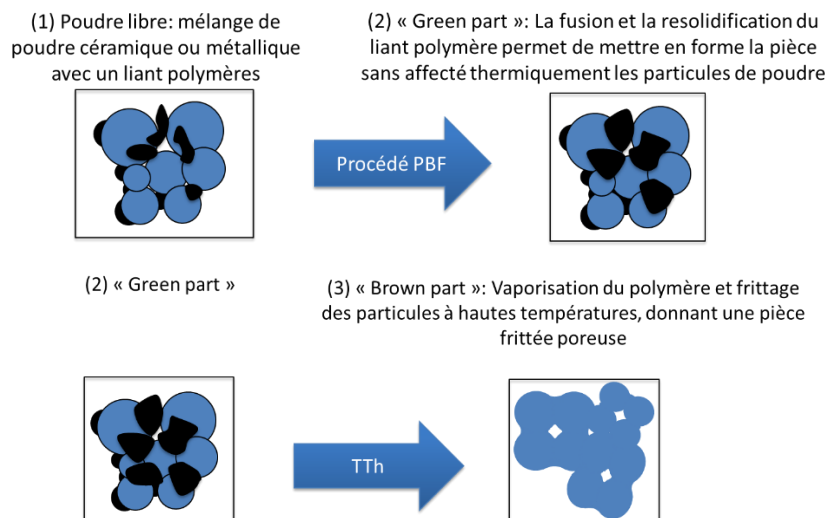


Figure. 52. Fonctionnalisation de poudre pour une mise en œuvre par frittage en phase liquide et fusion partielle

La mise en forme de pièce par ce mécanisme de frittage repose sur la réalisation d'une préforme (green part) où seul le liant est amené en phase liquide, les grains structuraux n'étant pas affecté thermiquement. La resolidification du liant va permettre de positionner les grains structuraux pour être post-traité thermique pour obtenir la cohésion des grains, éliminer le liant et éliminer les porosités résiduelles pour atteindre les propriétés mécaniques finales de la pièce. Un traitement par infiltration par un verre pour les céramiques ou un métal à bas point de fusion pour les métaux permet d'obtenir les propriétés mécaniques finales de la pièce en minimisant les porosités résiduelles.



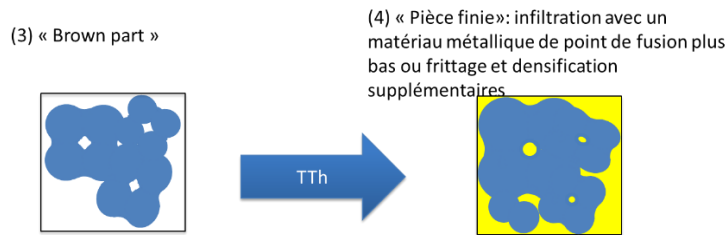


Figure. 53. *Gamme de fabrication d'une pièce par procédé PBF basé sur le frittage en phase liquide et fusion partielle*

3.4.2.1.4 Fusion totale

Le mécanisme par fusion totale passe par le passage à l'état liquide des particules. Ce mécanisme est assimilable à un soudage local des grains de poudres avec le reste de la pièce déjà réalisé. Ce mécanisme est mis en œuvre pour les nylons polyamide et des alliages métalliques (Titane, Acier Inox, Cobalt-Chrome). Les vitesses de fusion et solidification élevées de ces alliages leur donnent des propriétés différentes par rapport à la mise en œuvre classique de coulée (moulage) ou de conformation (forgeage).

3.4.2.2 Quelques données sur les technologies commercialisées

Les procédés PBF donnent accès à une grande variété de matériaux. Les machines restent très coûteuses à l'investissement mais aussi lors de leur mise en œuvre : coût d'achat 300 k€ à 1M€, maintenance lourde des sources d'activation (laser, faisceau d'électron), coût des poudres, infrastructure spécifique (ventilation, filtration, climatisation), personnel hautement qualifié et dédié au procédé.

L'exactitude dimensionnelle et la qualité de finition des surfaces des pièces restent faible et nécessitent des reprises de finition par enlèvement de matière. Ces paramètres sont influencés par les conditions opératoires de mise en œuvre du procédé et la taille des particules. La mise en forme de grains fins engendrent des pièces dont la qualité des surfaces et l'exactitude dimensionnelle sont meilleures, mais la manipulation de ces poudres plus volatiles est plus complexes. Les effets de retraits selon les matériaux mis en forme peuvent atteindre 3 à 4% et induisent des contraintes résiduelles internes et des déformations des pièces. Les matériaux à faible conductivité thermique comme les céramiques donnent une meilleure qualité de pièce par la minimisation des effets de diffusion thermique et donc de frittage parasite. Certaines technologies basées sur une source d'activation par faisceau d'électron (EBM) permettent d'obtenir des pièces quasi-dense à cœur.

Les propriétés mécaniques obtenues par ces procédés additifs sont relativement meilleures que les autres procédés mais en contrepartie le temps de production est plus élevé.

3.4.2.3 Exemples d'applications biomédicales

La Figure. 54 illustre des prothèses et implants dont les propriétés mécaniques nécessitent une mise en forme d'alliage métallique. Les procédés PBF sont exploités pour leur capacité à donner des propriétés mécaniques structurelles élevées à des DM fortement sollicités mécaniquement.



Murr et al. (2010, *Physical and Engineering Sciences*), Thompson et al. (2016. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*)

Figure. 54. Exemples de dispositifs médicaux métalliques réalisés par PBF

La Figure. 55 illustrent des attèles de réduction de fracture réalisées en céramiques où les propriétés mécaniques de rigidité sont nécessaires. Le procédé PBF offre quant à lui la possibilité de mettre en forme des structures céramiques rigides et allégées.

Orthèses



Figure. 55. Exemples de dispositifs médicaux céramiques réalisés par PBF

3.4.3 DEPOT DE MATIERES SOUS FLUX D'ENERGIE DIRIGE

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

DEPOT DE MATIERES SOUS FLUX D'ENERGIE DIRIGE (FR) – DIRECT ENERGY DEPOSITION-DED (EN)

Famille des procédés déposant un matériau en fusion en alimentation continue sous forme de poudre ou filament : principe du dépôt direct ; le balayage de la buse permet de produire une section de la pièce.

Sources d'activation : Laser, canon à électrons, arc électrique, plasma

Exemples de technologies : Projection, Dépôt Energétique Direct (DED), Construction Laser Additive Direct (CLAD), Laser Metal Deposition (LMD), Laser Deposition

Technology (LDT), Brown Powder Laser Additive (BPLAM), Laser Engineered Net Shaping (LENS), Direct Metal Deposition (DMD), Direct Laser Deposition (DLD), Laser-aided Direct Metal Tooling (DMT), Electron Beam Freeform (EBF), Direct Plasma Manufacturing (DPM), Wire Arc Additive Manufacturing (WAAM)

Exemples de familles de matériaux mis en forme : Métaux (acier, alliages de titane, cobalt-chrome)

La mise en œuvre des technologies DED repose sur un apport d'énergie directement dans une région « cible » pour chauffer un substrat et simultanément fondre le matériau à déposer sur le substrat. La source d'énergie et la buse d'apport de matériau sont simultanément déplacés pour réaliser des couches.

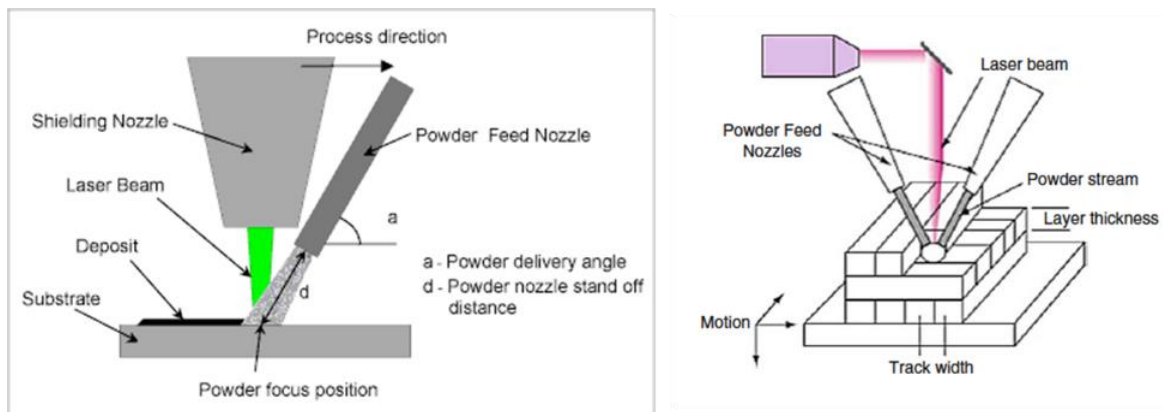


Figure. 56. Principe technologique de dépôt de matières sous flux d'énergie dirigé

3.4.3.1 Points clés de la mise en œuvre

3.4.3.1.1 Pilotages des sources d'énergie et de matière

Le dépôt de matière repose sur le pilotage simultané de l'apport d'énergie et l'apport de matière dans la zone de formation de la couche. Ainsi, l'augmentation de la puissance du flux d'énergie entraîne l'augmentation de l'épaisseur de couche déposée et, l'augmentation du débit de poudre combiné à une diminution de la vitesse de balayage du flux d'énergie engendre l'augmentation de l'épaisseur de couche. Au contraire, l'augmentation de la vitesse de balayage entraîne la diminution de l'énergie transmise au matériau (diminution du temps d'interaction avec le flux d'énergie) et donc la diminution du taux de matériau fondu et par conséquent la diminution de l'épaisseur de couche.

3.4.3.1.2 Stratégie de balayage

La stratégie de balayage appliquée à la tête de dépôt a un impact direct sur la pièce à cœur. Ainsi, afin de diminuer les contraintes résiduelles générées par le gradient de refroidissement des couches, il est préconisé de changer la direction de balayage d'une couche à l'autre. Afin de maîtriser les porosités résiduelles et obtenir une pièce complètement dense, il est nécessaire d'adapter le pas de déplacement entre chaque cordon adjacent de matière (recouvrement entre les cordons déposés) et de maîtriser les variations de largeur de cordon déposé. Ces procédés reposent notamment sur le contrôle en temps réel de la zone de fusion. Ainsi il est possible de contrôler dynamiquement l'épaisseur de dépôt par un rétro-contrôle de la vitesse de déplacement. Par ailleurs, le contrôle du taux de solidification, et donc de la microstructure et des propriétés de la pièce, peut être réalisée par la mesure, par caméra thermique et analyse d'image, en

temps réel de la taille de la zone de fusion, ce qui permet d'adapter en temps réel la puissance du flux d'énergie.

3.4.3.2 Quelques données sur les technologies commercialisées

Les technologies DED permettent notamment de produire des pièces métalliques complètement dense à microstructure contrôlée tout en permettant d'élaborer des gradients de propriétés mécaniques dans les 3 directions de l'espace. La capacité du procédé à changer la composition et les propriétés de solidification par simple changement de la composition de la poudre d'alimentation et des paramètres permettent de réaliser des matériaux de microstructure complexe en 3 dimensions. Ces procédés additifs offrent la possibilité de produire des pièces mono-cristaux et des composite et pièces à matériau hétérogène in-situ (lors de leur mise en forme). Ces procédés sont aussi exploités pour fonctionnaliser des surfaces avec notamment la production de couches minces et dense résistante à la corrosion et à l'usure.

Les inconvénients majeurs actuels de ces procédés sont la faible résolution et la faible qualité de finition des surfaces (exactitude dimensionnelle $> 0,25\text{mm}$, rugosité $R_a > 25 \mu\text{m}$). En outre, le temps de production de ces procédés reste long avec des taux de dépôt assez faible pour les procédés à base de poudre (25 à 40 g/h). Contrairement aux procédés PBF, les procédés DED n'offre pas la possibilité de produire des pièces de complexité hiérarchique (treillis, porosité de formes complexes) ou géométrique élevées. La mise en forme de géométrie complexe nécessite des supports denses ou du dépôt multi-axes et la taille de la zone de fusion est incompatible pour produire certains détails hiérarchiques. Ces procédés nécessitent des phases de post-traitement d'usinage pour retirer des supports, atteindre l'exactitude dimensionnelle et la qualité de surface nécessaire pour beaucoup d'application. Des traitements thermiques de relaxation sont souvent nécessaire pour éliminer les contraintes résiduelles inhérente au procédé ou encore obtenir les microstructures attendues.

Ainsi, les procédés à base de fil sont exploités pour réaliser des préformes de pièce unitaire reprise en usinage ou la réparation de pièces usagées. Les procédés à base de poudre sont exploités pour réaliser des revêtements fonctionnels en alternative aux procédés électrochimiques.

3.4.3.3 Exemples d'applications biomédicales

La Figure. 57 illustre un implant dentaire et un implant crânien dont les surfaces ont été fonctionnalisées afin de permettre une meilleur ostéo-intégration.



Figure. 57. Exemples de dispositifs médicaux fonctionnalisés par DED

3.5 LIAISON DE FEUILLE DECOUPEE SELECTIVEMENT – STRATIFICATION DE COUCHES

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

STRATIFICATION DE COUCHES (FR) – SHEET LAMINATION (EN)

Famille des procédés basé sur l'assemblage de feuilles pré-découpées : principe de la « strato-conception ».

Sources d'activation : Découpe laser ou cutter, coupe par usinage

Exemples de technologies : Ultrasonic Additive Manufacturing (UAM), Laminated Object Manufacturing (LOM), Stratoconception, Usinage par empilement

Exemples de familles de matériaux mis en forme : Film plastique, Tôle et plaque métallique, Ruban céramique, Feuille papier et carton

La famille des procédés de stratification de couches ou stratoconception repose sur deux phases : la découpe et l'assemblage. La stratégie et procédé de découpe dépend du matériau utilisé (découpe au cutter, découpe laser ou plasma, découpe jet d'eau, usinage). De la même manière les méthodes d'assemblage dépendent du matériau utilisé (collage, traitement thermique, assemblage mécaniques, soudage). La Figure. 58 illustre différents principes de découpe et détaille une gamme de stratoconception : phase de découpe laser, phase de mise en position des strates, phase de compression et d'imprégnation d'un liant, phase de déliantage/frittage.

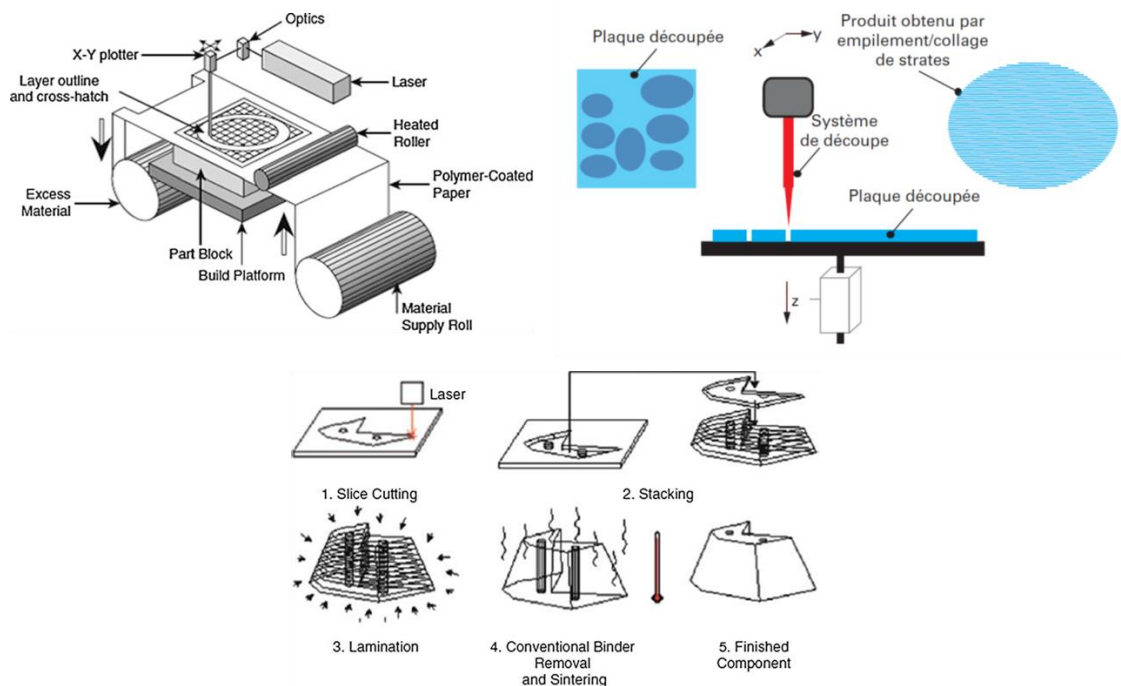


Figure. 58. Principe des technologies de stratification de couche

Ce procédé est peu utilisé dans les applications biomédicales. La Figure. 59 illustre un modèle anatomique obtenu par découpe puis collage de feuille de papier.



Figure. 59. Exemple de modèle anatomique obtenu par stratification de couches

3.6 APPLICATIONS ET ENJEUX POUR LES DOMAINES BIOMEDICAUX

Les procédés additifs constituent le dernier maillon de systèmes de CFAO pour la santé (Figure. 60).

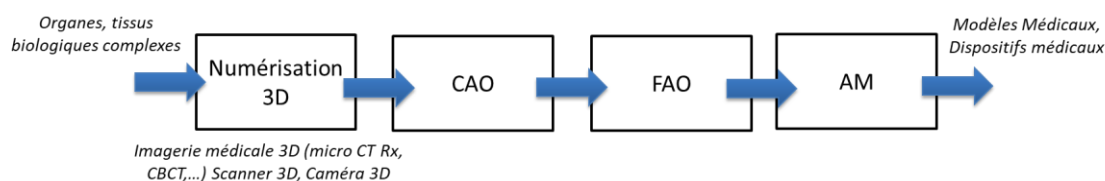


Figure. 60. Représentation générique d'un système CFAO pour la santé avec procédé additif

Les technologies FA semblent les mieux adaptées pour reproduire des modèles physiques de formes complexes anatomiques, uniques et propres à chaque patient. Ces modèles ont notamment exploitables pour améliorer les dialogues internes à l'équipe soignante, permette d'aider au diagnostic, à la thérapeutique ou encore améliorer la communication avec le patient. D'autre part, ces technologies semblent les mieux adaptées pour produire des dispositifs médicaux individualisé.

3.6.1 DU MODELE ANATOMIQUE AU SIMULATEUR HAPTIQUE HAUTE-FIDELITE

Ainsi, le développement de modèle anatomique à destination des soignants et des équipes médicales est en plein essor. Ces modèles anatomiques offrent notamment un rendu haptique (sensation du touché) complémentaire au modèle virtuel 3D issu de l'imagerie médicale. Ils permettent d'améliorer le protocole préopératoire de l'équipe médicale au complet (médecins, infirmiers, techniciens médicaux) notamment lors de la planification de chirurgie complexe. Ils permettent notamment de mettre l'équipe médical au cœur d'un serious game et constituent le cœur d'une phase d'entraînement chirurgical avant intervention sur le patient. Ces modèles permettent notamment de réduire le temps opératoire par une meilleure compréhension et connaissance de la situation clinique. En outre, en cours d'intervention certains modèles réalisés en matériau stérilisable sont consultables par l'équipe soignante en complément de l'imagerie et du monitoring en temps réelle réalisés sur le patient. Ces modèles sont aussi d'excellent support pédagogique permettant un échange patient – équipe médicale simplifié. Ces modèles anatomiques réalisées par fabrication additive permettent de visualiser l'anatomie spécifique du patient que ce soit pour les tissus durs et mous, avec la possibilité d'inclure de la couleur pour un rendu réaliste ou encore de mettre en avant des zones d'intérêt clinique (tumeurs,

cavités, chemin de vascularisation) (Figure. 61.a. & b.). Ainsi les technologies, d'extrusion de matière, de projection de matière ou de liant sont particulièrement exploitées dans ce type de modèle. La possibilité offerte par les technologies de photopolymérisation en cuve d'observer des zones d'intérêts par transparence à travers la représentation d'autres tissus est aussi fortement appréciée par les équipes médicales (Figure. 61.c.).

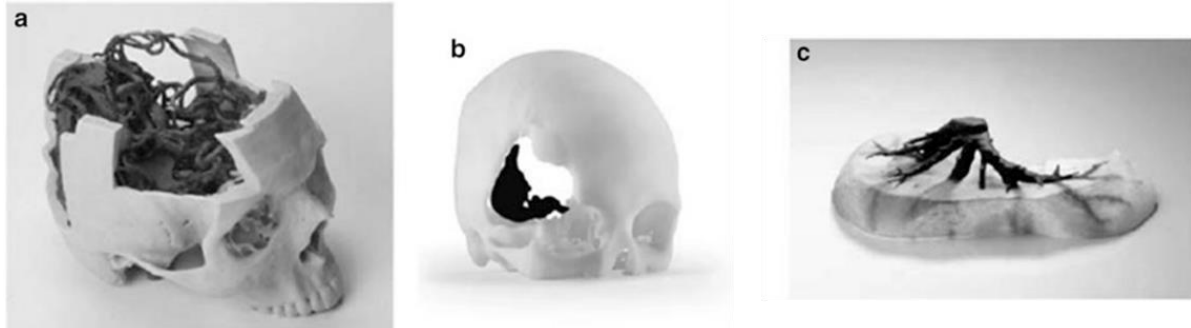


Figure. 61. Exemples de modèles anatomiques réalisés par fabrication additive

Les enjeux actuels consistent à exploiter la possibilité des procédés additifs à réaliser des modèles multimatériaux afin de simuler de manière de plus en plus fidèle le comportement des tissus naturels. La Figure. 62 représente en rouge un rein réalisé en PLA et en blanc un uretère pathologique réalisé en élastomère permettant au chirurgien de s'entraîner sur un laparo-trainer à l'incision et la suture d'un gonflement pathologique de l'uretère.



Figure. 62. Exemples d'un simulateur de chirurgie urologique développé par le centre de simulation en santé Ilumens Paris Nord (Crédits V. Lemarteleur et P.-F. Ceccaldi)

3.6.2 DU DISPOSITIF MEDICAL STANDARDISE AU DISPOSITIF SUR MESURE

3.6.2.1 Guides et gabarits chirurgicaux sur mesure

Les procédés additifs offrent la possibilité de réaliser un ensemble d'outillage spécifique à une intervention thérapeutique ou chirurgicale. Ainsi, l'intégration de la FA dans une chaîne numérique se basant sur la l'imagerie 3D (CBCT, IRM) permet la fabrication de gabarits et de guides chirurgicaux adaptés à la situation clinique par opposition à des équipements standardisés parfois difficilement adaptables à la situation clinique. Ainsi, ces dispositifs médicaux individualisés d'aide aux soignants permettent d'orienter et de guider correctement des instruments lors d'une intervention invasive (incision, forage, arthroscopie...) ou encore

d'ajuster un dispositif médical spécifiquement au patient en amont d'une intervention sur des gabarits individualisés (Figure. 63).

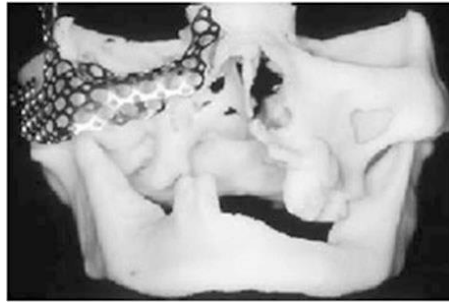


Figure. 63. Gabarit d'ajustage individualisé d'un implant maxillo-facial

3.6.2.2 Développement de prothèse, implant ou orthèse sur mesure

Contrairement aux procédés conventionnels basé sur la réalisation de préformes de prothèses ou d'implants standardisés (DM prêt à porter), l'agilité d'un système de production intégrant la fabrication additive permet de fabriquer des prothèses et implants totalement adaptés au patient (DM sur mesure). Ainsi, l'agilité des procédés additifs permet de produire des composants individualisés basés sur les données anatomiques du patient. Ceci implique la réalisation de prothèses ou d'implants moins intrusifs et plus confortable. Du point de vue santé publique, l'individualisation de tels dispositifs minimisent les difficultés post-opératoire (réhabilitation, chirurgie corrective) par un meilleur ajustement anatomique et fonctionnel. Ainsi, les systèmes CFAO intégrant la FA permettent de mettre en œuvre un processus de conception et de réalisation plus rapide et simplifié par rapport aux procédés conventionnels. Néanmoins, le coût de production de dispositif individualisé peut s'avérer plus élevé, mais le gain en terme de santé publique laisse entrevoir un développement accru de la réalisation de DM individualisé par FA.

Une mutation dans le processus de réalisation des DM va s'opérer avec l'avènement de la FA, les professionnels de santé fournissant au fabricant de DM les données numériques anatomiques des patients. La collaboration professionnelle de santé – fabricant de DM sera un enjeu majeur dans l'exploitation de la FA pour la santé. De nombreuses start-up collaborant directement avec les services hospitaliers émergent dans ce contexte. La Figure. 64 de gauche illustre le modèle de collaboration entre la société Osséomatrix et un service hospitalier dans le cadre de la réalisation d'implant crânien métallique sur-mesure. La Figure. 64 de droite illustre la chaîne numérique de réalisation d'un implant crânien en céramique mis en œuvre entre le CHU de Limoges et la société 3D CERAM.

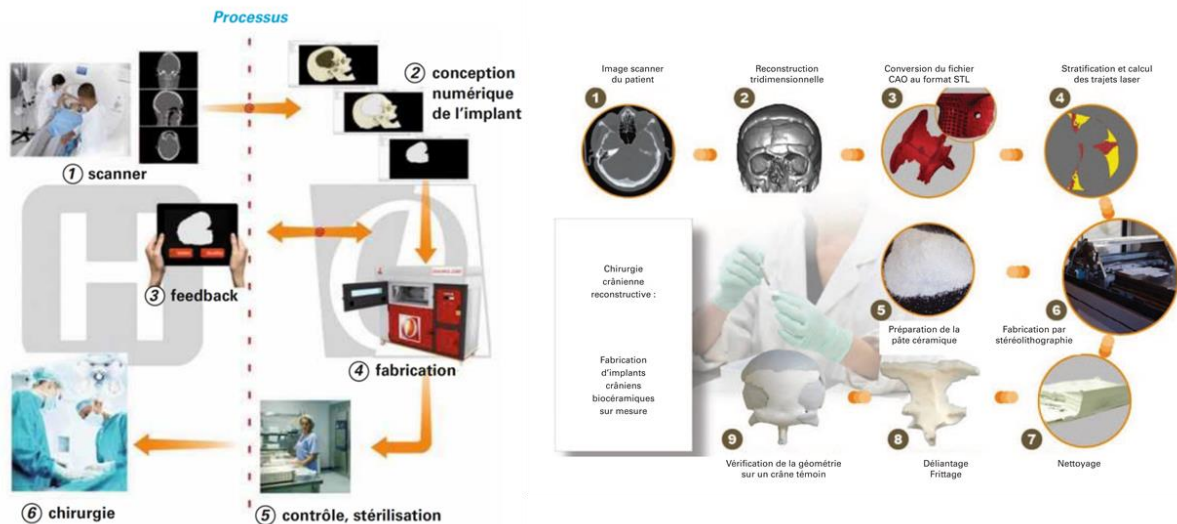


Figure. 64. Exemples de chaîne de production d'implant crânien sur mesure

En outre les possibilités par la FA de réaliser de mettre en forme des pièces de complexité hiérarchique élevée et multi-matériaux vont permettre de résoudre de lever des verrous cliniques issus de la mise en forme conventionnelle (par exemple : descellement aseptique des prothèses orthopédiques de hanche, fracture de prothèse dentaire mini-invasive).

3.6.3 EMERGENCE DE LA BIO IMPRESSION

3.6.3.1 Objectif et maturité technologique

La bio-impression a pour objectif la fabrication de tissus et d'organes vivants. Comme l'illustre la Figure. 65, trois problématiques de R&D sont à résoudre pour développer une technique de bio-impression : le développement d'un procédé permettant le dépôt de cellules vivantes, le développement de bio-encre permettant la manipulation de cellule vivante lors de la mise en forme et le développement de substrat support biocompatible nécessaire à la croissance cellulaire.

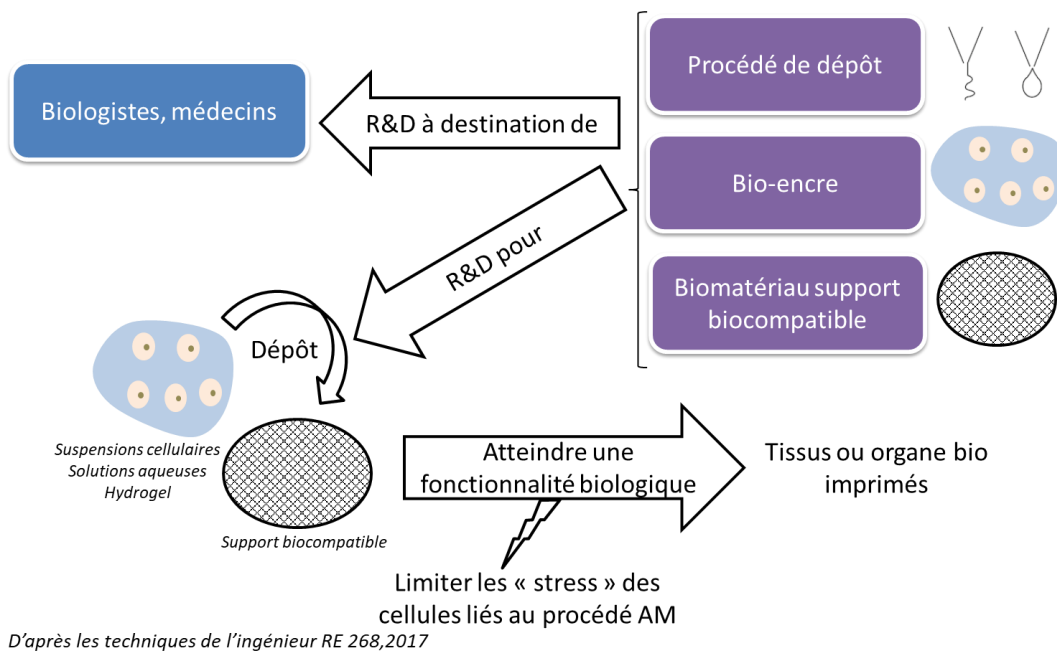


Figure. 65. Enjeux de la bio-impression d'après [100]

La croissance des techniques et technologies de bio-impression est linéaire depuis le milieu des années 2000. Cette croissance linéaire s'explique par les difficultés conceptuelles et techniques rencontrées par les chercheurs dans le développement de telle technologie (Figure. 66).

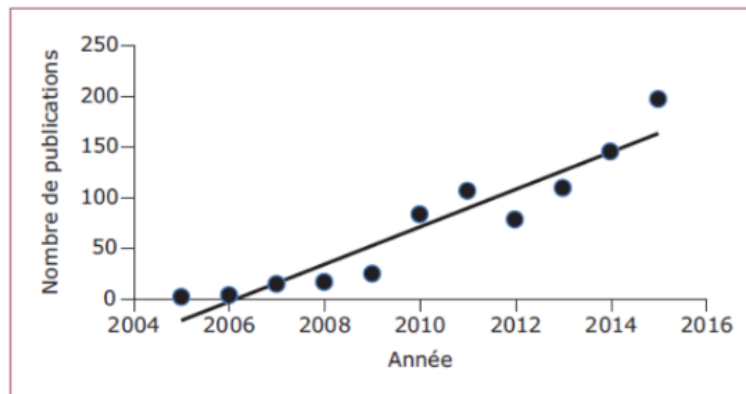


Figure. 66. Croissance des techniques et technologies de bio-impression d'après [100]

La maturité des technologies les plus avancées se situe actuellement au TRL6 dans la phase de développement de technologie et de la réalisations de prototypes dans une collaboration académico-industrielle (Figure. 67)

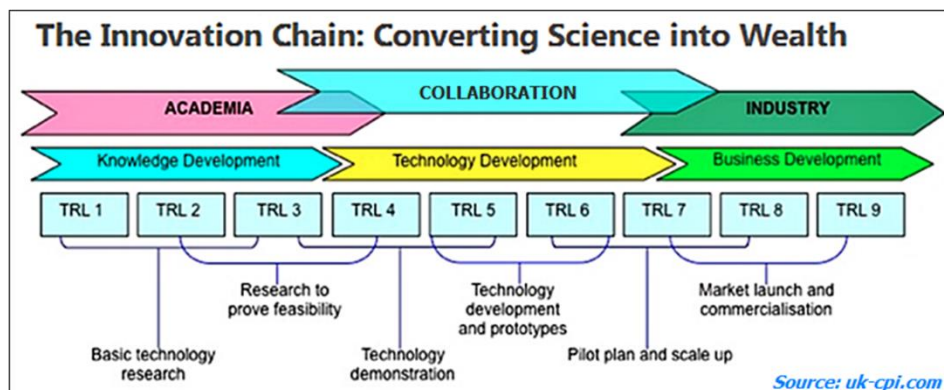


Figure. 67. Echelle de l'innovation : niveau de maturité d'une technologie

3.6.3.2 Principes communs de la mise en œuvre de la chaîne numérique

La Figure. 68 illustre le schéma directeur commun aux techniques et technologies de bio-impression.

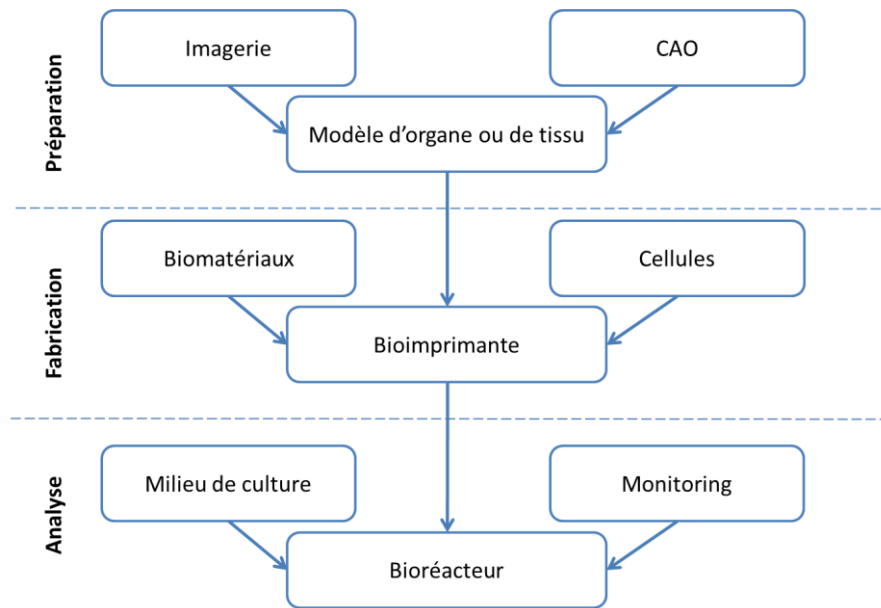


Figure. 68. Schéma générique de la bio-impression

La phase de préparation de la bio-impression s'appuie sur des outils de numérisation 3D (imagerie médicale) et de CAO pour modéliser en 3D les organes, les tissus biologiques et les supports (scaffolds) nécessaires à la croissance cellulaire et tissulaire. Les modèles 3D obtenus permettent de réaliser les modèles FAO permettant la programmation des bio-imprimantes. Les informations géométriques et d'architectures matériaux permettent notamment de programmer les déplacements à réaliser pour déposer les biomatériaux supports (scaffolds, substrats) et les bio-encres contenant les cellules vivantes lors de la phase de fabrication. Ces deux dernières phases correspondent à la mise en œuvre de la chaîne numérique de CFAO de bio-impression, débouchant sur le pilotage numérique de la bio imprimante. Deux stratégies de bio-impression sont mises en œuvre : l'ensemencement de structure générée (Figure. 69) ou l'agencement de structure élémentaire de cellule en solution (cellule encapsulée ou ensemencée dans un hydrogel) (Figure. 70).

La phase de fabrication est suivie d'une phase d'analyse permettant le suivi de la croissance cellulaire et tissulaire dans un milieu de culture introduit dans un bioréacteur.

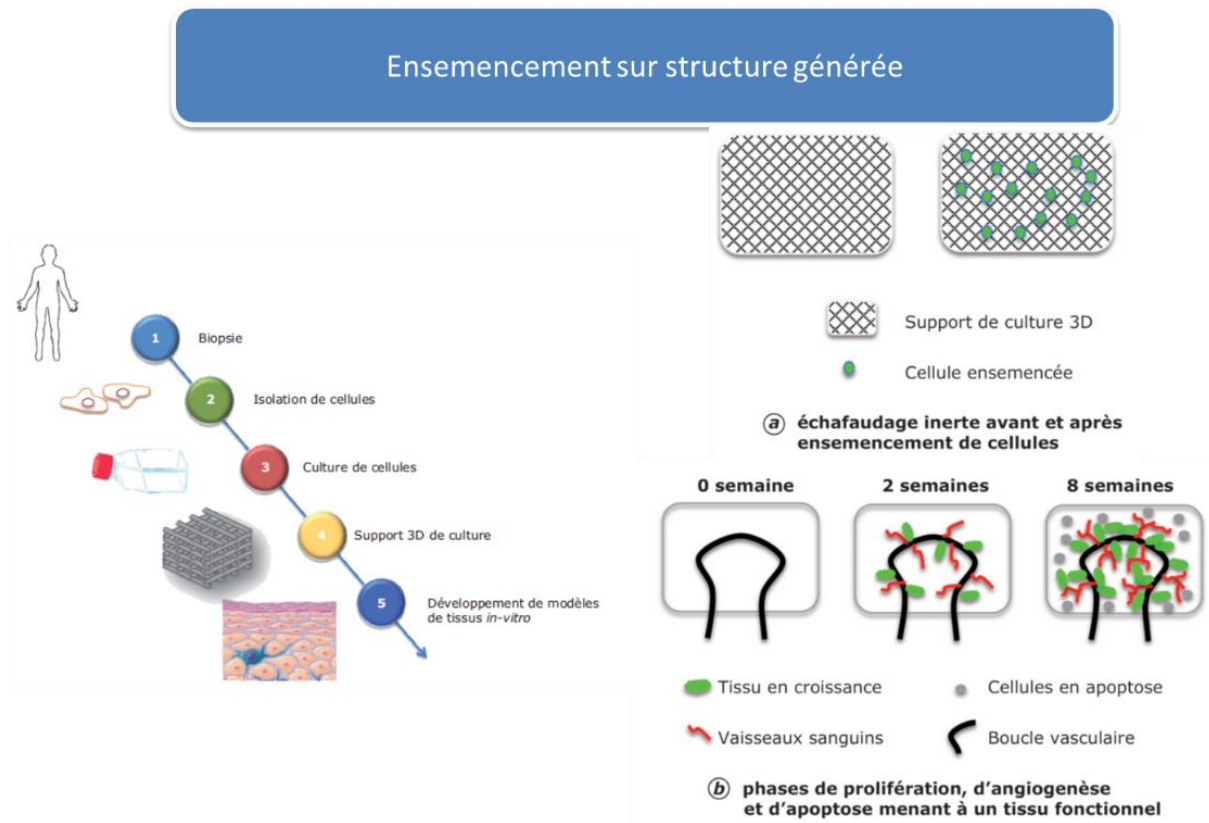


Figure. 69. Stratégie de bio-impression par ensemencement sur structure générée d'après [100]

Impression de cellules en solutions, encapsulées ou ensemencées dans un hydrogel

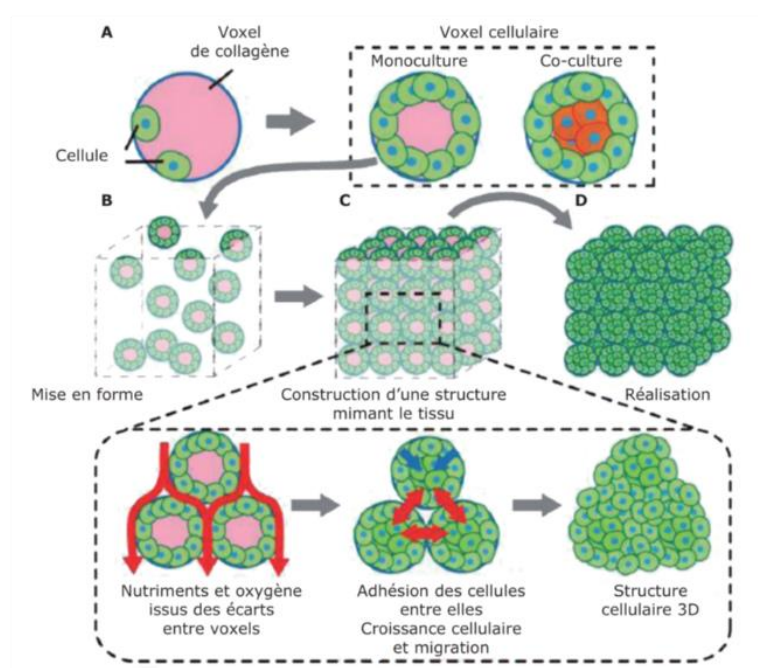


Figure. 70. Stratégie de bio-impression par structure élémentaire cellularisée d'après [100]

3.6.3.3 Les points clés de mise en œuvre du bio-printing

3.6.3.3.1 Contraintes « cellulaires »

Plusieurs contraintes liées aux cellules sont à intégrer dans le processus de bio-impression :

- Différenciation cellulaire : les cellules doivent être suffisamment différenciées pour remplir spécifiquement la fonction attendue
- Viabilité cellulaire : les cellules doivent rester en vie pour remplir la fonction en occupant l'espace fourni par l'impression 3D
- Stabilité cellulaire : les cellules doivent rester dans l'état voulu, il est donc nécessaire d'avoir une stabilité du mécanisme cellulaire (éviter les bifurcations et risques d'échappement)
- Fonction du réseau cellulaire : les cellules doivent établir les contacts fonctionnels avec l'environnement (rétablissement de la fonction du réseau cellulaire).

3.6.3.3.2 Impacts du matériau « vivant » sur la technologie AM

Le Tableau. 2 présente les influences potentielles de paramètres liés à la mise en œuvre d'une technologies additives sur l'endommagement et la viabilité cellulaire.

Tableau. 2. Influence des paramètres procédés sur les propriétés cellulaires d'après [100]

Paramètre procédé	Commentaire
Température de mise en œuvre du matériau	Ni trop élevée, ni trop basse pour la viabilité cellulaire
Présence d'eau	Nécessaire
Stérilité	Indispensable
Contaminations/dégradations croisées entre matériaux	Fonction de l'application
Energie fournie	Risque d'endommagement des cellules
Cisaillement, vitesse d'injection, etc.	Risque d'endommagement des cellules par le procédé de dépôt

3.6.3.3.3 Propriétés requises des biomatériaux support ou encapsulant

Le Tableau. 3 synthétise la spécification des propriétés attendues d'un biomatériau support ou encapsulant lors de la mise en œuvre de la bio-impression.

Tableau. 3. Spécification des propriétés attendues des biomatériaux support ou encapsulant d'après [100]

Propriétés	Commentaires
Mise en forme	Couplage matériau/procédé (extrudable, polymérisable...)
Présence d'eau	Quantité d'eau nécessaire pour le développement cellulaire
Biocompatibilité	Fonction de l'application recherchée
Propriétés mécaniques	Elasticité, résistance mécanique et à la fatigue...
Dégradabilité	Synchronisation entre le cycle de dégradation et la reconstruction cellulaire
Produits de la dégradation	Pas de perturbations chimiques ou mécaniques lors de la croissance cellulaire

Environnement physiologique	Favoriser la viabilité, la différenciation et la croissance cellulaire
Architecture et porosité après mise en forme	Permettre la diffusion des espèces biochimiques (facteurs de croissance, nutriments, molécules de signalisation cellulaire...)
Stabilité à la stérilisation	Maintenir ses propriétés en garantissant l'asepsie

3.6.3.4 Les biomatériaux utilisés

Les matériaux utilisés pour la stratégie de bio-impression d'ensemencement sur structure générée sont les polymères, les céramiques ou les vitrocéramiques (Tableau. 4). Ces matériaux sont notamment utilisés pour leur propriété mécanique leur conférant la possibilité d'avoir une bonne tenue structurelle. Ce sont généralement des biomatériaux utilisés dans d'autres applications biomédicales dont les propriétés de biocompatibilité (innocuité au contact de cellule) et de dégradation (innocuité des produits issus de la dégradation) sont prouvées. Concernant les stratégies d'encapsulation un certain nombre d'hydrogels naturels ou synthétiques ayant une très bonne biocompatibilité sont utilisés.

Tableau. 4. Famille de biomatériau exploités en bio-impression d'après [100]

Famille	Désignation matériau
Polymères	Acide poly-L-lactique (PLLA)
	Acide poly-glycolique (PGA)
	Poly capro-lactone (PCL)
	Poly-(lactide-co-glycolique) PLGA
	Hydroxyapatite (HAP)
Céramiques et verres	Alumine
	Verres bioactifs à base de silice
	Collagène, Gélatine, Fibrine, Alginate, Chitine, Chitosane
Hydrogels	Acide hyaluronique
	Hydrogels de synthèse (poly-(2-hydroxyéthyl méthacrylate)(PHEMA)
	Alcool polyvinylique (PVA)
	Poly-éthylèneglycol diacrylate (PEGDA)

3.6.3.5 Les technologies utilisées en bio-printing

Les technologies principalement exploitées en bio-impression sont basées sur la solidification sélective d'une résine ou d'un matériau fondu (Figure. 71). La technologie par extrusion de matière est particulièrement exploitée pour mettre en forme des structures générées (échafaudage ou scaffold) en polymère thermoplastique. Cette technologie peut aussi s'étendre à la mise en forme de céramique et vitrocéramiques mise en forme par la formulation de suspension polymère chargé de particules céramiques. Une préforme de la structure générée est alors mise en forme avant de passer par un traitement de déliantage frittage. Ces préformes peuvent aussi être obtenues par photopolymérisation en cuve d'une suspension céramique basée sur un photopolymère. Pour ces technologies les résolutions d'impression sont semblables à celle des procédés additifs utilisés pour la mise en forme d'équipements et dispositifs médicaux.

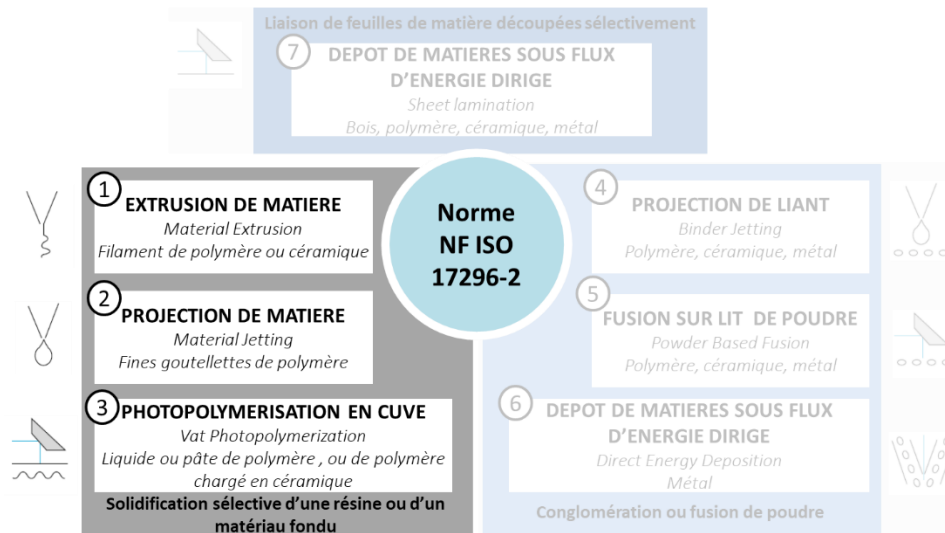


Figure. 71. Familles technologiques principalement utilisées en bio-impression

Concernant la stratégie de bio-impression par encapsulation cellulaire la projection de matière est majoritairement exploitée. Des gouttes d'hydrogels contenant une à plusieurs cellules sont déposées sélectivement sur un biomatériau substrat support pour la première couche, puis par superposition de couche d'hydrogel. La formation de goutte peut-être réalisée par chauffage de l'hydrogel encapsulant (Figure. 72.a.). Le chauffage de l'hydrogel génère alors des bulles de vapeur dans la tête de dépôt ce qui a pour effet de former des gouttes. Une technologie alternative consiste à utiliser un actionneur piézo-électrique (déformation mécanique d'une lamelle provoquée sous l'effet d'une polarisation électrique) générant la formation de gouttes. L'assistance laser (Figure. 72.c.) constitue aussi alternative à la formation de structure élémentaire cellulaire par la formation de goutte sous impulsion laser dont l'énergie va impacter sélectivement un support « donneur » ensemencé et décrocher une goutte élémentaire de ce support. La micro extrusion d'hydrogel encapsulant des cellules est aussi développés dans certaines applications (Figure. 72.b.). L'hydrogel ensemencé de cellule est alors extrudé par le passage dans une aiguille. L'effort d'extrusion est réalisé mécaniquement sous par mise sous pression de la chambre d'extrusion, par poussée d'un piston (principe de la seringue) ou encore par mise en rotation d'une vis d'Archimède.

Famille de biomatériau exploités en bio-impression d'après [100]

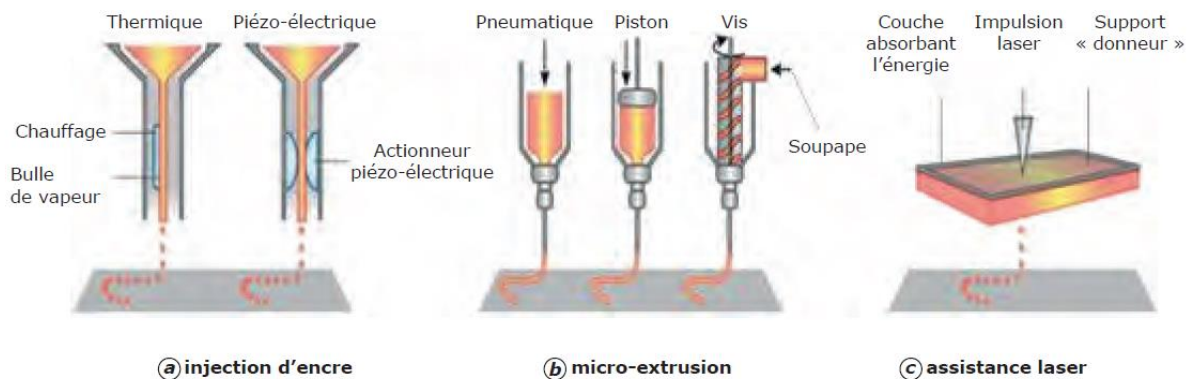


Figure. 72. Solutions technologiques de bio-impression par stratégie d'encapsulation d'après [100]

La Figure. 73 synthétise les capacités de bio-impression offerte par les technologies d'encapsulation cellulaire. Il est à noter que la technologie de projection de matière assistée par impulsion offre la possibilité d'imprimer les structures élémentaires encapsulantes les plus petites (voxels > 20µm). Néanmoins, cette technologie reste plus délicate à mettre en œuvre avec un temps de préparation de l'ensemencement cellulaire plus long, ce qui en contrepartie permet d'assurer une viabilité cellulaire plus élevée. La technologie jet d'encre piézo-électrique est plus abordable et agile car elle dérive directement des technologies éprouvées de l'imprimerie. Néanmoins, la faible viscosité nécessaire à la formation de goutte pose encore des problèmes de cohésion entre les structures élémentaires déposées. La technologie par micro-extrusion offre la possibilité de combiner plusieurs d'extrusion dont les bio-encre peuvent être différentes. La rhéologie nécessaire à l'extrusion permet d'atteindre de meilleurs propriétés mécaniques et donc une meilleure tenue de la structure finale imprimée. Par contre, le fort cisaillement mécanique en sortie de l'aiguille d'extrusion peut engendrer une forte mortalité cellulaire. En outre, ce phénomène de cisaillement augmente avec la diminution du diamètre d'extrusion. Il donc nécessaire de trouver un compromis entre le diamètre de l'aiguille d'extrusion et la viabilité cellulaire, ce compromis impactant directement la dimension des cordons d'hydrogels déposés. Le dépôt par assistance laser offre quant à lui une bonne résolution d'impression et la possibilité de faire du dépôt monocellulaire. Malgré, une bonne viabilité cellulaire il semble que ce procédé engendre une forte instabilité cellulaire.

Tableau 3 – Comparaison entre techniques classiques de bio-printing			
Spécification	Jet d'encre bio	Micro-extrusion	Dépôt par laser
Résolution approximative	Moyenne (50 µm)	5 µm	1 µm
Taille des voxels	50 à 300 µm	100 à 1 000 µm	> 20 µm
Vitesse d'impression	1 à 10 000 gouttes/seconde	1 à 50 µm · s ⁻¹	200 à 1 600 mm · s ⁻¹
Matériaux	Liquides Hydrogels	Hydrogels Cellules	Cellules dans le fluide réactif
Viscosité	3,5 à 12 mPas · s ⁻¹	30 à 6 × 10 ⁷ mPas · s ⁻¹	1 à 300 mPas · s ⁻¹
Densité cellulaire	< 10 ⁶ cellules · cm ⁻³	Élevée Cellules dans le fluide	Moyenne (10 ⁸ cellules · cm ⁻³)
Emploi de différents types cellulaires	Oui	Oui	Oui
Temps de préparation	Court	Moyen à court	Long
Intégrité mécanique	Faible	Élevée	Faible
Temps de fabrication	Long	Moyen à long	Court
Viabilité cellulaire	Élevée (> 85 %)	Moyenne (40 à 80 %)	Élevée (95 %)
Débit	Élevé	Moyenne	Moyen à bas
Possibilité d'impression d'une seule cellule à la fois	Faible	Moyenne	Élevée
Vitesse de passage à l'état de gel	Élevée	Moyenne	Élevée
Prix de l'imprimante	Bas	Moyen	Élevé
Disponibilité commerciale	Oui	Oui	Oui
Avantages	Abordable Versatile	Compositions multiples Propriétés mécaniques satisfaisantes	Bonne résolution Dépôt mono-cellulaire possible Matériel à haute viscosité
Inconvénients	Viscosité faible Cohésion moyenne	Cisaillement au voisinage de l'injecteur Précision modeste	Procédé « inamical » pour les cellules Faible extensibilité Faible viscosité dans la construction 3D

Figure. 73. Comparaisons des technologies de bio-impression par encapsulation cellulaire, extrait de [100]

3.6.3.6 Domaines applicatifs : Ingénierie tissulaire - impression d'organe

3.6.3.6.1 Impression de substrat ou scaffold

Les technologies d'extrusion de matière sont préférentiellement exploitées pour construire des structures favorables au développement de cellule et biocompatibles. Ces technologies offrent la possibilité de créer des structures hiérarchiques poreuses à une échelle macroscopique, favorable à la croissance cellulaire, et à une échelle microscopique, favorable à l'ancrage cellulaire (insertion de fibrilles). La Figure. 74 illustre la croissance de tissus osseux et cartilagineux sur une structure composite architecturée réalisée par extrusion de matière.

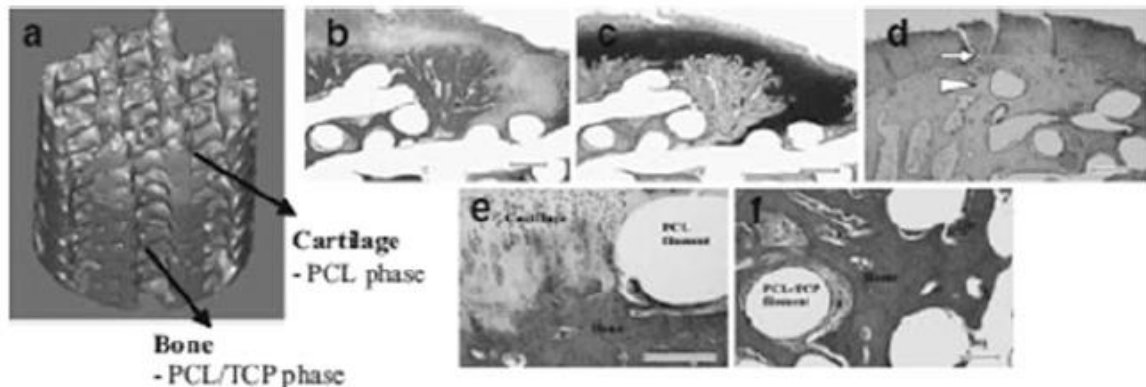


Fig. 19.5 Hybrid scaffolds composed of two phases: (a) Polycaprolactone (PCL) layer for cartilage tissue and bottom PCL/TCP (Tri-calcium phosphate) layer for bone. (b–f) Implantation in a rabbit for 6 months revealed formation of subchondral bone in the PCL/TCP phase and cartilage-like tissue in PCL phase. Bar is 500 μm in (b–d) and 200 μm in (e) and (f)

Figure. 74. Exemple d'une structure composite architecturée générée par extrusion de matière extrait de [86]

3.6.3.6.2 Impression d'organe

Comme évoqué précédemment les technologies type dépôt de goutte sont préférentiellement utilisés pour le dépôt de structure élémentaire. Ces technologies sont notamment utilisées pour la fabrication directe de structures multicellulaires de tissus mous (foie, rein, cœur). Les machines sont actuellement au stade du développement prototype (Figure. 75).

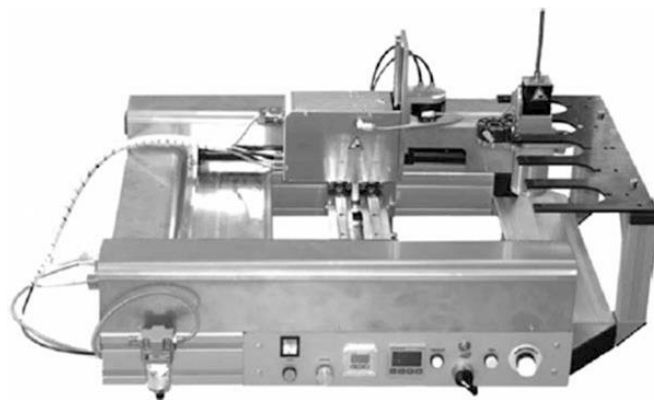


Figure. 75. Exemple d'une machine prototype pour l'impression de tissus mous extrait de [86]

3.7 CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

3.7.1 EVOLUTION DE LA FA EN ENVIRONNEMENT MEDICAL

A l'origine, la R&D des procédés FA n'était pas spécifiquement orientée pour une mise en œuvre par des praticiens ou chirurgiens mais plutôt pour des fabricants d'équipements ou produits biomédicaux. Néanmoins, l'évolution de ces technologies semblent pouvoir répondre à une utilisation plus accrue par des professionnels de santé. Ainsi, l'internalisation de ce type de technologie en cabinet de ville, notamment en odontologie, est en pleine croissance. Ces technologies sont aussi de plus en plus exploitées en milieu académique pour la formation des soignants et l'internalisation de ce type de technologie en milieu hospitalier semble de plus en plus envisagée. Lors de la crise Covid-19, l'agilité des technologies CFAO pour produire certains équipements de protection individuel ont démontré la pertinence d'internaliser certaines technologies agile et facile à mettre en œuvre en service hospitalier.

Certaines problématiques comme le temps de production (de 1 à plusieurs jours pour des pièces complexes) ou le temps de préparation des données issues de l'imagerie médicale (segmentation/traitement/post traitement des entités anatomiques), parfois supérieur au temps de fabrication restent d'actualité pour des dispositifs plus techniques. Afin que les professionnels de santé entre pleinement dans la mise en œuvre de technologies CFAO, il semble nécessaire d'introduire en formation initiale et continue de nouveaux cursus leur permettant d'acquérir de nouvelles compétences dans l'exploitation de chaîne numérique parfois complexe avec une implantation partagée entre les sites de soins, de conception et de production et nécessitant une approche interprofessionnelle et interdisciplinaire ingénierie/santé.

Même si le coût de production de certains dispositifs médicaux peut paraître élevé par rapport aux processus de fabrication conventionnels, il faut considérer la CFAO et la fabrication additive comme une alternative à la production de masse et offrant la possibilité d'individualiser les soins et les thérapeutiques au patient. Par cette individualisation, la qualité des soins semble pouvoir être améliorée par une diminution des échecs thérapeutiques. Par exemple, même s'il est difficile de quantifier économiquement l'impact des modèles pédagogiques, chirurgicaux ou des simulateurs réalisés par CFAO, il semble assez intuitif que le surcoût d'utilisation de ces dispositifs se justifie pour des cas cliniques complexes.

3.7.2 VEROUS ET ENJEUX DE R&D DE LA FA

La fabrication additive est en pleine expansion et va nécessairement changer les approches actuelles en ingénierie biomédicale. Comme l'illustre la Figure. 76, plusieurs axes de recherche et de développement font l'objet de verrous et challenges technologiques et scientifiques et de nombreuses pistes prometteuses pour répondre aux problématiques spécifiques de la santé se dégagent. Parmi elles la mise en forme de biomatériaux de composition et d'architecture complexe permettant de mimer voire reproduire le vivant pour la réhabilitation et la réparation de l'humain est l'une des pistes les plus prometteuses.

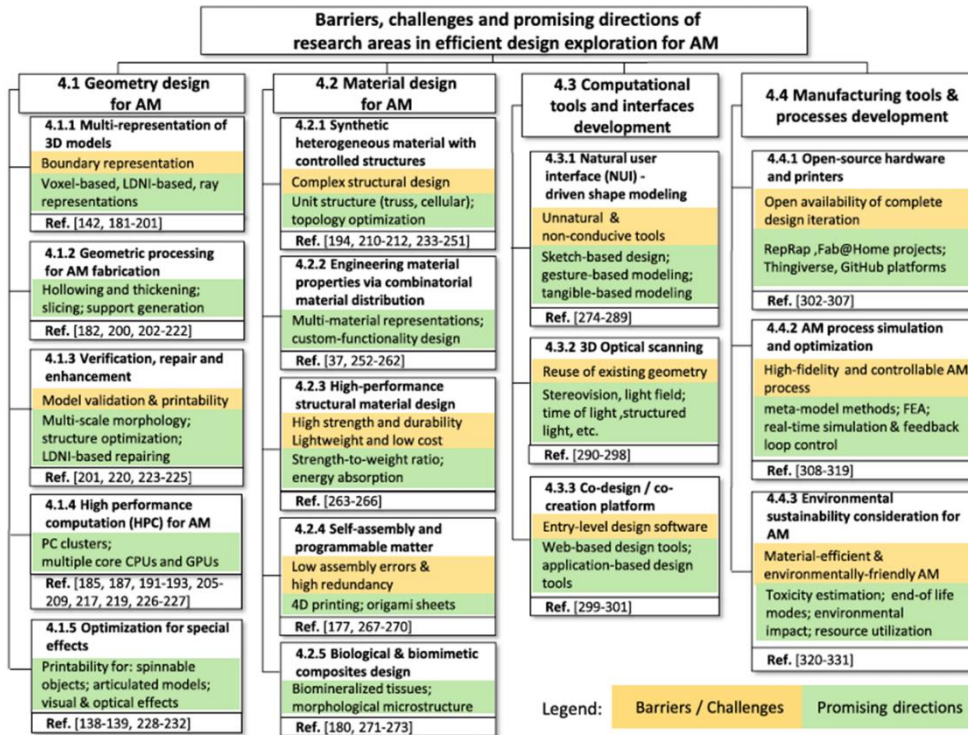


Figure. 76. Axes de développement de la fabrication additive d'après [101]

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Tapie, « Contribution à la conception et fabrication assistée par ordinateur de pièces de formes complexes : de l'usinage de pièces mécaniques aux dispositifs biomédicaux », Université Paris 13, avr. 01, 2019.
- [2] L. Laperrière et G. Reinhart, *CIRP encyclopedia of production engineering*. Springer Berlin, 2014.
- [3] G. Chryssolouris, *Manufacturing systems: theory and practice*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [4] O. Gibaru, « Courbes et surfaces en géométrie de la CAO », in *Les Techniques de l'Ingénieur*, TI Editions., 2015.
- [5] G. Prod'homme, « Commande numérique des machines-outils », *Les techniques de l'ingénieur*. 1996.
- [6] B. Furet, P. Poullain, et S. Garnier, « 3D printing for construction based on a complex wall of polymer-foam and concrete », *Additive Manufacturing*, vol. 28, p. 58-64, août 2019, doi: 10.1016/j.addma.2019.04.002.
- [7] R. Moonzur, « L'OREAL CHOISIT D'UTILISER DE LA PEAU HUMAINE IMPRIMÉE EN 3D », in *Les nouveaux matériaux de l'impression 3D*, TI Editions., 2016.
- [8] N. Audfray, C. Medhi-Souzani, et C. Lartigue, « Qualification et Performances des Systèmes de mesure Optiques "QualiPSO" », LURPA, ENS Cachan, 2012.
- [9] P. Radhakrishnan, S. Subramanyan, et V. Raju, *Cad/Cam/Cim*. New Age International, 2008.
- [10] I. Stroud et P. Xirouchakis, « STL and extensions », *Advances in Engineering Software*, vol. 31, n° 2, p. 83–95, 2000.
- [11] L. Piegl et W. Tiller, *The NURBS book*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [12] M. J. Pratt, « Introduction to ISO 10303—the STEP standard for product data exchange », *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, vol. 1, n° 1, p. 102–103, 2001.
- [13] E. A. Nasr et A. K. Kamrani, « Initial Graphics Exchange Specifications (IGES) », *Computer-Based Design and Manufacturing: An Information-Based Approach*, p. 125–130, 2007.
- [14] LE Roscoe, « Stereolithography interface specification. », America-3D Systems Inc, 1988.
- [15] S. Newman *et al.*, « Strategic advantages of interoperability for global manufacturing using CNC technology », *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 24, n° 6, p. 699–708, 2008.
- [16] C. Danjou, J. Le Duigou, et B. Eynard, « Interopérabilité des systèmes PLM: un état de l'art sur la chaîne numérique conception/industrialisation », 2013.
- [17] I. H. Kral, *Numerical control programming in APT*. Prentice-Hall Englewood Cliffs, NJ, 1986.
- [18] R. Laguionie, M. Rauch, J.-Y. Hascoët, et S.-H. Suh, « An eXtended Manufacturing Integrated System for feature-based manufacturing with STEP-NC », *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, vol. 24, n° 9, p. 785–799, 2011.
- [19] ISO6983, « ISO6983. Part 1 : Automation systems and integration - digital control of machines - program format and definition of address words, part 1. data format for positioning, line motion and contouring control systems. » 2009.
- [20] M. I. Mohammed, J. Tatineni, B. Cadd, G. Peart, et I. Gibson, « Advanced auricular prosthesis development by 3D modelling and multi-material printing », in *DesTech*

- 2016: *Proceedings of the International Conference on Design and Technology*, 2017, p. 37–43.
- [21] L. Tapie, N. Lebon, et K. Shindo, « CFAO en ingénierie biomédicale Dentisterie prothétique numérique », *Les techniques de l'ingénieur*. 2019, [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharma-th15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>.
- [22] F. Duret, « Empreinte optique. », Thèse de diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire., Université Claude Bernard-Lyon, 1973.
- [23] L. Tapie, N. Lebon, B. Mawussi, H. Fron Chabouis, F. Duret, et J.-P. Attal, « Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint », *Int J Comput Dent*, vol. 18, n° 1, p. 21-44, 2015.
- [24] L. Tapie, N. Lebon, et J.-P. Attal, « La chaîne numérique en CFAO dentaire - Structuration de la chaîne de production en prothèse conjointe », *Réalités Cliniques*, vol. 26, n° 4, 2015.
- [25] L. Tapie, N. Lebon, et J.-P. Attal, « Le flux numérique en CFAO dentaire pour la prothèse conjointe - Structuration et manipulation des données numériques », *Réalités Cliniques*, vol. 26, n° 4, 2015.
- [26] R. Van Noort, « The future of dental devices is digital », *Dental materials*, vol. 28, n° 1, p. 3–12, 2012.
- [27] T. Miyazaki, Y. Hotta, J. Kunii, S. Kuriyama, et Y. Tamaki, « A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience », *Dental materials journal*, vol. 28, n° 1, p. 44–56, 2009.
- [28] D. J. Fasbinder, « Computerized technology for restorative dentistry », *Am J Dent*, vol. 26, n° 3, p. 115–20, 2013.
- [29] X. Xu, *Integrating advanced computer-aided design, manufacturing, and numerical control: principles and implementations*. Information Science Reference New York, 2009.
- [30] H. Henderson, *Encyclopedia of computer science and technology*. Infobase Publishing, 2009.
- [31] A. Boryor, A. Hohmann, M. Geiger, U. Wolfram, C. Sander, et F. G. Sander, « A downloadable meshed human canine tooth model with PDL and bone for finite element simulations », *Dental Materials*, vol. 25, n° 9, p. e57–e62, 2009.
- [32] T. K. Schleyer, « Why integration is key for dental office technology », *The Journal of the American Dental Association*, vol. 135, p. 4S–9S, 2004.
- [33] S. Szykman, S. J. Fenves, W. Keirouz, et S. B. Shooter, « A foundation for interoperability in next-generation product development systems », *Computer-Aided Design*, vol. 33, n° 7, p. 545–559, 2001.
- [34] R.-T. Lee et F.-J. Shiou, « Multi-beam laser probe for measuring position and orientation of freeform surface », *Measurement*, vol. 44, n° 1, p. 1–10, 2011.
- [35] N. Lebon, L. Tapie, F. Duret, et J.-P. Attal, « Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines », *Int J Comput Dent*, vol. 19, n° 1, p. 45-62, 2016.
- [36] N. Lebon, L. Tapie, F. Duret, et J.-P. Attal, « Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines », *Int J Comput Dent*, vol. 19, n° 2, p. 115-134, 2016.
- [37] V. Raja et K. J. Fernandes, *Reverse engineering: an industrial perspective*. Springer Science & Business Media, 2007.

- [38] K. Hollenbeck, T. Allin, et M. van der Poel, « 3Shape Technology Research, Copenhagen. Technical report, Dental Lab 3D Scanners – How they work and what works best. 2012. » 2012.
- [39] A. Ireland *et al.*, « 3D surface imaging in dentistry–what we are looking at », *British dental journal*, vol. 205, n° 7, p. 387–392, 2008.
- [40] V. Alaraudanjoki, M.-L. Laitala, L. Tjäderhane, P. Pesonen, A. Lussi, et V. Anttonen, « Association of erosive tooth wear and dental caries in Northern Finland Birth Cohort 1966–an epidemiological cross-sectional study », *BMC Oral Health*, vol. 17, n° 1, p. 6, 2017.
- [41] U. Orth et V. Wedler, *Dental CAD/CAM system for obtaining a position match of 3D data sets*. Google Patents, 2012.
- [42] L. Roscoe et others, « Stereolithography interface specification », *America-3D Systems Inc*, vol. 27, 1988.
- [43] R. Racasan, D. Popescu, C. Neamtu, et M. Dragomir, « Integrating the concept of reverse engineering in medical applications », in *2010 IEEE International Conference on Automation, Quality and Testing, Robotics (AQTR)*, 2010, vol. 2, p. 1–5.
- [44] S.-X. Zheng, J. Li, et Q.-F. Sun, « A novel 3D morphing approach for tooth occlusal surface reconstruction », *Computer-Aided Design*, vol. 43, n° 3, p. 293–302, 2011.
- [45] T. Steinbrecher et M. Gerth, « Dental inlay and onlay construction by iterative laplacian surface editing », in *Computer Graphics Forum*, 2008, vol. 27, n° 5, p. 1441–1447.
- [46] E. Solaberrieta *et al.*, « Collision Free Design of Dental Prosthesis », in *New Advances in Mechanisms, Transmissions and Applications*, Springer, 2014, p. 131–138.
- [47] A. Mehl et V. Blanz, « New procedure for fully automatic occlusal surface reconstruction by means of a biogeneric tooth model. », *International journal of computerized dentistry*, vol. 8, n° 1, p. 13–25, 2005.
- [48] A. Mehl, V. Blanz, et R. Hickel, « Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars », *European journal of oral sciences*, vol. 113, n° 4, p. 333–340, 2005.
- [49] R. Williams, R. Bibb, D. Eggbeer, et J. Collis, « Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework », *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 96, n° 2, p. 96–99, 2006.
- [50] Y.-L. Song, J. Li, L. Yin, T. Huang, et P. Gao, « The feature-based posterior crown design in a dental CAD/CAM system », *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 31, n° 11-12, p. 1058–1065, 2007.
- [51] M. Zhao, L. Ma, W. Tan, et D. Nie, « Interactive tooth segmentation of dental models », in *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2006, p. 654–657.
- [52] H.-T. Yau, C.-Y. Hsu, H.-L. Peng, et C.-C. Pai, « Computer-aided framework design for digital dentistry », *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 5, n° 5, p. 667–675, 2008.
- [53] F.-E. Wolter, M. Reuter, et N. Peinecke, « Geometric modeling for engineering applications », *Encyclopedia of Computational Mechanics*, 2004.
- [54] A. K. Verma et S. Rajotia, « A review of machining feature recognition methodologies », *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, vol. 23, n° 4, p. 353–368, 2010.
- [55] A. Lasemi, D. Xue, et P. Gu, « Recent development in CNC machining of freeform surfaces: A state-of-the-art review », *Computer-Aided Design*, vol. 42, n° 7, p. 641–654, 2010.

- [56] D. T. Ross, « Origins of the APT language for automatically programmed tools », in *History of Programming Languages*, 1978, p. 279–338.
- [57] P. De Bièvre, « The 2012 International Vocabulary of Metrology: “VIM” », *Accreditation and Quality Assurance*, vol. 17, n° 2, p. 231–232, 2012.
- [58] ISO12836, « ISO 12836: 2012, Dentistry — Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations — Test methods for assessing accuracy. » 2012.
- [59] R. G. Nedelcu et A. S. Persson, « Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis », *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 112, n° 6, p. 1461–1471, 2014.
- [60] K. Hayashi, A. U. Sachdeva, S. Saitoh, S.-P. Lee, T. Kubota, et I. Mizoguchi, « Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices », *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, vol. 144, n° 4, p. 619–625, 2013.
- [61] D. Blanco, P. Fernández, E. Cuesta, S. Mateos, et N. Beltrán, « Influence of surface material on the quality of laser triangulation digitized point clouds for reverse engineering tasks », in *2009 IEEE Conference on Emerging Technologies & Factory Automation*, 2009, p. 1–8.
- [62] A. Bajard *et al.*, « Three-dimensional scanning of specular and diffuse metallic surfaces using an infrared technique », *Optical Engineering*, vol. 51, n° 6, p. 063603, 2012.
- [63] B. Trifkovic, I. Budak, A. Todorovic, D. Vukelic, V. Lazic, et T. Puskar, « Comparative analysis on measuring performances of dental intraoral and extraoral optical 3D digitization systems », *Measurement*, vol. 47, p. 45–53, janv. 2014, doi: 10.1016/j.measurement.2013.08.051.
- [64] I. Budak, D. Vukelić, D. Bračun, J. Hodolič, et M. Soković, « Pre-processing of point-data from contact and optical 3D digitization sensors », *Sensors*, vol. 12, n° 1, p. 1100–1126, 2012.
- [65] S.-X. Zheng, J. Li, et Q.-F. Sun, « A novel 3D morphing approach for tooth occlusal surface reconstruction », *Computer-Aided Design*, vol. 43, n° 3, p. 293–302, 2011.
- [66] S. Adolph et S. Gürke, « Modeling of a Fitting Inlay from Various Informations. », in *VMV*, 2001, p. 309–316.
- [67] M. C. Leu, P. Delli, et M. P. Walker, « Digital design and fabrication in dentistry », in *Bio-Materials and Prototyping Applications in Medicine*, Springer, 2008, p. 125–155.
- [68] S. Reich, M. Troeltzsch, T. Denekas, et M. Wichmann, « Generation of functional Cerec 3D occlusal surfaces: a comparison of two production methods relevant in practice. », *International journal of computerized dentistry*, vol. 7, n° 3, p. 229–238, 2004.
- [69] H.-T. Yau, H.-C. Chen, et P.-J. Yu, « A Customized smart CAM system for digital dentistry », *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 8, n° 3, p. 395–405, 2011.
- [70] T. Kim, « Constant cusp height tool paths as geodesic parallels on an abstract Riemannian manifold », *Computer-Aided Design*, vol. 39, n° 6, p. 477–489, 2007.
- [71] ISO2806, « International Organization for Standardization. ISO 2806: 1994, Industrial automation systems-Numerical control of machines-Vocabulary. » 1994.
- [72] C. Dripke, F. Groh, M. Keinert, et A. Verl, « A new approach to interpolation of tool path trajectories with piecewise defined clothoids », in *Enabling Manufacturing Competitiveness and Economic Sustainability*, Springer, 2014, p. 249–254.
- [73] ISO841, « International Organization for Standardization. ISO 841-1: 2001, Industrial automation systems and integration - Numerical control of machines - Coordinate system and motion nomenclature. » 2001.

- [74] H. Chanal, E. Duc, et P. Ray, « A study of the impact of machine tool structure on machining processes », *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, vol. 46, n° 2, p. 98–106, 2006.
- [75] A. C. Okafor et Y. M. Ertekin, « Derivation of machine tool error models and error compensation procedure for three axes vertical machining center using rigid body kinematics », *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, vol. 40, n° 8, p. 1199–1213, 2000.
- [76] G. Sansoni et F. Docchio, « Three-dimensional optical measurements and reverse engineering for automotive applications », *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 20, n° 5, p. 359–367, 2004.
- [77] L. Yin, X. Song, S. Qu, Y. Han, et H. Wang, « Surface integrity and removal mechanism in simulated dental finishing of a feldspathic porcelain », *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, vol. 79, n° 2, p. 365–378, 2006.
- [78] J. Ng, D. Ruse, et C. Wyatt, « A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods », *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 112, n° 3, p. 555–560, 2014.
- [79] P. Boitelle, B. Mawussi, L. Tapie, et O. Fromentin, « A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations », *J Oral Rehabil*, vol. 41, n° 11, p. 853-874, nov. 2014, doi: 10.1111/joor.12205.
- [80] G. Bosch, A. Ender, et A. Mehl, « A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes », *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 112, n° 6, p. 1425–1431, 2014.
- [81] F. Probst, A. Litzenburger, M. Richter, et A. Mehl, « Similarity measure for quality control of dental CAD/CAM-applications », *Computers in biology and medicine*, vol. 42, n° 11, p. 1086–1090, 2012.
- [82] C. Drago, R. L. Saldarriaga, D. Domagala, et R. Almasri, « Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. », *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 25, n° 5, 2010.
- [83] R. Scotti, P. Cardelli, P. Baldissara, et C. Monaco, *Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling*. Elsevier, 2011.
- [84] O. Moldovan, R. G. Luthardt, N. Corcodel, et H. Rudolph, « Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings », *Dental Materials*, vol. 27, n° 12, p. 1273–1278, 2011.
- [85] H. Katoh, S. Kasahara, Y. Ebihara, et K. Kikuchi, « Evaluation of the Accuracy of CAD/CAM Crowns Fabricated Using CT Images », in *Interface Oral Health Science 2011*, Springer, 2012, p. 265–267.
- [86] I. Gibson, D. W. Rosen, B. Stucker, et others, *Additive manufacturing technologies*, vol. 17. Springer, 2014.
- [87] L. E. Murr *et al.*, « Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays », *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 368, n° 1917, p. 1999–2032, 2010.
- [88] M. Niinomi, T. Narushima, et M. Nakai, « Advances in metallic biomaterials », *Heidelberg, DE: Springer*, 2015.

- [89] ISO17296, « ISO 17296-2:2015 Additive manufacturing -- General principles -- Part 2: Overview of process categories and feedstock ». 2015.
- [90] E. Sachs, M. Cima, P. Williams, D. Brancazio, et J. Cornie, « Three dimensional printing: rapid tooling and prototypes directly from a CAD model », 1992.
- [91] M. K. Thompson *et al.*, « Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints », *CIRP annals*, vol. 65, n° 2, p. 737–760, 2016.
- [92] F. Laverne, F. Segonds, et P. Dubois, « Fabrication additive – Principes Généraux. », *Les techniques de l'ingénieur*. 2016, [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharmath15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>.
- [93] H. Bikas, P. Stavropoulos, et G. Chryssolouris, « Additive manufacturing methods and modelling approaches: a critical review », *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 83, n° 1-4, p. 389–405, 2016.
- [94] W. Oropallo et L. A. Piegl, « Ten challenges in 3D printing », *Engineering with Computers*, vol. 32, n° 1, p. 135–148, 2016.
- [95] H. Li, T. Wang, J. Sun, et Z. Yu, « The adaptive slicing algorithm and its impact on the mechanical property and surface roughness of freeform extrusion parts », *Virtual and Physical Prototyping*, vol. 11, n° 1, p. 27–39, 2016.
- [96] A. Manmadhachary, R. Kumar, et L. Krishnanand, « Improve the accuracy, surface smoothing and material adaption in STL file for RP medical models », *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 21, p. 46–55, 2016.
- [97] S. Yu, « Slicing Algorithm of VRML Model in Rapid Prototyping », *Journal of Modeling and Optimization*, vol. 7, n° 1, p. 45–49, 2015.
- [98] T. Chartier, V. Pateloup, et C. Chaput, « Élaboration de pièces céramiques par fabrication additive », *Les techniques de l'ingénieur*. 2018, [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharmath15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>.
- [99] T. B. Woodfield, J. Malda, J. De Wijn, F. Peters, J. Riesle, et C. A. van Blitterswijk, « Design of porous scaffolds for cartilage tissue engineering using a three-dimensional fiber-deposition technique », *Biomaterials*, vol. 25, n° 18, p. 4149–4161, 2004.
- [100] E. Guédon, L. Malaquin, et J.-C. André, « Bio-printing - État des lieux et perspectives », *Les techniques de l'ingénieur*. 2017, [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharmath15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>.
- [101] W. Gao *et al.*, « The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering », *Computer-Aided Design*, vol. 69, p. 65–89, 2015.

