



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. École d'ingénieur. France. 2024. hal-02994455v2

HAL Id: hal-02994455

<https://hal.science/hal-02994455v2>

Submitted on 5 Apr 2024

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 EN 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 (MCU-PH en odontologie), V. Fouquet (Ingénieur céramiste, MCU-PH en odontologie), O. Fromentin (PU-PH en odontologie), N. Lebon (Enseignant chercheur, agrégé-docteur en génie mécanique), V. Lemarteleur (Ingénieur en mécanique), F. Laverne (MCF, Ingénieur et docteur en génie industriel), B. Mawussi (PU en génie mécanique), C. Moussally (Chirurgien-dentiste libéral), V. Pateloup (MCF-HDR en génie mécanique), G. Rohman (PU en génie des matériaux polymères)

Version 2024

Conception et fabrication assistée par ordinateur en ingénierie biomédicale © 2024 by Laurent Tapie is licensed under CC BY-NC-SA 4.0. To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

PREAMBULE

L'objectif de ce préambule est de formaliser le positionnement de l'ingénierie biomédicale en tant que discipline des sciences de l'ingénieur et, en tant qu'activités dans son environnement scientifique et technologique.

QU'EST-CE QUE L'INGENIERIE BIOMEDICALE ?

CHAMPS DISCIPLINAIRES ET SCIENTIFIQUES

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, de 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.

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 du CNRS (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].

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>

Au sein de 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>

TYPE D'ACTIVITES DE L'INGENIEUR BIOMEDICAL

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>

L'ingénierie biomédicale couvre plusieurs thématiques technologiques: 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, la modélisation, la simulation et contrôle du système physiologique, les dispositifs orthopédiques et prothétiques et organes artificiels ou technologie de réhabilitation, l'ingénierie de la réhabilitation, l'ingénierie tissulaire [1], [2], [3].

A l'ensemble de ces définitions, il ressort que l'ingénierie biomédicale fait appel à un champ scientifique pluridisciplinaire pour créer et développer de nouvelles connaissances, techniques et technologies au service des sciences médicales. La problématique du dialogue entre les disciplines scientifiques, les sciences de l'ingénieur et industrielles, et les sciences médicales est au cœur d'approches pluridisciplinaires pour résoudre des problèmes complexes en santé.

ENJEUX DU DIALOGUE SCIENCES MEDICALES – SCIENCES DE L'INGENIEUR

LES VERROUS DISCIPLINAIRES ET CULTURELS A LEVER

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

La problématique du dialogue dans une démarche d'ingénierie biomédicale repose sur le caractère pluriprofessionnel (professionnel de santé, technicien et ingénieur, scientifique et chercheur) et pluridisciplinaire de l'ingénierie biomédicale (biologie, physique, chimie, génie mécanique, génie des matériaux, génie électronique, génie informatique...). La Figure. 1 formalise la structure des échanges constatés autour des technologies de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur pour la santé. Les échanges interprofessionnels entre les mondes cliniques, académiques et industriels restent 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 et du peu d'approche transdisciplinaire et transprofessionnelle développée. Dans l'environnement industriel, un constat récurrent est le manque de profils de formation santé qui seraient impliqués dans les activités de transfert de technologie, de la recherche amont à la mise sur le marché¹. Ainsi, il est assez récurrent de voir un professionnel de santé demander à un industriel si la technologie proposée lui permet de couvrir ses besoins cliniques avec un amortissement de l'investissement. L'argumentaire marketing et commercial de l'industriel est alors entièrement orienté sur des données techniques, scientifiques ou cliniques, difficilement exploitables ou alors sélectionnées ou simplifiées pour répondre positivement aux besoins des cliniciens. Dans l'environnement académique, les chercheurs de profil santé, ayant une activité clinique, sont souvent isolés des chercheurs en sciences et technologies. Ils tentent de développer eux-mêmes des approches scientifiques et d'ingénierie pour développer ou caractériser des technologies. Ces approches sont parfois peu robustes faisant appel à des compétences scientifiques et techniques peu approfondies dans le cadre de leur formation.

¹ D'après le rapport du conseil général de l'économie, de l'industrie, de l'énergie et des technologies, *Réflexions stratégiques sur la politique industrielle en matière de dispositifs médicaux*, R. Picard, 2019.

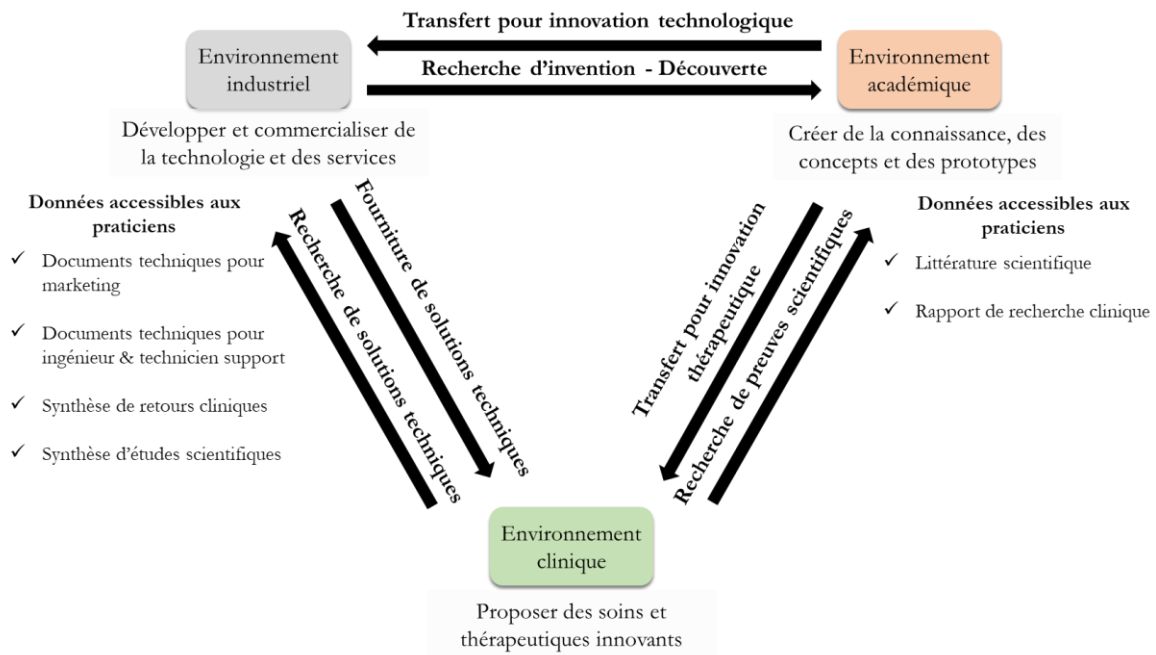


Figure. 1. Problématique du dialogue autour des technologies de CFAO en santé

Fort de ce constat, il apparaît que le succès d'une démarche d'ingénierie biomédicale transdisciplinaire et transprofessionnelle nécessite de passer par deux phases : une démarche d'ingénierie pluridisciplinaire puis une démarche d'ingénierie interdisciplinaire.

Phase 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 discipline² [Sic]. L'ingénierie biomédicale doit permettre de rendre intelligible les concepts et le vocabulaire des sciences de l'ingénieur et des 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 ! »
- *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 ! »

² 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

- *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 de mesures dimensionnelles. 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 aux facteurs biologiques, sans toujours 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 pour 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 forte variabilité de grandeur mesurée sur des données biologiques.

Ainsi, une démarche pluridisciplinaire 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 établis dans leur communauté scientifique et leurs activités de recherche ou professionnelles.

Phase 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*

*gènère de nouvelles questions fondamentales, instrumentales ou applicatives qu'il n'était pas possible d'imaginer avant le démarrage du projet*³. [Sic]

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 ou clinique importante prouvant l'intérêt du développement du concept pour un transfert vers l'application thérapeutique clinique. 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 les expérimentations ou prototypes étant proposé pour illustrer le concept pour un transfert du développement vers l'industrie.

Phase 3 - Démarche transdisciplinaire

Dans 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*⁴. [Sic].

LA DEMARCHE TRANSLATIONNELLE POUR LE TRANSFERT DE TECHNOLOGIE

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

³ 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

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

de recherche clinique appliquée 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, technologique et clinique à son transfert vers l'usage et l'application clinique. 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 démarches translationnelles d'ingénierie biomédicale.

Un exemple récent dans la réussite de ce type de démarche translationnelle est le développement des technologies de fabrication additive véritable révolution dans la réhabilitation fonctionnelle prothétique. Ainsi comme l'illustre la Figure. 2, l'intégration de la fabrication additive comme équipement de fabrication dans un système de Conception Fabrication Assistée par Ordinateur intégrant 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 dispositifs médicaux, une diminution du temps passé dans le processus de développement et fabrication d'un produit 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 techniques de fabrications classiques.

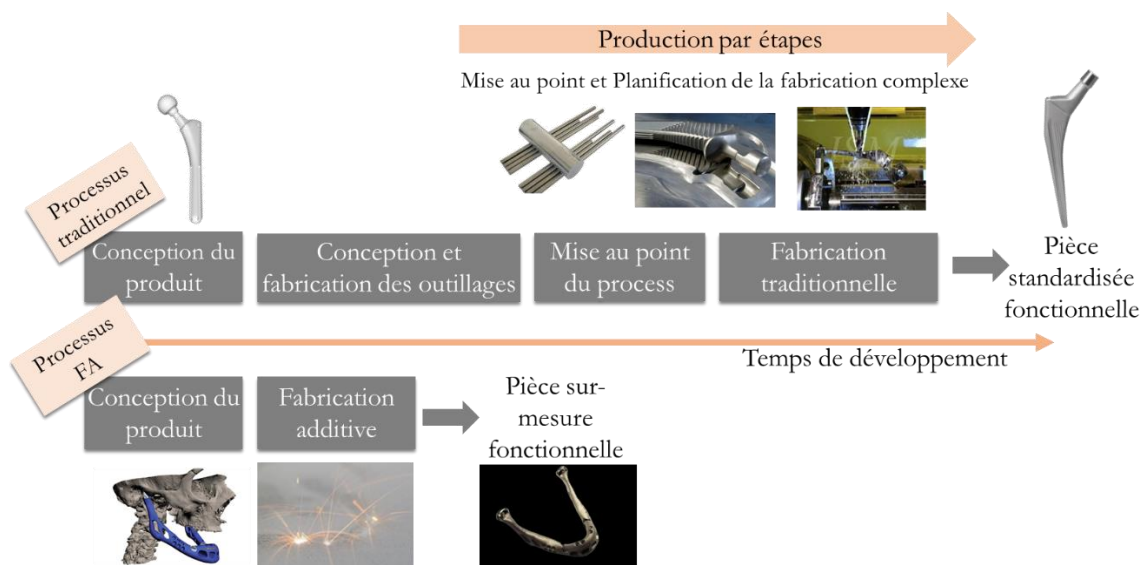


Figure. 2. Apports de la fabrication additive dans la réalisation d'une prothèse ostéoarticulaire

Le champ des possibilités offertes par les procédés additifs pour les applications biomédicales est vaste et de nombreuses applications sont déjà opérationnelles industriellement. L'enjeu actuel du secteur du

génie médical, en recherche, développement et innovation, se situe dans l'approche une approche d'ingénierie système basée sur le triptyque dispositifs médicaux sur-mesure – biomatériau – procédé additif avec des équipes interdisciplinaires de sciences de l'ingénieur et sciences médicales.

L'INGENIERIE SYSTEME AU CŒUR DU SECTEUR DES TECHNOLOGIES POUR LA SANTE

Dans le contexte du développement de technologie médicale pour la conception et la réalisation de dispositifs médicaux, ingénieurs et professionnels de santé se retrouve au cœur d'une démarche d'ingénierie système.

DEFINITION DE L'INGENIERIE SYSTEME

D'après l'Association Française d'Ingénierie Système (AFIS)

L'ingénierie système est une démarche **méthodologique pour la conception des systèmes et produits complexes.**

Cette démarche peut se définir comme un processus coopératif et interdisciplinaire de résolution de problème. Elle s'appuie sur les connaissances, les méthodes et les techniques issues des sciences et de l'expérience opérationnelle. Elle apporte des solutions à un besoin opérationnel identifié.

SOMMAIRE

PREAMBULE	3
QU'EST-CE QUE L'INGENIERIE BIOMEDICALE ?	3
CHAMPS DISCIPLINAIRES ET SCIENTIFIQUES	3
TYPE D'ACTIVITES DE L'INGENIEUR BIOMEDICAL	4
ENJEUX DU DIALOGUE SCIENCES MEDICALES – SCIENCES DE L'INGENIEUR	5
LES VEROUS DISCIPLINAIRES ET CULTURELS A LEVER	5
LA DEMARCHE TRANSLATIONNELLE POUR LE TRANSFERT DE TECHNOLOGIE	8
L'INGENIERIE SYSTEME AU CŒUR DU SECTEUR DES TECHNOLOGIES POUR LA SANTE	10
CHAPITRE 1. QU'EST-CE QUE LA CFAO ?	14
1.1 METHODOLOGIES ET SYSTEMES CFAO	14
1.1.1 HISTORIQUE	15
1.1.2 DOMAINES APPLICATIFS	17
1.1.3 TYPOLOGIE DES TECHNOLOGIES CFAO	17
1.2 TECHNOLOGIES CFAO EN INGENIERIE BIOMEDICALE	19
1.2.1 TRANSPPOSITION DU GENIE MECANIQUE ET INDUSTRIEL AU GENIE BIOMEDICALE	19
1.2.2 SYSTEMES CFAO POUR LA DENTISTERIE	24
1.3 CONCLUSION	36
CHAPITRE 2. FONCTIONNEMENT D'UN SYSTEME DE CFAO DENTAIRE	38
2.1 INTRODUCTION	38
2.2 DEFINITIONS ET CONCEPTS PRELIMINAIRES	39
2.2.1 CHAINE NUMERIQUE DE CFAO DENTAIRE	39
2.2.2 OUVERTURE D'UN MAILLON NUMERIQUE	39
2.2.3 FLUX NUMERIQUE	40
2.2.4 INTEROPERABILITE	41
2.3 STRUCTURE DE LA CHAINE NUMERIQUE	42
2.3.1 STRUCTURATION VUE DU FLUX DE TRAVAIL	42
2.3.2 STRUCTURATION PAR MAILLON NUMERIQUE	43
2.4 FLUX NUMERIQUE	45
2.4.1 NUMERISATION	46
2.4.2 CONCEPTION ASSISTEE PAR ORDINATEUR	47
2.4.3 FABRICATION ASSISTEE PAR ORDINATEUR	49
2.5 DISCUSSION ET CONCLUSION	53
CHAPITRE 3. MISE EN ŒUVRE D'UN SYSTEME DE CFAO DENTAIRE	55
3.1 INTRODUCTION	55
3.2 DEFINITIONS ET CONCEPTS PRELIMINAIRES	55
3.3 PROTOCOLE DE NUMERISATION	58
3.3.1 EQUIPEMENT DE NUMERISATION	59
3.3.2 ENVIRONNEMENT DE NUMERISATION	59

3.3.3	STRATEGIE DE NUMERISATION	60
3.3.4	TRAITEMENT DES DONNEES NUMERIQUES	60
3.4	PROTOCOLE DE CONCEPTION	62
3.4.1	MODELISATION DE L'ANATOMIE DENTAIRE	62
3.4.2	TRAITEMENT DES DONNEES NUMERIQUES	63
3.5	PROTOCOLE DE FABRICATION	63
3.5.1	MODELISATION ET TRAITEMENT DES DONNEES FAO	64
3.5.2	USINAGE CN	65
3.5.3	MACHINE D'USINAGE	66
3.6	DISCUSSION	69
3.6.1	DISPERSIONS GEOMETRIQUES ET APPROXIMATIONS	69
3.6.2	DEFINITIONS ET EVALUATION DE LA PRECISION EN DENTISTERIE NUMERIQUE	70
3.7	CONCLUSION	72
ANNEXE : VOCABULAIRE ISSU DE L'ODONTOLOGIE		74
ANATOMIE DENTAIRE		74
RESTAURATION DENTAIRE PAR PROTHESE CONJOINTE		75

CHAPITRE 4. LA FABRICATION ADDITIVE DANS LES SYSTEMES CFAO **77**

4.1	QU'EST-CE QUE L'IMPRESSION 3D ?	77
4.1.1	CONCEPTS ET DEFINITIONS	77
4.1.2	CLASSIFICATION DES PROCEDES ADDITIFS	78
4.1.3	BREF HISTORIQUE	79
4.1.4	POSITIONNEMENT DE L'AM DANS LA REALISATION DE PRODUIT	80
4.2	PRINCIPES COMMUNS DE MISE EN ŒUVRE DES PROCEDES ADDITIFS	85
4.2.1	INTRODUCTION	85
4.2.2	MODELISATION 3D	86
4.2.3	PREPARATION A LA FABRICATION ADDITIVE	88
4.2.4	LANCEMENT DE LA FABRICATION	94
4.2.5	APRES LA FABRICATION	94
4.2.6	EXACTITUDE DE MISE EN ŒUVRE	95

CHAPITRE 5. TECHNOLOGIES DE FABRICATION ADDITIVE EN CFAO POUR LA SANTE **97**

5.1	INTRODUCTION	97
5.2	TECHNOLOGIES DE SOLIDIFICATION SELECTIVE D'UNE RESINE OU D'UN MATERIAU FONDU	97
5.2.1	EXTRUSION DE MATIERE	97
5.2.2	PROJECTION DE MATIERE	100
5.2.3	PHOTOPOLYMERISATION EN CUVE	102
5.3	TECHNOLOGIES ADDITIVES DE CONGLOMERATION OU FUSION DE POUDRE	104
5.3.1	PROJECTION DE LIANT	104
5.3.2	FUSION SUR LIT DE POUDRE	107
5.3.3	DEPOT DE MATIERES SOUS FLUX D'ENERGIE DIRIGE	109
5.4	TECHNOLOGIES DE LIAISON DE FEUILLE DECOUPEE SELECTIVEMENT – STRATIFICATION DE COUCHES	111
5.5	APPLICATIONS ET ENJEUX POUR LES DOMAINES BIOMEDICAUX	112
5.5.1	DU MODELE ANATOMIQUE AU SIMULATEUR HAPTIQUE HAUTE-FIDELITE	112
5.5.2	DU DISPOSITIF MEDICAL STANDARDISE AU DISPOSITIF SUR MESURE	113
5.5.3	EMERGENCE DE LA BIO IMPRESSION	115
5.6	CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES	117

Chapitre 1. QU'EST-CE QUE LA CFAO ?

INTRODUCTION GENERALE

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 SYSTEMES CFAO

Ce paragraphe est partiellement extrait du mémoire d'HDR de L. Tapie [4].

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 [5], 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 [6]. 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 spécifications dimensionnelles et géométriques ou 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. 3), 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 [7]. 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 ou 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 [8]. 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 sont apparus dans les années 70 pour des applications en dentisterie restauratrice⁵ en reprenant l'idée de maquette numérique. Ainsi, les premiers équipements de numérisation 3D avec contact puis sans contact ont permis de proposer une

⁵ Dentisterie restauratrice : spécialité de santé dentaire qui porte sur la restauration de la fonction et de l'esthétique des dents endommagées, malades ou manquantes.

alternative aux empreintes élastomères et aux modèles en plâtre des arcades dentaires par des modèles numériques. Des logiciels de modélisations numériques de prothèses conjointes⁶ 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'imagerie 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 médical. Ces méthodologies s'inscrivent pleinement dans la 4^{ème} révolution industrielle dont l'individualisation des produits et des services s'appuient sur les données médicales numérisées du patient.

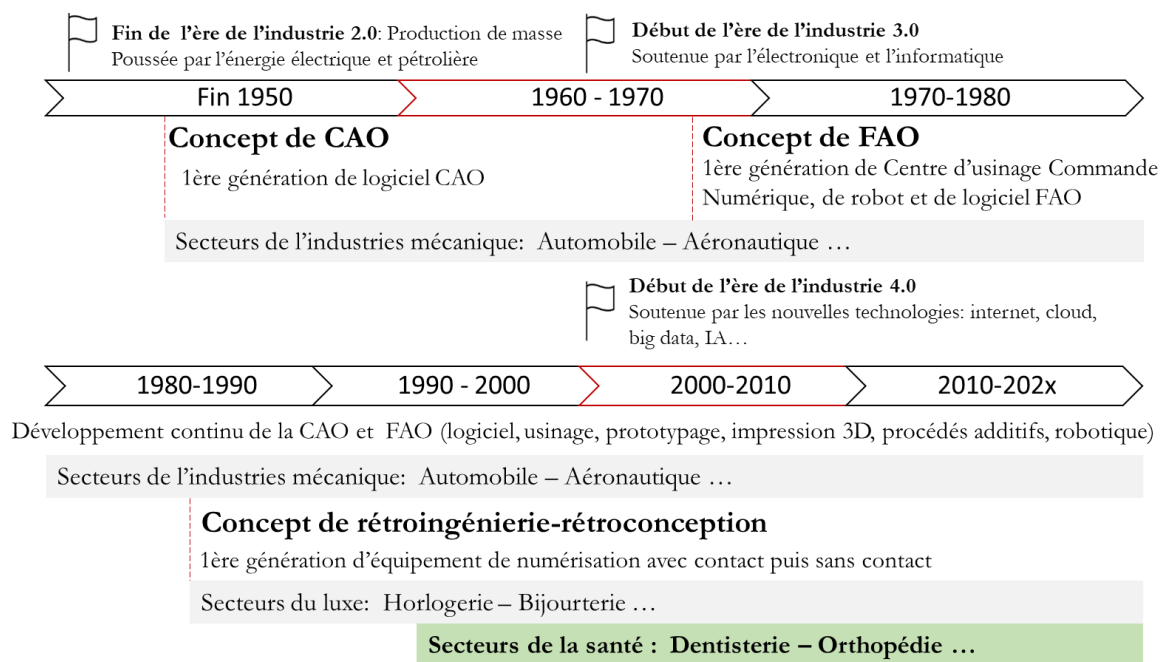


Figure. 3. Evolution de la CFAO depuis ses origines

Depuis les années 2000, la 4^{ème} révolution industrielle dite industrie 4.0, avec les systèmes intelligents, connectés et flexibles, 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, fabrication additive⁷...) 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

⁶ Prothèse conjointe : prothèse fixe servant à restaurer partiellement ou totalement les tissus durs manquants de la dent. Ce type de prothèse est collé ou scellé sur les tissus résiduels d'une dent ou sur les dents adjacentes ou sur des implants. D'après The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition, J Prosthet Dent. 2023; 130(4), supplement 1, E1-E3. doi: 10.1016/j.prosdent.2023.03.003.

⁷ 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.

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 de l'industrie mécanique comme l'aéronautique et l'automobile ont été les premiers à exploiter des méthodologies et des technologies CFAO (Figure. 4). Sous leurs impulsions de nombreux secteurs 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 [9].

Les secteurs du luxe, des cosmétiques, 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 de chaussures sur mesures conçues à partir de la numérisation de données anatomiques du clients, ou encore la réalisation de peau artificiel par impression 3D pour tester des produits cosmétiques [10]. 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'objet d'art ou de monuments à l'aide de maquette numérique ou imprimée en 3D.

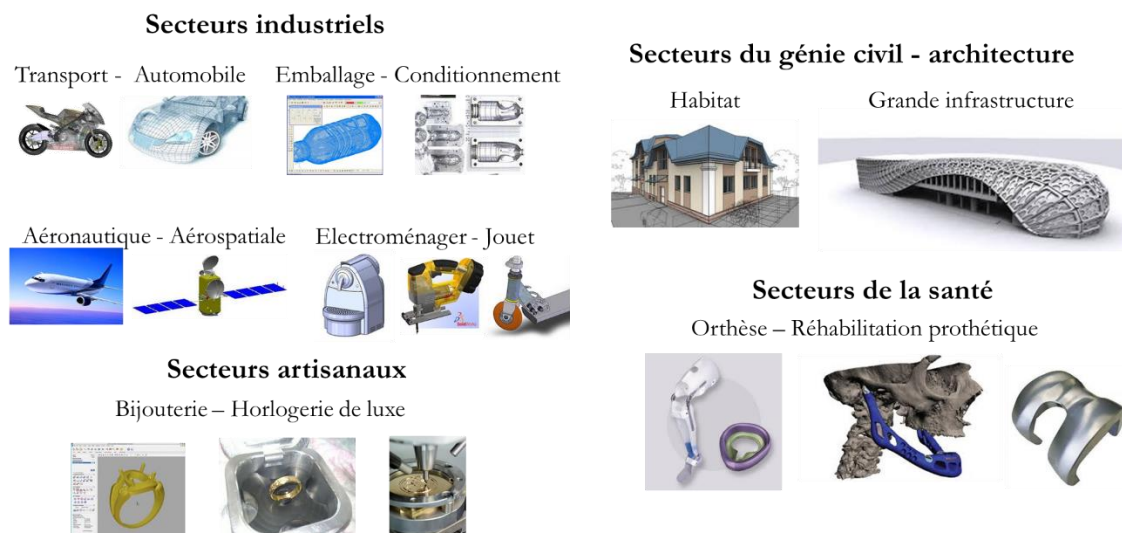


Figure. 4. Quelques secteurs applicatifs de la CFAO

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

1.1.3 TYPOLOGIE DES TECHNOLOGIES CFAO

Les technologies CFAO peuvent être classés selon 4 grandes familles : (1) équipement de numérisation 3D, (2) équipement de fabrication à commande 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 [11]. Un système d'acquisition est principalement composé d'un capteur et le système de déplacement d'un porteur (Figure. 5). Les capteurs peuvent être classés en deux catégories : les capteurs à contact rigide, à déclenchement ou de scanning basés sur de nombreux principes de mesure, les capteurs sans contact basés par exemple aux principes de mesure par triangulation, par système confocale, par tomographie, par vision ou par tomodensimétrie Rx. Les porteurs sont souvent aussi classables en deux catégories : les systèmes porteurs délivrant des coordonnées 3D de positionnement du capteur dans l'espace (MMT⁸, bras de mesure, robot), système porteur ne délivrant pas de coordonnées 3D de positionnement du capteur dans l'espace (trépieds, porteurs manuels). Le système de traitement consiste quant à lui à l'implémentation d'un ensemble d'algorithmes informatiques.

(1) Porteur: Humain



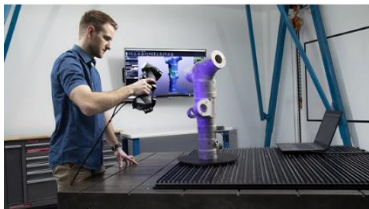
(1) Porteur: Bras mesurant



(1) Porteur: MMT – axe numérique



(2) Capteur sans contact: Scanner 3D



(2) Capteur avec contact: Tête de palpation



Figure. 5. Exemples d'équipement de numérisation 3D

De manière générique les équipements de fabrication 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 (déplacements linéaires ou rotatifs) 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 : électro-broche équipée d'outil de coupe ou d'abrasion, faisceau laser ou d'électrons, tête d'extrusion de matière, tête d'impression par jet de gouttelettes, tête ou électrodes de soudage, poinçon de découpe, outil de formage...

⁸ MMT : Machine à Mesurer Tridimensionnelle (Coordinate Measurement Machine : CMM)

Robot soudeur pour fabrication additive



Centre d'usinage



Machine de découpe laser



Imprimante 3D



Figure. 6. 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 TECHNOLOGIES CFAO EN INGENIERIE BIOMEDICALE

1.2.1 TRANSPOSITION DU GENIE MECANIQUE ET INDUSTRIEL AU GENIE BIOMEDICALE

Cette section est partiellement extraite du mémoire d'HDR de L. Tapie [4].

Comme nous l'avons présenté, la CFAO s'appuie sur une chaîne numérique dont le passage d'un maillon à un autre constitue le flux numérique. Les maillons numériques impliquent l'association, le traitement et la conversion des données associées au futur produit. Les données numériques sont échangées entre des maillons consécutifs. Ces étapes d'association, de traitements, de conversions et d'échanges de données constituent le cœur du flux numérique [12].

D'un point de vue conceptuel, deux types de chaîne numérique peuvent être considérés en CFAO appliquée à l'ingénierie mécanique. 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. 7). Au contraire, en CFAO d'ingénierie inversée (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 3D de 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 [13], NURBS [14]). Des normes internationales, issues de l'ISO⁹ pour le format STEP [15] ou nationales, issues du NIST¹⁰ pour le format IGES [16], ou encore des formats consensus comme le STL issu de la société 3D System [17] fixent l'organisation du fichier et les modèles mathématiques associés. Les sociétés éditrices de logiciels CAO peuvent aussi définir leur propre organisation, 3DXML par exemple pour Dassault Systèmes.

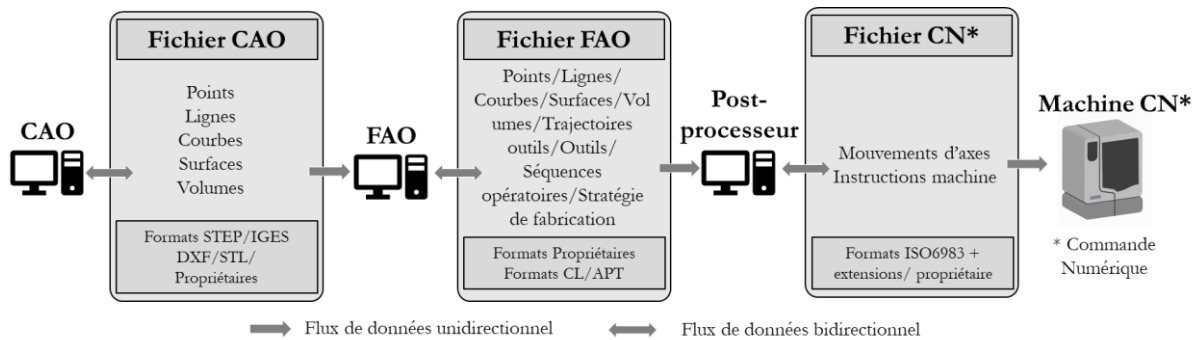


Figure. 7. Structure générique du flux numérique de CFAO d'ingénierie directe d'après [18]

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 l'équipement de fabrication à commande numérique [19]. Premièrement, le préprocesseur technologique transcrit le fichier CAO en un format adapté au processeur technologique, très souvent à l'aide d'un technicien méthodes ou programmeur FAO, 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 [5]. 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 préprocesseur 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 de déplacements 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 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 dans le cadre de l'usinage. Un fichier CL (cutter location file) ou APT [20] est obtenu en sortie du processeur technologique [21]. Enfin, le post-processeur technologique traduit les fichiers obtenus par le processeur technologique en un fichier interprétable par

⁹ ISO: International Organization for Standardization. www.iso.org

¹⁰ NIST: National Institute of Standards and Technology. www.nist.gov

la commande numérique associée à la machine. Dans la majorité des cas, un fichier standard en G-code est obtenu en sortie du post-processeur (ISO6983, 2009).

1.2.1.1 Systèmes de CFAO dans le cycle de vie d'un dispositif médical

Dans le cycle de vie d'un Dispositif Médical (DM¹¹), les systèmes de CFAO interviennent dès la phase de développement technique notamment lors des phases de conception et d'industrialisation du DM et dans la phase de mise sur le marché notamment en production (Figure. 8). Dans les phases de conception la CAO est exploitée pour établir les modèles 3D des DM. Ces modèles sont exploités par la simulation numérique (simulations du comportement de la pièce en service, simulations des procédés de mise en forme des matériaux) afin de valider les choix de conception et de gamme de fabrication (suite de procédés de fabrication) permettant d'obtenir les spécifications du DM tout en intégrant les contraintes liées aux matériaux et aux procédés de mise en forme. Ces modèles sont aussi exploités pour réaliser des prototypes physiques, réaliser des essais de mise en production et finaliser les programmes commandes numériques selon les procédés mis en œuvre en phase de production.

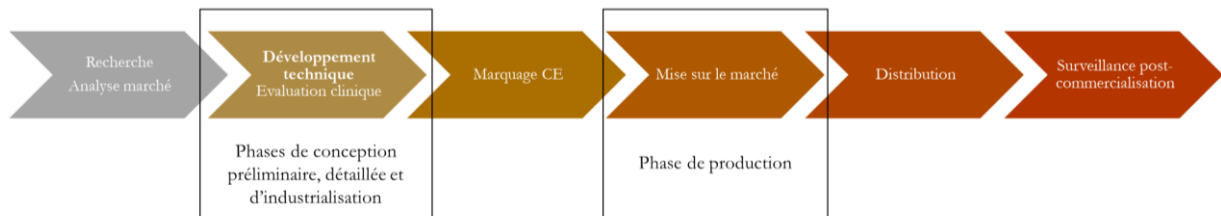


Figure. 8. Positionnement de la CFAO dans le cycle de vie du dispositif médical

1.2.1.2 Systèmes de CFAO en tant que dispositif médical d'équipement

Selon la classification du SNITEM (Syndicat National de l'Industrie des Technologies Médicales), les systèmes CFAO peuvent être classés comme des dispositifs médicaux d'équipement permettant la réalisation de dispositifs médicaux à usage individuel. Et, selon l'ANSM (Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des Produits de santé), dans certains usages comme en dentisterie, les systèmes CFAO permettent la réalisation de Dispositifs Médicaux Sur-Mesure (DMSM). 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, les flux numériques d'ingénierie directe et d'ingénierie inversée sont exploités selon les applications médicales visées. Par ailleurs, des applications, comme par exemple la réalisation de prothèses sur implants en dentisterie, intègrent une démarche d'ingénierie inversée suivi d'un flux d'ingénierie directe afin de concevoir un assemblage prothétique implanto-porté. La Figure. 1 illustre la mise en œuvre d'un système CFAO pour la réalisation d'un implant crânien céramique par un procédé additif de stéréolithographie.

¹¹ Dispositif médical (DM) : produit de santé utilisé chez l'homme pour une finalité diagnostique ou thérapeutique, pour compenser un handicap ou comme moyen de maîtrise de la conception. Un DM agit selon un mécanisme d'action physique, non pharmacologique, non immunologique et ou non métabolique.

L'imagerie médicale constitue le maillon d'entrée d'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.

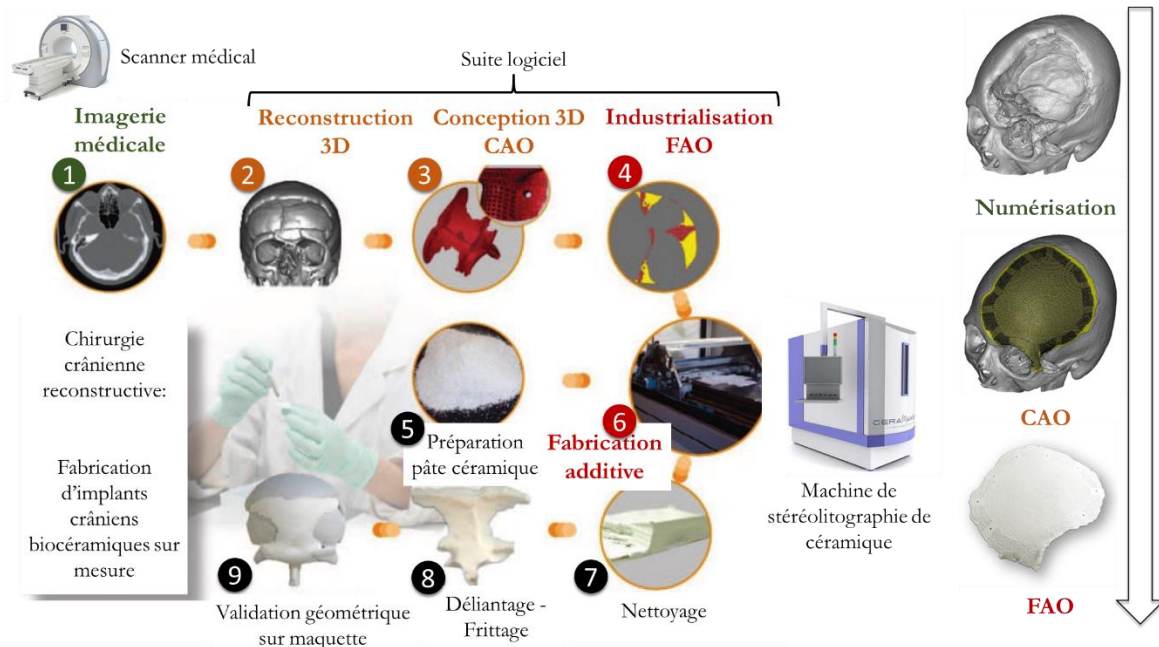


Figure. 1. Chaîne de production pour implant crânien (sources Osseomatrix et 3D Ceram)

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

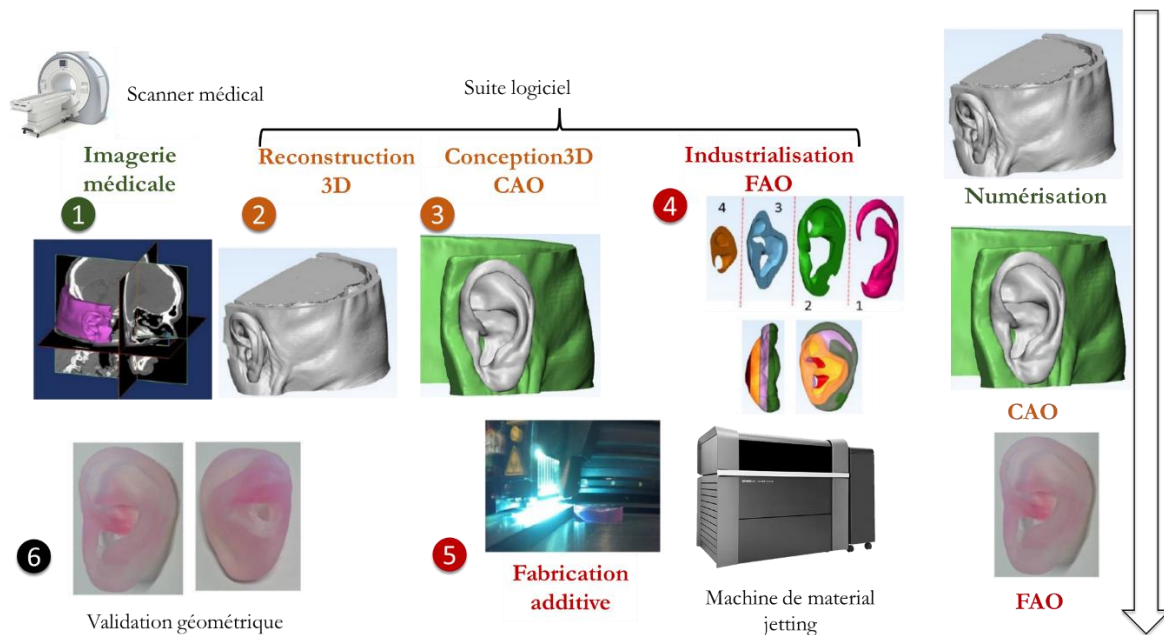


Figure. 2. Chaîne de production d'une prothèse auriculaire [23]

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 machine à commande numérique 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 automatisé, flexible et pouvant être mis en œuvre par des non-experts du développement et de l'intégration de systèmes CFAO. 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. L'utilisateur final du système CFAO n'étant pas un technicien ou un ingénieur 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 usager-intégrateur de CFAO où les différences culturelles, scientifiques, techniques et technologiques rendent difficile l'intégration des maillons CFAO. Il est assez courant pour un usager 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 précis 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 systèmes CFAO biomédicaux. La seconde difficulté réside dans la nécessité de fournir un système 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, il est 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 EN INGENIERIE BIOMEDICAL

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**. La CFAO intervient en tant qu'outil d'**aide à la conception, l'industrialisation et la production de dispositifs médicaux à usage individuel**.

Un **système CFAO** peut être mis en œuvre **en tant que dispositifs médical d'équipement** pour :

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

1.2.2 SYSTEMES CFAO POUR LA DENTISTERIE

Cette section est partiellement extraite du chapitre « CFAO en ingénierie biomédicale - Dentisterie prothétique numérique » de l'encyclopédie les Techniques de l'Ingénieur [24].

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* » [25]. 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. 3). 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 dite directe ou au fauteuil, dont 20 min pour la fabrication. En parallèle en 1984-1985 la première restauration partielle est réalisée à l'aide du système CFAO CEREC¹² 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 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, connaissent un meilleur succès. Le succès de ce

¹² CEREC: Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramic

système CFAO lance la 2^{ème} phase de développement de la CFAO dentaire, des années 1990 à 2000, 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 ou au fauteuil (CFAO chairside), le système Procera préfigure la CFAO indirecte en laboratoire de prothèse dentaire (CFAO labside) ou en centre de production délocalisé. 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 électroérosion¹³ et l'extrados par fraissage¹⁴ dans un centre spécialisé à Göteborg. Le système Procera s'orientait plus vers la réalisation de prothèses implanto-portées sur des implants Brånemark.

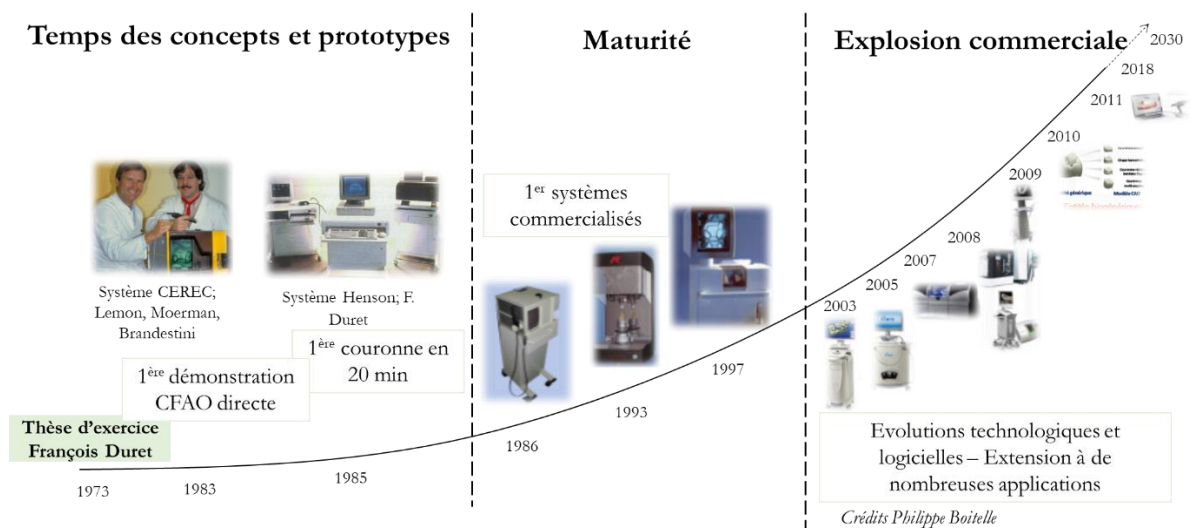


Figure 3. Historique de la CFAO dentaire

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. Les évolutions du marché touchent indifféremment la CFAO directe au fauteuil, indirecte au laboratoire et semi-directe partagée entre les acteurs du cabinet dentaire, du laboratoire de prothèse et du centre de production. Les dernières évolutions technologiques des 5 dernières années dans le domaine de la CFAO pour la dentisterie portent

¹³ Electroérosion : procédé de mise en forme par enlèvement de matière à base de décharge électrique

¹⁴ Fraissage : procédé de mise en forme par coupe de la matière par coupe

sur l'interopérabilité des maillons et l'ouverture des équipements ainsi que l'intégration de la fabrication additive 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 a pas un unique système 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. 4). Les caméras intraorales 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 (ensemble des tissus supports de la dent comme la gencive, le ligament alvéolo dentaire, les tissus osseux). Les coordonnées 3D sont alors obtenues par recalages dans un repère commun des acquisitions réalisées. Contrairement aux caméras, les scanners extraoraux quant à eux s'appuient sur un mécanisme porteur délivrant directement des coordonnées 3D (déplacements assurés par une structure cinématique multi-axes à commande numérique) 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).

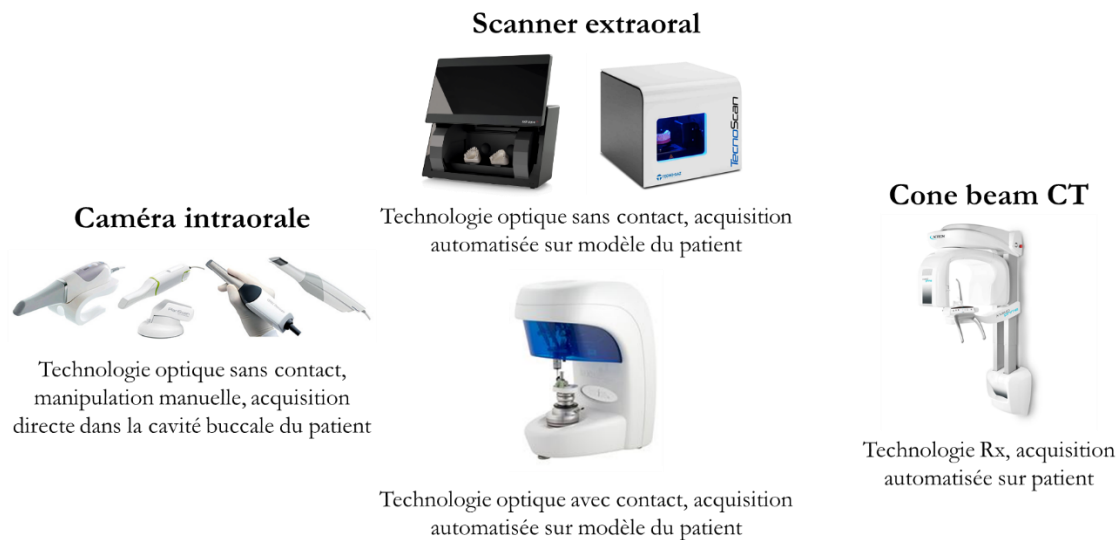


Figure. 4. Exemples d'équipements de numérisation dentaires

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 enlèvement de matière, les machines d'usinage, souvent désignée sous le terme usineuse, sont principalement destinées

à des implantations en cabinet ou en 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, 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 éléments¹⁵. 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 important 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.

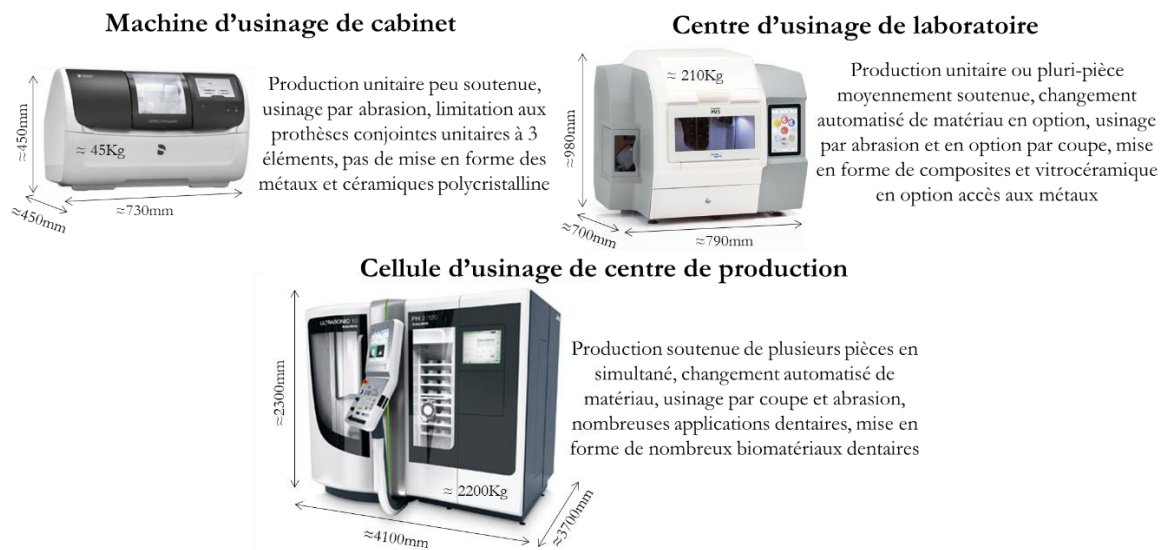
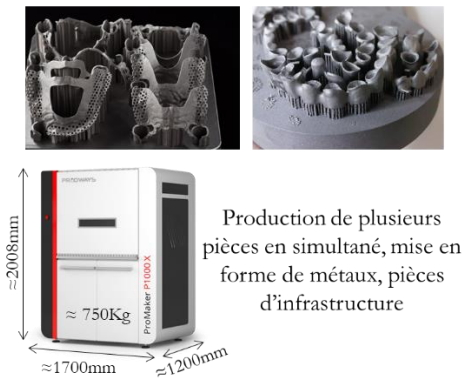


Figure. 5. Exemples d'équipements de fabrication par enlèvements de matière

¹⁵ Élément prothétique : volume élémentaire partiel ou total de restauration d'une dent ; 3 éléments indiquent que 3 dents sont concernées par une restauration partielle ou totales.

Pour les équipements de production par ajout de matière, deux familles de procédés additifs sont majoritairement exploitées en CFAO dentaire (Figure. 6). Les technologies additives de fusion 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 en cabinet, pour la réalisation de modèles d'études en polymères, de gouttières de soins (orthodontie, bruxisme) ou de guides chirurgicaux pour l'implantologie.

Fusion ou frittage laser dans un lit de poudre en centre de production



Photopolymérisation en cuve en cabinet et en laboratoire de prothèse

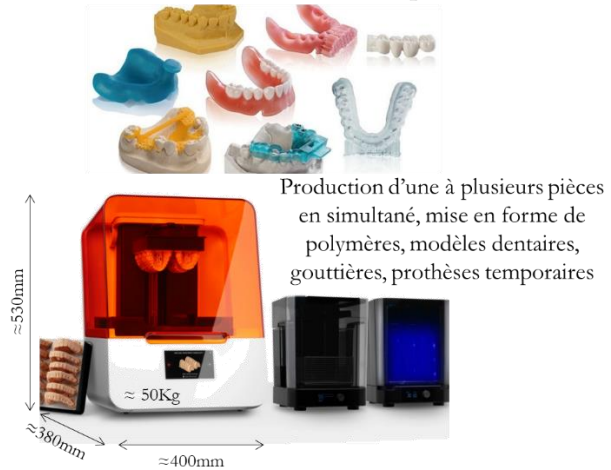
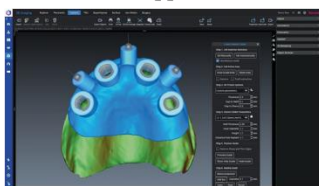


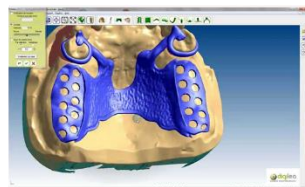
Figure. 6. Exemples d'équipement de production par ajout de matière

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. 7).

CAO dédiée à l'application dentaire

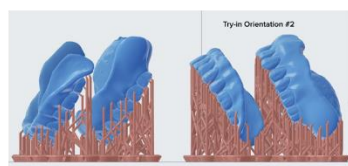


Conception d'un guide chirurgical pour l'implantologie

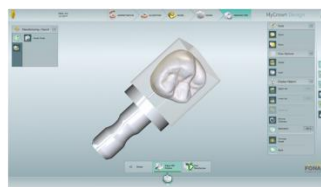


Conception d'une infrastructure de prothèse amovible partielle

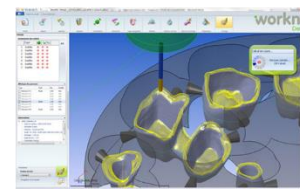
FAO dédiée à l'équipement de production



Mise en plateau pour la fabrication additive par stéréolithographie de modèles



Positionnement d'une couronne prothétique dans un bloc de céramique usinable



Simulation du processus d'usinage dans un disque de céramique d'infrastructures prothétiques

Figure. 7. Exemples de suite logiciel de CAO et FAO dentaires

La combinaison de ces différentes technologies numériques permette de développer des systèmes numériques de numérisation de situations cliniques ou de conception et réalisation de dispositifs médicaux (Figure. 8). Les systèmes de numérisation ont pour usage le diagnostic médical et, la planification de traitement et d'actes chirurgicaux. L'association de ces systèmes de numérisation à un système de conception/réalisation permet alors la réalisation de dispositifs médicaux individualisés.

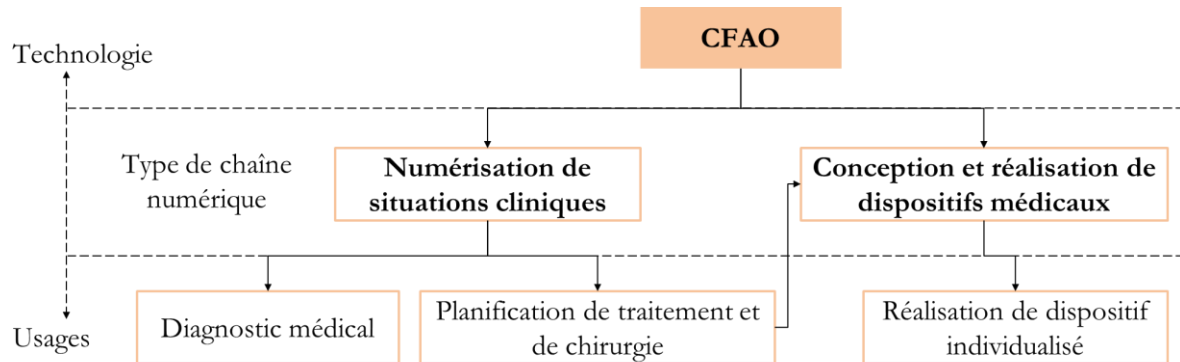


Figure. 8. Usages de la CFAO dentaire

La Figure. 9 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.

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**

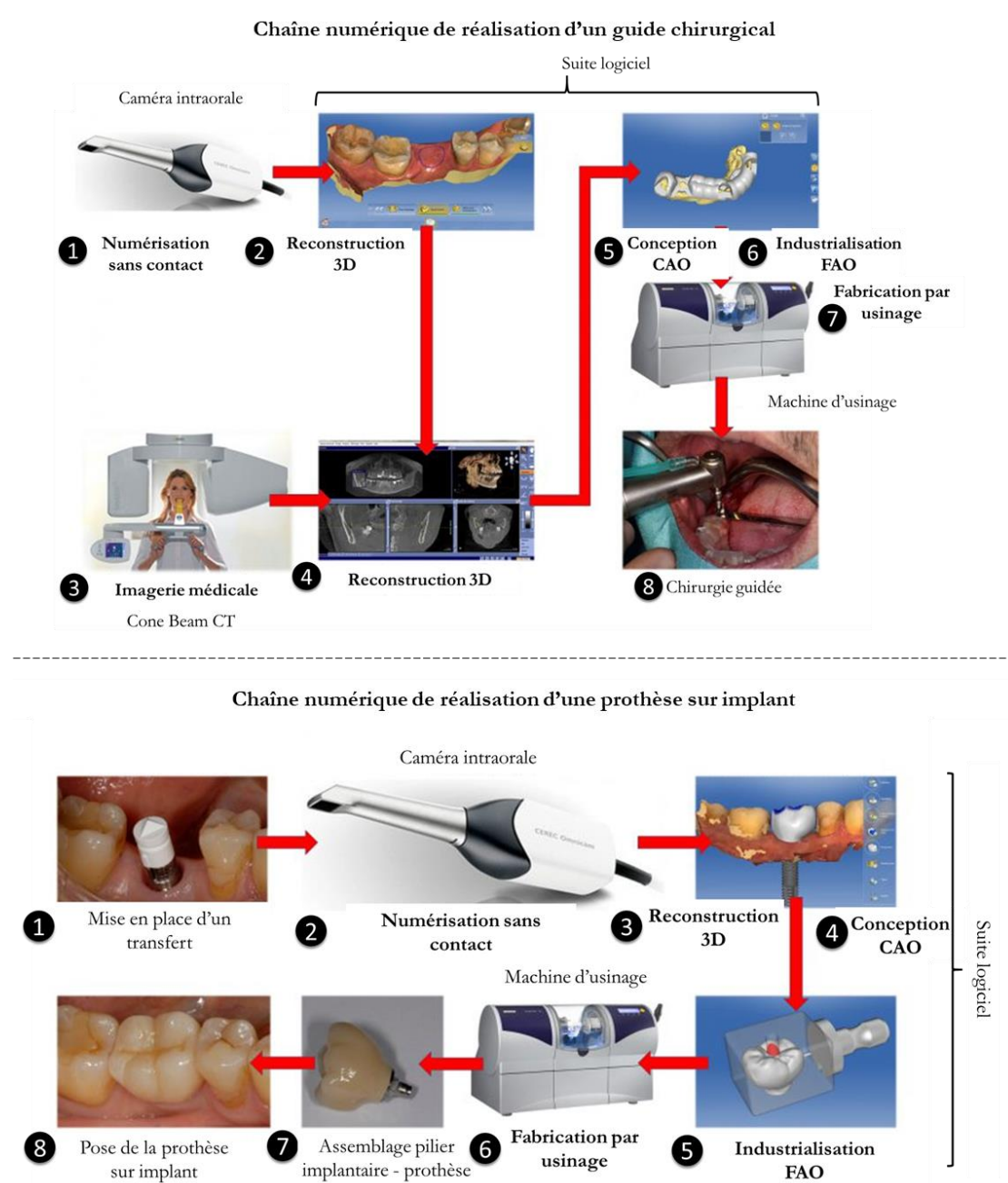


Figure. 9. Exploitation de la CFAO pour la réalisation d'une prothèse implanto-portée – sources Dentsply-Sirona

1.2.2.2 Mise en œuvre en contexte clinique

Cette section est partiellement extraite des articles référencés ci-après [26] [27].

L'exploitation de chaîne numérique de CFAO dentaire induit trois types de mise en œuvre génériques, soit complètement en cabinet ou en collaboration avec un laboratoire de prothèse et/ou un centre de production. Issues de ces trois typologies de mise en œuvre de nombreuses variantes apparaissent que ce soit en pratique libérale ou hospitalières, avec l'apparition de nouveaux acteurs proposant des services à la carte aux praticiens. De nouvelles organisations de collaboration entre praticiens et techniciens médicaux apparaissent tout aussi bien dans la pratique libérale qu'hospitalière.

La CFAO directe

Dans le cadre d'une chaîne de production directe, dite CFAO directe ou au fauteuil (chairside), l'ensemble de la chaîne numérique est implanté dans le cabinet dentaire. La Figure. 10 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 des tissus dentaires du patient. A la suite de cette numérisation, le praticien dispose d'un maître modèle virtuel sur lequel il va concevoir un dispositif dentaire dans un second maillon numérique constitué d'un logiciel de CAO. Une fois le dispositif conçu, les tâches de FAO sont réalisées automatiquement, sans autre intervention du praticien que l'éventuel choix de la taille du bloc de matériau à usiner et/ou le positionnement de la restauration au sein du bloc ou encore la mise en plateau des dispositifs dans le cadre de la fabrication additive. 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 à commande numérique. Le praticien n'a qu'à vérifier l'état de fonctionnement de la machine et la présence de consommable (matériau à mettre en forme, outils d'usinage) avant de démarrer la fabrication. Le quatrième maillon ainsi implanté dans le cabinet est la machine à commande numérique commercialisée sous les termes d'usineuse ou d'imprimante 3D.

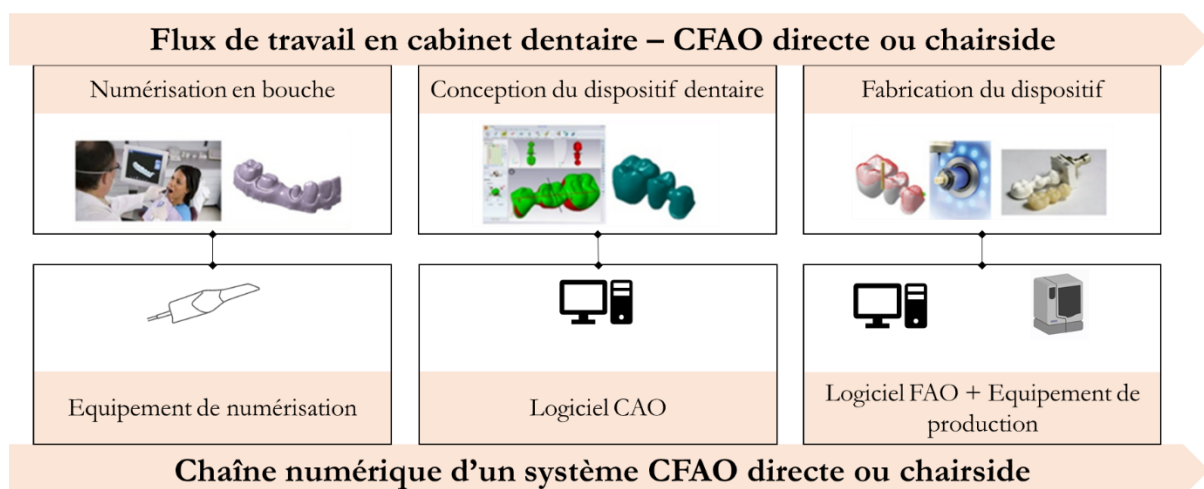


Figure. 10. Chaîne de production directe - CFAO directe : implantation des maillons au cabinet

La CFAO indirecte

Dans le cadre d'une chaîne de production indirecte, dite CFAO indirecte ou au laboratoire (labside), l'ensemble de la chaîne numérique est implanté dans le laboratoire de prothèse (Figure. 11). Le praticien réalise une empreinte conventionnelle des tissus dentaires du. Cette empreinte est envoyée au laboratoire qui peut soit en assurer directement la numérisation, soit couler le maître modèle avec un plâtre de précision et ensuite le numériser. 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 la CFAO directe, une fois le programme envoyé dans le quatrième maillon constitué de la machine de production, le prothésiste vérifie l'état de fonctionnement de la machine et l'état des consommables avant de démarrer la fabrication.

Le laboratoire 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 des moulages sont envoyés par le praticien au laboratoire.

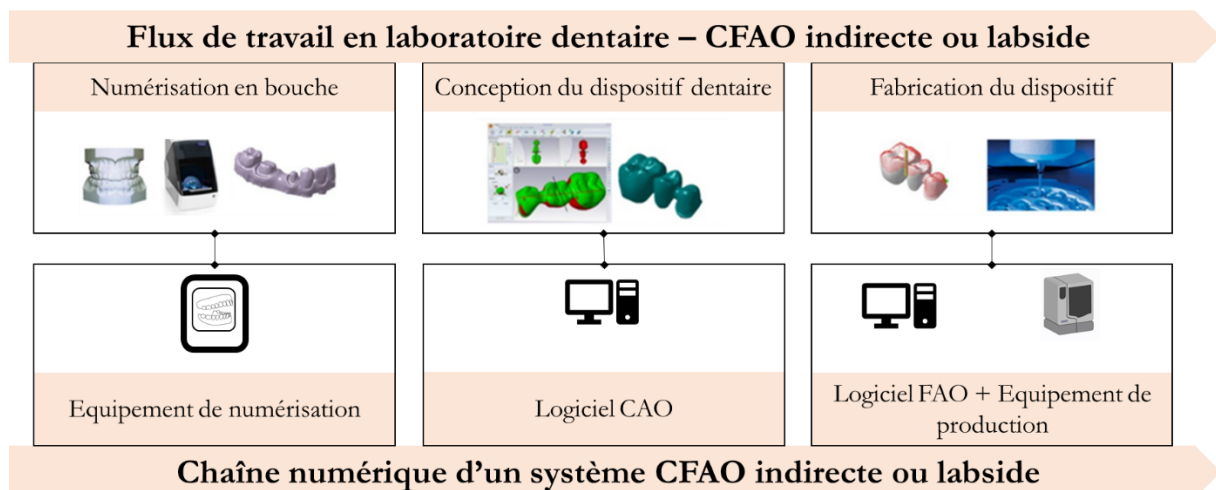


Figure. 11. Chaîne de production indirecte - CFAO indirecte : implantation des maillons au laboratoire de prothèse

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 équipement de production, sont implantés au laboratoire de prothèse (Figure. 12). Le praticien réalise la tâche de numérisation intra-orale 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 de production du dispositif, comme pour la CFAO indirecte.

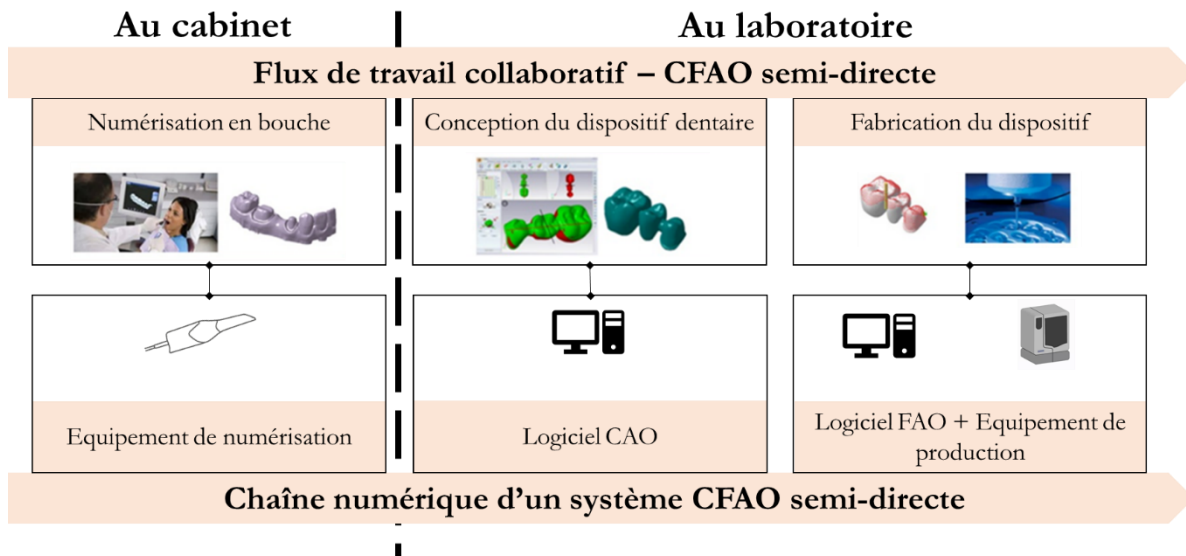


Figure. 12. Chaîne de production semi-directe - CFAO semi-directe : collaboration avec un laboratoire de prothèse, partage de l'implantation des maillons

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. 13, plusieurs variantes de la CFAO semi-directe sont offertes selon le lieu de mise en œuvre des technologies CFAO. Une nouvelle tendance dans la CFAO semi-directe est de faire sous-traiter la conception par un laboratoire de prothèse tout en maintenant la fabrication en cabinet. La collaboration entre le praticien et le laboratoire de prothèse consiste donc à envoyer un maître modèle virtuel du praticien au laboratoire et en retour le laboratoire transfère le programme de fabrication à la machine d'usinage implantée chez le praticien.

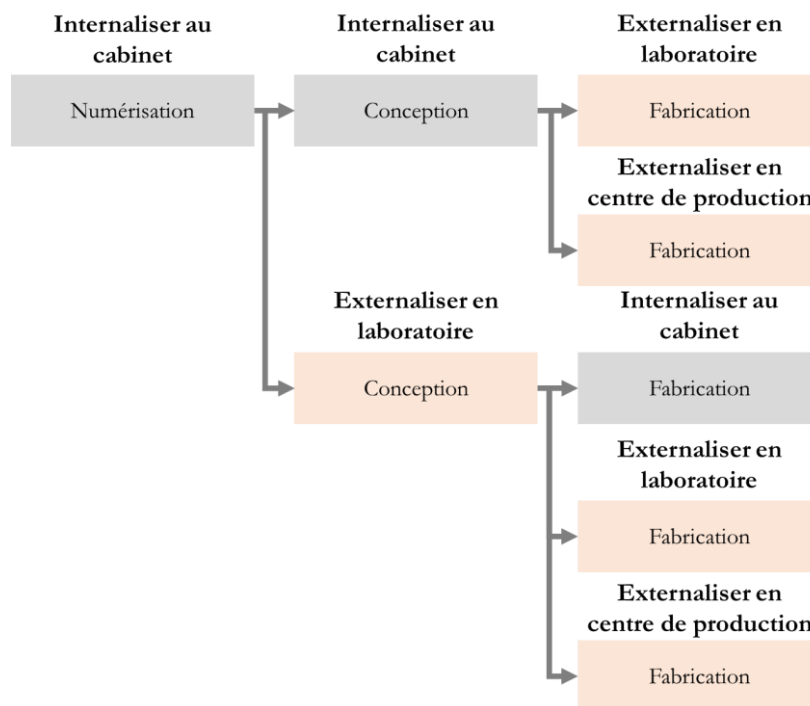


Figure. 13. Les variantes de la CFAO semi-directe

Ces nouveaux modes de collaboration offrent la possibilité au praticien de se consacrer aux soins du patient, pendant qu'en temps masqué la conception et la fabrication sont assurées par un prothésiste. 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.

La CFAO en service hospitalier

En service hospitalier, la mise en œuvre de systèmes de CFAO chairside, labside et semi-directe coexistent selon les équipements CFAO disponibles. Le praticien met en œuvre la chaîne numérique en autonomie ou en collaboration avec un laboratoire internalisé à l'hôpital ou en sous-traitance externe, ou alors laisse l'ensemble de la mise en œuvre à un laboratoire. Néanmoins, l'internalisation de systèmes CFAO semblent la tendance pour de nombreux services hospitaliers. Ceci permet d'offrir une offre de soin en seul rendez-vous aux patients.

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, le praticien réalise les tâches de numérisation de 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: espaces nécessaires pour l'équipement de numérisation et son ordinateur associé à proximité du fauteuil ou intégration au fauteuil, pour un ordinateur supplémentaire parfois nécessaire pour accueillir les logiciels de CFAO et pour 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. Outre, l'organisation des espaces de travail, certains cabinets optent pour l'internalisation d'un laboratoire de prothèse avec un prothésiste assurant les tâches de conception et production des dispositifs dentaires. Dans ce modèle d'implantation, le système de numérisation intraorale peut être partagé entre praticien et le système de fabrication est souvent unique. Ceci engendre

la tenue d'un planning de charge du prothésiste et des équipements pour assurer les tâches de conception et de lancement de la production. Avec ce type d'implantation, la CFAO directe et la CFAO semi-directe coexistent au sein du cabinet, certains cabinets faisant le choix de s'équiper d'équipements de laboratoire automatisés (chargement automatique de matériau, transfert automatisé de plateau de pièces imprimées vers les équipements de post-traitement) leur permettant de lancer des productions de plusieurs dispositifs simultanément et en temps masqué, la nuit par exemple.

CFAO indirecte : le tout numérique au laboratoire de prothèse

Dans le cadre d'une production par CFAO indirecte, aucun équipement ou logiciel CFAO n'est implanté au cabinet. Pour une production tout au laboratoire de prothèse (Labside), le praticien réalise le même type de tâche que dans le cadre d'une collaboration avec son prothésiste pour la réalisation d'un dispositif par voie conventionnelle. 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. 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 doit être connue du praticien. 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. Les laboratoires de prothèses disposent très souvent de systèmes CFAO dont les capacités de production, notamment le volume de travail et le niveau d'automatisation, permettent de traiter simultanément la production de dispositifs issus de plusieurs cabinets.

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 (cart) 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 un serveur informatique distant (service cloud souvent associé à l'achat du système de numérisation) ou sur un disque dur local. 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 de 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. 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 laboratoire partenaire 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 laboratoire. 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 un suivi automatique et quasi instantané 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 usages précédents commencent à émerger. 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. 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 de répondre aux besoins de fabrication de certains dispositifs.

1.3 CONCLUSION

La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) est une méthodologie s'appuyant sur des systèmes intégrés incorporant des technologies software (logiciels) et des technologies hardware automatisées (commande numérique de mécanisme) initialement développée par l'industrie mécanique pour la réalisation de produit. Dans le champ des sciences de l'ingénieur, la CFAO est une discipline et un ensemble de techniques associés à l'ingénierie mécanique¹⁶. Ainsi, l'exploitation de la CFAO dans le secteur médical incorpore les concepts, les techniques et les technologies issus de l'ingénierie mécanique et s'étendent à la discipline de l'ingénierie industrielle¹⁷. L'introduction des technologies CFAO auprès des professionnels de santé engendrent la conception, l'amélioration et l'installation de systèmes intégrés de conception et production de dispositifs médicaux au sein d'environnements non-

¹⁶ Ingénierie mécanique ou génie mécanique : champs de connaissances liées à la mécanique au sens physique (sciences des mouvements) et au sens technique (étude des mécanismes). Ce champ de connaissances va de la conception d'un produit mécanique au recyclage de ce dernier en passant par la fabrication, la maintenance, ...

¹⁷ Ingénierie industrielle ou génie industriel : champs de connaissances interdisciplinaires issues des sciences mathématiques, physiques et sociales, englobant la conception, l'amélioration et l'installation de systèmes intégrés.

industriels (cabinet de ville, laboratoire de conception de dispositifs médicaux, service hospitalier) mais aussi le passage d'une organisation artisanale (au sens technique) à une organisation plus industrialisée : nouvelles organisations des usages et des espaces de travail et des nouveaux modes de collaboration entre soignants, techniciens de santé, ingénieurs et chercheur des mondes industriels, académiques et, hospitaliers et libéraux.

Chapitre 2. FONCTIONNEMENT D'UN SYSTEME DE CFAO DENTAIRE

CHAINE ET FLUX NUMERIQUE

Les sections qui suivent sont extraites de publications dans l'International Journal of Computerized Dentistry et dans Réalités Cliniques de L. Tapie [26] [28]. Les objectifs sont à travers l'étude et l'analyse technologique de systèmes de CFAO dentaire de présenter les définition et concepts associés à la chaîne numérique.

2.1 INTRODUCTION

Comme l'affirmait van Noort en 2012, l'avenir de la dentisterie est numérique [29]. 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 [30]. 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 [31]. 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 en laboratoire de prothèse (labside) et la CFAO semi-directe.

Dans ce contexte, plusieurs systèmes intégrés de CFAO sont commercialisés : 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 acteurs industriels 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 usagers finaux que sont les praticiens, les techniciens dentaires ainsi que les ingénieurs d'application doivent avoir un regard critique sur les systèmes de CFAO proposés et les argumentaires commerciaux utilisés dans les documentations techniques.

Malgré l'attractivité de la technologie CFAO pour le cabinet, la compréhension de leur fonctionnement et l'évaluation de la pertinence de l'utilisation de cette technologie au regard des besoins cliniques restent des facteurs clés. Les professionnels de santé n'ont souvent pas les connaissances technologiques, informatiques et numériques ou n'en pas pour habitude d'assurer une veille technologique. De ce fait, les solutions de CFAO dentaire sont souvent appréhendées comme des

« boîtes noires fermées » formant une chaîne d'équipement numérique et de logiciel pour une conception et réalisation quasi-automatisées de dispositifs médicaux.

Les usagers devraient considérer les systèmes de CFAO comme une chaîne numérique composées de quatre maillons consécutifs traitant des données numériques échangées à travers des fichiers numériques : un équipement de numérisation, un logiciel de CAO, un logiciel de FAO et un équipement de production à commande numérique.

2.2 DEFINITIONS ET CONCEPTS PRELIMINAIRES

2.2.1 CHAINE NUMERIQUE DE CFAO DENTAIRE

Comme présenté au chapitre précédent, la CFAO dentaire est un domaine dérivé des sciences de l'ingénierie mécanique et industrielle. Au sens industriel, la CFAO est 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 matérialisation en un produit via son processus industriel [32]. En partant de cette définition issue l'ingénierie mécanique et industrielle, une proposition de définition de la chaîne numérique de CFAO dentaire peut-être proposée :

DEFINITION DE LA CHAINE NUMERIQUE DE CFAO DENTAIRE

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 comme le **niveau d'intervention** laissé à l'utilisateur (praticien ou technicien dentaire) **pour modifier ou ajuster les paramètres de traitement de données** pour la conception et la production de plan de soins, de traitements et de chirurgies dentaires individualisées ou encore de dispositifs médicaux dentaires sur-mesure.

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 soit aussi automatisé que possible et facile

d'utilisation. Du aux manques de connaissances des usagers en ingénierie 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 [12].

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** [33].

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 [33].

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. 14 illustre trois types de données numériques.

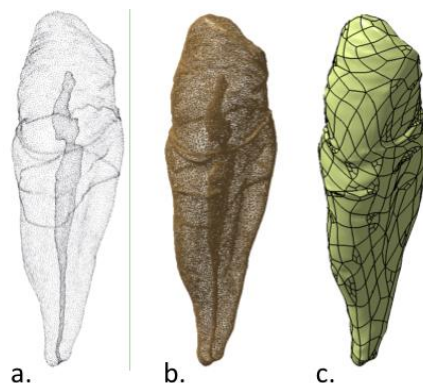


Figure. 14. Trois types de représentations de données numériques représentant l'anatomie d'une canine : a. représentation discrète par un nuage de points, b. représentation par un maillage (modèle CAO type STL), c. représentation par des surfaces (modèle CAO Non-Uniform)

Rational Basis Spline [NURBS] ; nuage de points issu de Boryor et al. [34], modèles CAO obtenus avec Catia (Dassault Systèmes).

Un **fichier informatique** contient des données numériques virtuelles regroupées sous un même nom [33]. Un fichier informatique est caractérisé par trois propriétés :

- Sa **nature** fait référence au modèle numérique associé au fichier, par exemple représenté par des fonctions mathématiques dans le cas d'une modélisation 3D.
- 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 données numériques présentées Figure. 14 peuvent être incorporés dans des 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 [35].

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 rendue 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 concurrents rendant ces données 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* [36].

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 [...] [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 du flux de travail avec un système CFAO adopté par les acteurs de la dentisterie (professionnels de santé, industriels, intégrateurs et revendeurs de ces technologies) se divise en trois tâches principales : la numérisation, la conception et la fabrication (Figure. 15).

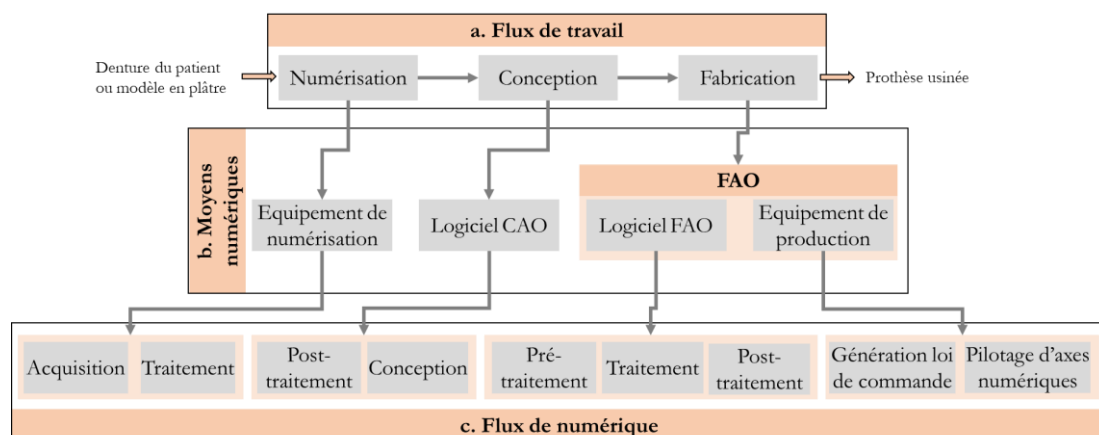


Figure. 15. Structure de la chaîne numérique en prothèse conjointe : a. selon le flux de travail ; b. selon les moyens numériques ; c. selon le flux numérique.

Commercialement, cela se traduit par des offres sous forme de package technologique couvrant une à plusieurs de ces tâches. Ainsi, un package numérisation se composera d'un équipement d'acquisition et de son logiciel pour traiter les données, un package conception se limitera à un suite logiciel CAO, alors qu'un package FAO intégrera un logiciel de FAO et un équipement de production à commande numérique. Quelques exemples parmi la variété des offres commerciales de systèmes CFAO sont présentés Tableau. 1. Pour la production par CFAO directe ou indirecte couvrant les 3 types de tâches, numérisation, conception et fabrication, une chaîne numérique complète et intégrée peut être proposée ; cette solution comprend un package équipement de numérisation (équipement d'acquisition et logiciel de traitement des données), un logiciel de CAO, et un package FAO (logiciel de FAO et une machine de fabrication à commande numérique). Certains de ces packages commerciaux tout intégrés proposent un logiciel unique de CFAO, comprenant les modules informatiques de conception de restaurations (modules de CAO) et les modules informatiques de fabrication de restaurations (modules de FAO). Ce type de logiciel de CFAO intégré peut entraîner une confusion pour le chirurgien-dentiste ; certains pensant 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 à la fabrication ne distinguant plus la nature différente de ces tâches. En ingénierie, les tâches de conception du dispositif médical 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 la fabrication considérées comme des tâches de FAO et, un logiciel de FAO est développé uniquement pour la fabrication.

<i>Type de maillon</i>	<i>Composant(s) du maillon</i>	<i>Société : produit</i>
Numérisation	Caméra intra-orale	3 Shape : Trios 5
	Scanner extra-oral	Medit : T710
Conception	Logiciel CAO	3 Shape: Dental System Exocad : Dental CAD
	Logiciel FAO usinage	Hexagon : WorkNC Dental
Fabrication	Centre d'usinage et logiciel FAO associé	Redon: R-One +
	Imprimante SLA et logiciel FAO associé	Formlabs: Form 3BL
Numérisation Conception Fabrication	Suite intégrée d'une caméra intra-orale, d'un logiciel de CFAO et d'une machine à commande numérique	Dentsly-Sirona : Cerec

Tableau. 1. Exemples de solutions commerciales de CFAO dentaire

2.3.2 STRUCTURATION PAR MAILLON NUMERIQUE

La Figure. 4 illustre la structuration du système CFAO dentaire par maillon numérique. Cette approche est proposée pour détailler les moyens et équipements numériques intégrés et mis en œuvre dans les systèmes de CFAO dentaire.

2.3.2.1 Equipement de numérisation

L'équipement de numérisation se compose d'un équipement d'acquisition associé à des algorithmes informatiques pour le traitement de données. Plusieurs solutions techniques sont proposées (caméra, scanner, machine de mesure par coordonnées tridimensionnelles, imagerie 3D Rx) 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 répandus en CFAO dentaire [37].

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. Par exemples, pour les scanners extra-oraux, la stratégie de numérisation et le traitement des données sont totalement automatisés. Pour les caméras intra-orales, la stratégie de numérisation est manuelle, et le traitement des données numériques est automatisé.

2.3.2.2 Logiciel de CAO

Le logiciel de CAO comprend des modules logiciel dédiés à la création de dispositifs dentaires virtuel (restauration prothétique, gouttière, guide chirurgical...) sur l'empreinte numérique partielle ou totale des arcades dentaires. La conception du dispositif peut être réalisée à l'aide d'une base de données contenant des entités 3D prédéfinies (par exemple des formes anatomiques de la couronne dentaire pour permettre la réalisation de prothèse) et d'outils d'aide à la conception (simulation des contacts dentaires et de l'occlusion ; choix de paramètres dimensionnels sur le dispositif dentaire, pour son assemblage ou son positionnement ; tracer de courbe caractéristique sur le modèle 3D ; mesure d'épaisseur 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 automatisée et quelques-uns peuvent être ajustés. D'autre part, les bases de données d'entité 3D associées aux logiciels de CAO sont souvent verrouillées (par exemple limitation des formes anatomiques de la couronne dentaire accessibles).

2.3.2.3 Logiciel de FAO

Le logiciel de FAO comprend des modules dédiés à la création d'un processus de fabrication (usinage ou fabrication additive) virtuel. Ainsi, la création du processus d'usinage d'une restauration prothétique donnée implique l'exploitation d'une base de données de stratégies d'usinage prédéfinies selon le matériau à usiner. Plusieurs stratégies peuvent enchaînées pour obtenir la forme finale par enlèvement de matière (par exemple change d'outils et de trajectoire de balayage de la matière par l'outil). Ces stratégies d'usinage sont alors adaptées automatiquement à la géométrie 3D conçue pour créer le processus d'usinage sur-mesure. Les algorithmes logiciels FAO pour l'usinage 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 facto, les processus d'usinage sont verrouillés pour l'utilisateur final en CFAO dentaire.

La création d'un processus de fabrication additive d'une gouttière dentaire donnée implique elle aussi l'exploitation d'une stratégie de dépôt de matière selon la technologie additive et le matériau mis en œuvre. La stratégie de dépôt de matière est souvent moins automatisée, l'utilisateur accède à certains

paramètres (par exemple le mode de remplissage des couches de matériau, la résolution d'une couche d'impression...).

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 interoperables.

2.3.2.4 Equipement de production

L'équipement de production est composé d'une machine à commande numérique soit d'usinage, il s'agira alors d'une machine-outil, soit de fabrication additive, qui pourra être désignée par abus de langage d'imprimante 3D.

Plusieurs solutions techniques de machine d'usinage existent et peuvent être classées en trois catégories [38] [39]: (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 d'un plus grand nombre 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 Zirconne 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.

Plusieurs solutions techniques de machine additive selon le matériau à mettre en forme sont proposées pour intégrer un système de CFAO pour la réalisation de dispositifs médicaux sur-mesure. Ces technologies sont détaillées dans un chapitre spécifique de ce document.

L'approche par maillon numérique permet de formaliser une structure générique des systèmes de CFAO dentaire composés de quatre maillons fondamentaux : un équipement de numérisation, un logiciel de CAO, un logiciel de FAO et un équipement de production. Le niveau d'ouverture de ces maillons est faible (accès à peu de paramètres pour modification ou ajustement) ; ceci s'explique par la nécessité de proposer aux usagers finaux que sont les professionnels de santé un système numérique de conception et fabrication de dispositif dentaire sur-mesure fortement automatisé tout en s'adaptant l'individualisation au patient.

2.4 FLUX NUMERIQUE

Ce paragraphe présente la structuration d'un système de CFAO dentaire du point de vue de son flux numérique (Figure. 15) pour définir les phases de traitement et d'échange de données au sein de la chaîne numérique.

2.4.1 NUMERISATION

Les tâches de numérisation de la CFAO dentaire peuvent être 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 d'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] [40]

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. 16). 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 convertit ces données analogiques en données numériques par le traitement d'images [41]. 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 [42]. 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.

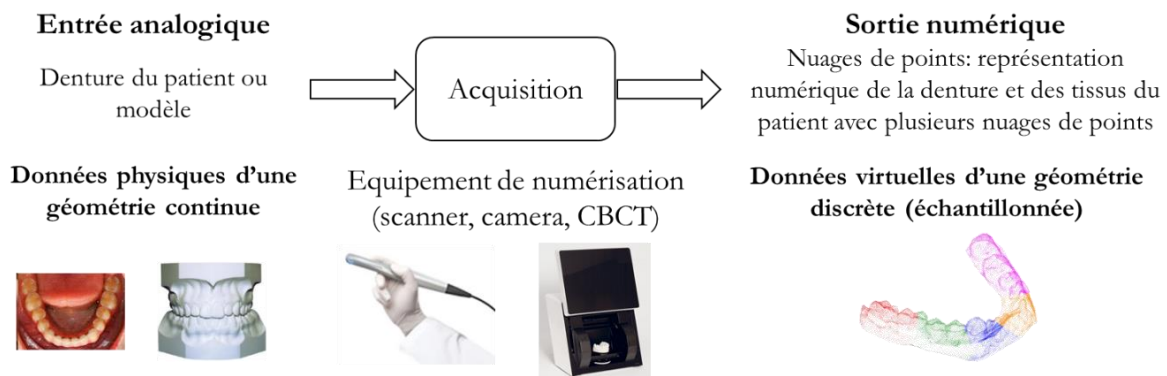


Figure. 16. Numérisation : flux acquisition

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. 17). 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 [41] [43] [44]. 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.

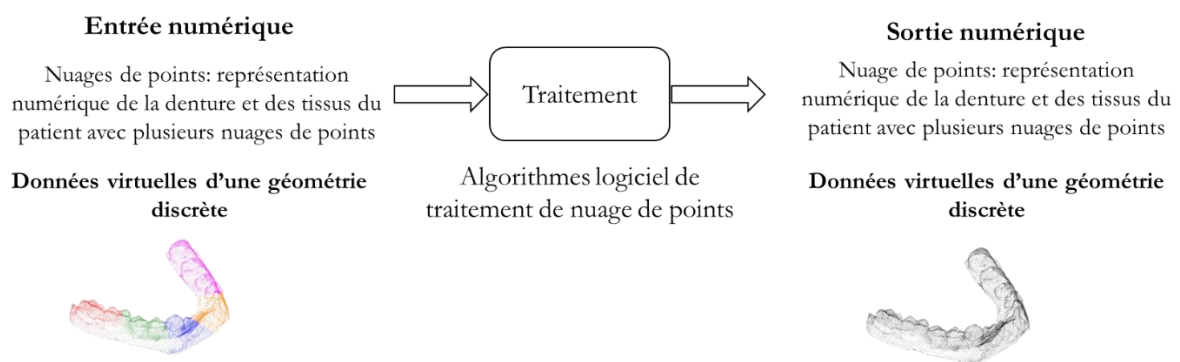


Figure. 17. Numérisation : flux de traitement de données

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 issues de la numérisation en une représentation virtuelle avec des données géométriques exploitables pour la conception de la prothèse (Figure. 18). Le résultat de cette étape est un maître modèle virtuel sur lequel sera conçu le dispositif médical.

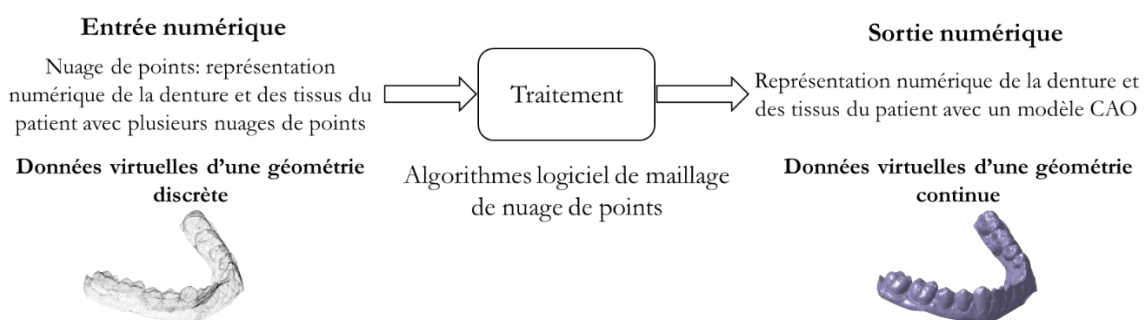
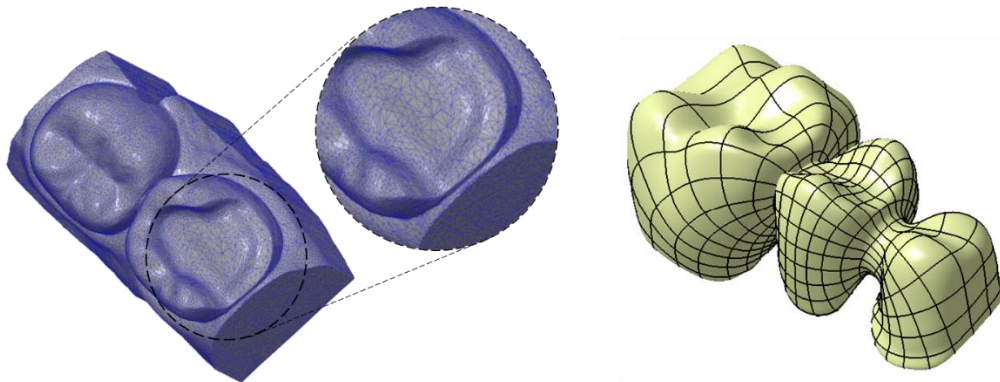


Figure. 18. CAO : flux de post-traitement

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. 19.a.). Deux types de formats standards de fichier sont utilisés pour encoder les données : le format STL binaire et le format STL ACSII [45]. 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 des 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 exploitant un module informatique dédié. Lié à l'exploitation du modèle STL, des algorithmes de maillage de nuage de points constituent le cœur de l'étape de post-traitement [46].



a. Modèle STL: ensemble de facettes triangulaires b. Modèle NURBS: ensemble de carreaux de surface

Figure. 19. 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 du dispositif médical associé au maître modèle numérique obtenu après le post-traitement. (Figure. 20). Le positionnement, mise aux dimensions et déformations de modèles CAO de dents paramétrées sont utilisés pour concevoir la restauration [47]. Des algorithmes de positionnement et de déformation adaptent une géométrie continue du modèle numérique de la restauration sur le maître modèle STL du patient [48] [49]. Des procédures entièrement automatisées basées sur la connaissance de l'anatomie dentaire et des forme 3D anatomiques paramétrées, comme le modèle biogénérique, peuvent être mis en œuvre pour créer le modèle CAO [50] [51].

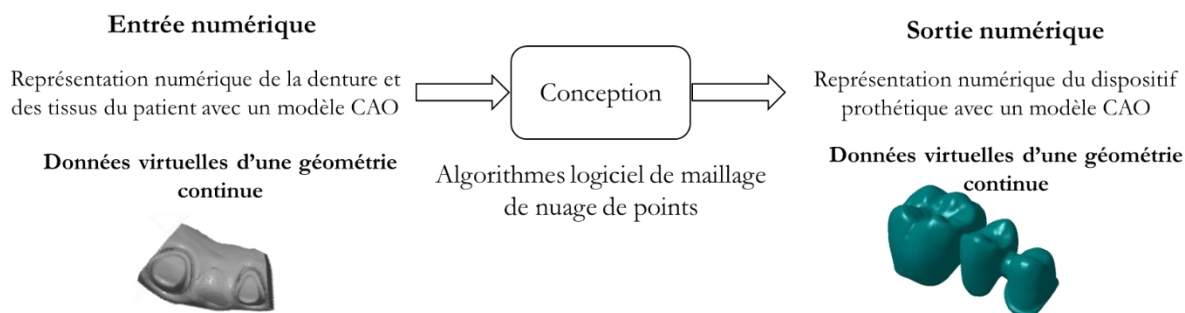


Figure. 20. CAO : Le flux de conception pour une restauration prothétique conjointe

Plusieurs types de modèles CAO sont exploités dans la CFAO dentaire : STL, maillage hiérarchique, B-Spline, Hermite, Non Uniform Rational B-Spline (NURBS) [52] [53] [54] [55]. 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 est basé sur des modèles mathématiques de courbes et surfaces [56] [14]. 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. 19.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 du modèle 3D. 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) [16] [16]. 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 conception 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. 21).

En dentisterie numérique, suite aux tâches de conception, seules les exigences géométriques (anatomie et forme) de la restauration ont été définies. Dans le cas de la FAO pour l'usinage, le pré-traitement, réalisé dans le préprocesseur, permet de choisir ou de définir les spécifications du bloc ou de la galette

de matériau (géométrie et type de biomatériaux) et les spécifications des outils d'usinage (géométrie, vitesse de coupe ou d'abrasion, vitesse d'avance de l'outil) [57].

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

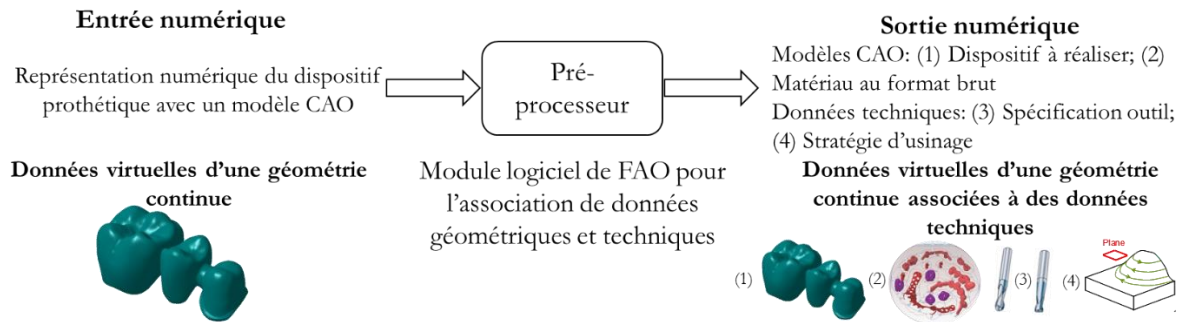


Figure. 21. FAO : flux de prétraitement pour une restauration prothétique conjointe

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 de fabrication d'après les données de pré-traitement (Figure 9). Dans le cas de l'usinage, le processus de fabrication est composé de plusieurs séquences. Une séquence d'usinage est un groupe de trajectoires outils. Les trajectoires d'usines sont calculées automatiquement à partir d'algorithmes de stratégie d'usinage [58]. 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. 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. Un autre format couramment utilisé est le format Automatically Programmed Tool (APT, extension .apt) [59].

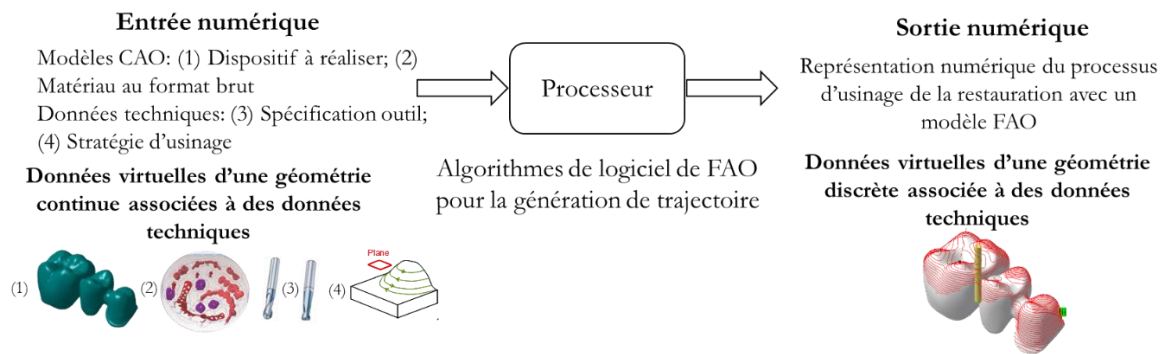


Figure. 22. FAO : flux de traitement pour un processus d'usinage

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. 23). Les fichiers CL n'ont pas été développés pour être interprétés par une commande numérique. Le G-code, faisant l'objet d'une norme ISO, a ainsi été spécifiquement développé pour la programmation des commandes numériques [22]. Le post-traitement peut être considéré comme la conversion d'un fichier CL ou APT 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 un 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. Le fichier obtenu en sortie de post-processeur constitue le programme commande numérique. En dentisterie numérique, la génération des fichiers après traitement et post-traitement est entièrement automatisée.

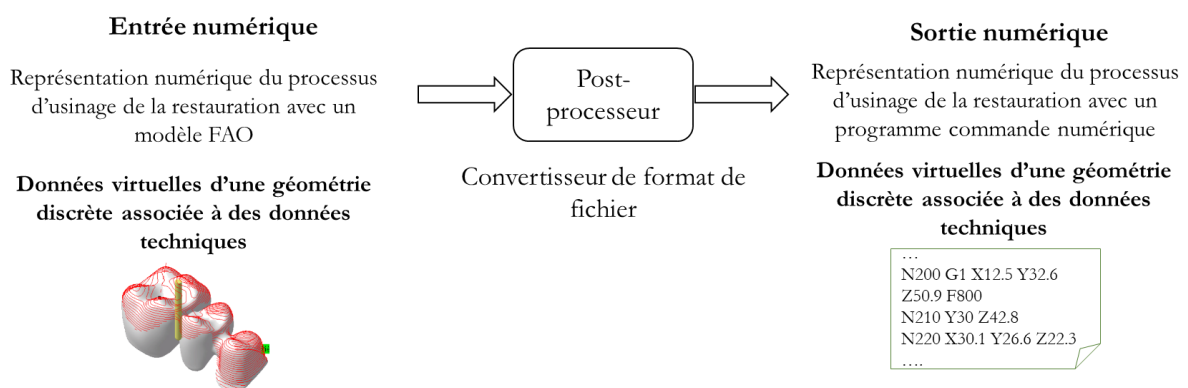


Figure. 23. FAO : flux de post-traitement pour un processus d'usinage

Une fois le programme de commande numérique généré, 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. 24). Le directeur de commande numérique génère les lois de commandes des axes numériques de la machine : déplacement, 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 transcrites sous la forme de signaux électriques, signaux pilotant les moteurs des axes numériques, ainsi est mis en œuvre le déplacement entre l'effecteur assurant la mise en forme (par exemple un outil pour l'enlèvement de matière ou un laser pour assurer la solidification de la matière pour un procédé additif de stéréolithographie) et le matériau à mettre en forme selon les trajectoires décrites dans le programme.

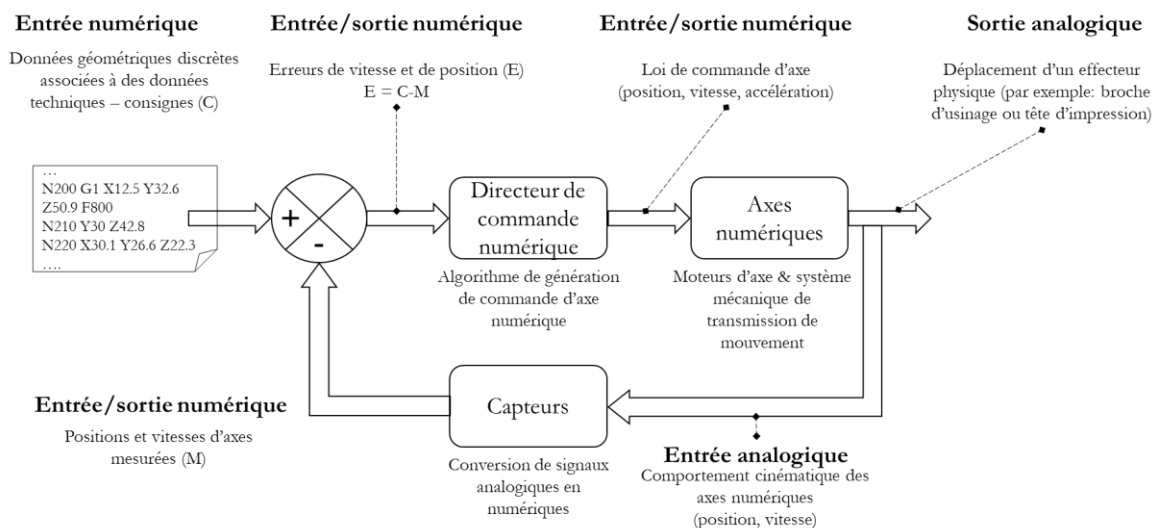


Figure. 24. FAO : flux numérique entre le directeur de commande numérique et les axes numériques

Selon les définitions de la norme internationale ISO 841, deux types d'axes numériques sont exploités. 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. 24). 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 (M) par les capteurs sont comparées avec les consignes (C) définies dans le programme pour calculer l'écart (E) 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.

2.5 DISCUSSION ET CONCLUSION

La CFAO dentaire s'appuie sur une chaîne numérique de quatre maillons consécutifs – équipement de numérisation, logiciel de CAO, logiciel de FAO et équipement de production – pour réaliser numériquement des dispositifs dentaires. La CFAO dentaire implique un flux complexe de données numériques. Le flux numérique consiste en des échanges, des conversions et des traitements de données numériques. Ces données sont incorporées dans plusieurs types de modèles numériques associés à des fichiers informatiques. De par le flux numérique spécifique en dentisterie et le haut degré d'automatisation du système, les professionnels de santé ne font pas 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, tout comme les ingénieurs qui développent ou déploient les systèmes de CFAO, doivent avoir un regard critique sur les termes utilisés dans les documents commerciaux.

« L'ouverture », « la modularité » et « la flexibilité » 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, 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. 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.

Les fournisseurs et développeurs de CFAO dentaire considèrent généralement que les praticiens et les techniciens dentaires sont des non experts en ingénierie système. 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'un dispositif dentaire. Dans les logiciels de CAO, peu de paramètres de conception peuvent être modifiés et optimisés. Ces logiciels imposent souvent certains paramètres fonctionnels ; 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 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 des processus de fabrication sont généralement prédéfinis et verrouillés. L'automatisation des processus de fabrication dans les logiciels de FAO peut aussi constituer un inconvénient dans la production de « bon » dispositif.

Les acteurs de la CFAO dentaires doivent garder à l'esprit que dans les logiciels actuels de CFAO dentaire, les bases de données de dents génériques, de type de dispositifs et de matériaux sont verrouillées. Par exemple, les choix de biomatériaux sont ainsi limités par le choix d'une solution CFAO donnée. L'intégration d'un nouveau biomatériau 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 sont trop faibles en termes de processus de fabrication à commande numérique pour leur laisser la main pour choisir leurs propres paramètres. Par conséquent, l'intégration d'un nouveau type de biomatériau peut nécessiter l'achat de modules complémentaires ou de mise à jour du logiciel FAO.

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 (chercheurs, ingénieurs 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. 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 dispositifs médicaux, 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 avancées en CFAO et n'augmentant pas substantiellement le temps de réalisation d'un dispositif.

Chapitre 3. MISE EN ŒUVRE D'UN SYSTEME DE CFAO DENTAIRE

PRECISION

Les sections qui suivent sont extraites de publications dans l'International Journal of Computerized Dentistry et dans Réalités Cliniques de L. Tapie [26] [28]. Les objectifs sont à travers l'étude et l'analyse technologique de systèmes de CFAO dentaire d'introduire les concepts de précision dans le contexte de la production de dispositifs médicaux par CFAO.

3.1 INTRODUCTION

Comme nous l'avons détaillé précédemment, 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 dentaire 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 veulent s'appuyer sur des évaluations objectives de la précision des systèmes CFAO. 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 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 chapitre est de donner aux acteurs de la CFAO dentaire un corpus commun de connaissances sur le thème de la précision ou plutôt du contrôle qualité dimensionnelle des systèmes de CFAO en l'illustrant sur la chaîne numérique de CFAO dentaire pour prothèse conjointe (quelques éléments de vocabulaire odontologique sont présentés en annexe §0).

3.2 DEFINITIONS ET CONCEPTS PRELIMINAIRES

En ingénierie mécanique et industrielle dans le domaine des méthodes de mesures, l'ensemble des normes ISO 5725, Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results, sont utilisées [60]. Dans ces normes, plusieurs concepts relatifs à la précision sont définis et font référence à des concepts métrologiques. La métrologie est la science de la mesure qui définit les principes et les méthodes permettant de garantir et maintenir la fiabilité de mesures issues d'un processus de mesure. La métrologie industrielle permet de garantir les mesures dans le cadre d'un contrôle qualité, par exemple la qualité dimensionnelle d'un dispositif médical après sa fabrication.

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. 25.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. 25.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) – PRECISION¹⁸ (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. 25.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. 25.c., les positions des tirs sont proches les unes des autres – donc 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.

¹⁸ Confusion en français avec le terme précision qui dans le vocabulaire commun est usité pour parler d'exactitude.

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. 25.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 FIDELITE (FR) – PRECISION ERROR (EN)

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

L'erreur de fidélité est illustrée Figure. 25.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).

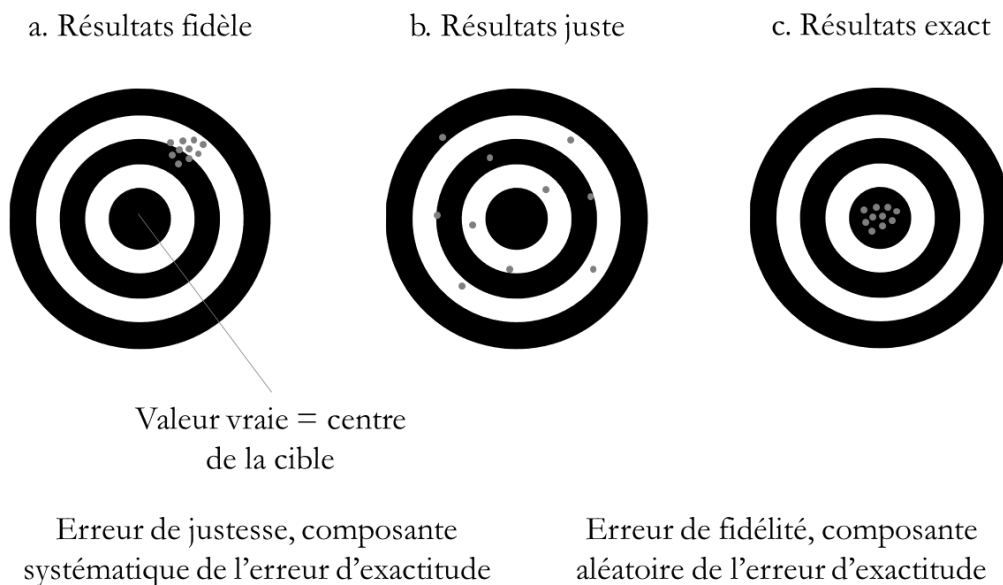


Figure. 25. Concepts de précision selon la norme ISO 5725 [60]

DEFINITIONS FONDAMENTALES

(1) REPETABILITE

Fidélité de mesure selon un ensemble de conditions de répétabilité. La répétabilité peut être exprimée quantitativement en termes 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 termes 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 termes 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, à la conception et, à la fabrication peuvent être évaluées pour caractériser la précision de la chaîne de CFAO[25]. 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 le flux numérique doit être identifiée *a priori*. selon la norme ISO 5725 [60], des dispersions géométriques systématiques et aléatoires peuvent survenir lors du processus de CFAO.

3.3 PROTOCOLE DE NUMERISATION

Les sources affectant les défauts et approximations géométriques sont plurielles et liées à l’équipement, l’environnement et la stratégie de numérisation ainsi que le traitement des données numériques. La Figure. 26 répertorient les dispersions et les approximations géométriques ainsi que leurs sources pouvant être identifiées lors du protocole de numérisation.

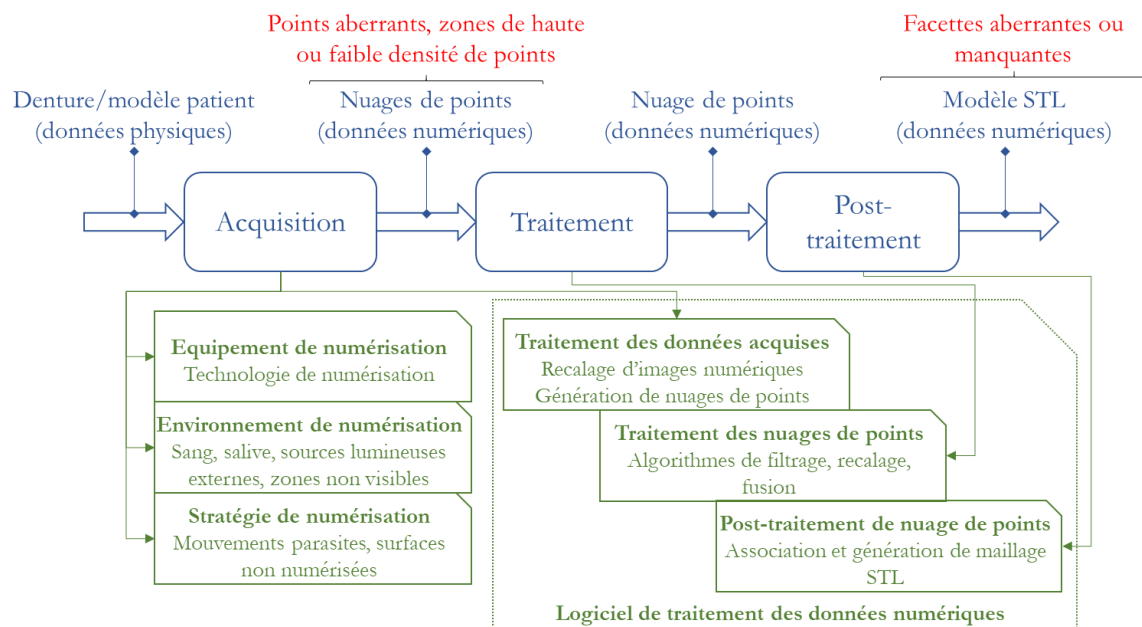


Figure. 26. Sources des dispersions géométriques et approximations lors du flux de numérisation (en bleu, le flux de données numériques ; en vert, les sources de dispersions ou approximations ; en rouge, dispersions ou approximations potentielles)

3.3.1 EQUIPEMENT DE NUMERISATION

Un équipement de numérisation convertit les données géométriques physiques des tissus dentaires du patient en une représentation géométrique virtuelle et numérique [25] [41]. 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 (Figure. 9). Le nuage de points obtenu ne peut représenter la totalité de la surface des tissus à numériser. La combinaison de ce pas d'échantillonnage avec le balayage de la surface induit des zones de recouvrement avec une grande densité de point 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 [41] [61] [62] [63].

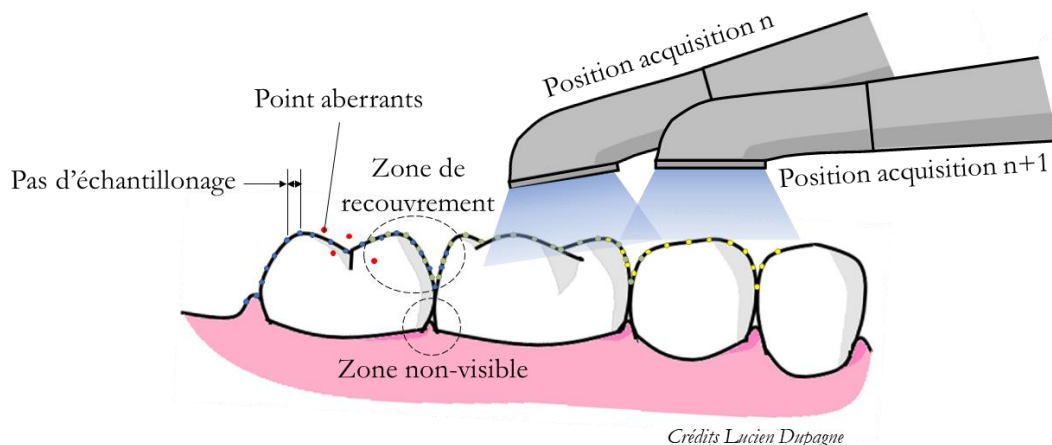


Figure. 27. Dispersions de mesure et approximations d'acquisition

3.3.2 ENVIRONNEMENT DE NUMERISATION

L'environnement de numérisation, comme la salive et le sang présent dans la cavité buccale, une source lumineuse externe (naturelle : comme l'ensoleillement de la pièce et artificielle : comme le scyalitique¹⁹) présente dans le cabinet du praticien, ou encore des mouvements du patients entre 2 positions d'acquisition introduisent 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 réfléchie issue d'une source lumineuse [42] [37]. 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 les tissus dentaires, peut recevoir une lumière diffuse [64] [65]. Ainsi, des points aberrants peuvent apparaître dans le nuage de points numérisés (points rouge Figure. 27). Pour obtenir une meilleure réflexion spéculaire, certains fournisseurs de solutions de numérisation dentaire proposent de déposer une poudre sur les tissus à numériser avant acquisition [66]. Cette méthode doit permettre d'éviter les problèmes optiques lors de la numérisation, mais le dépôt manuel de cette poudre introduit

¹⁹ Scyalitique : terme générique issu d'une marque de dispositif d'éclairage orientable et mobile pour éclairer les champs opératoires.

nécessairement de nouvelles approximations géométriques aléatoires. L'homogénéité de l'épaisseur de poudre sur la surface des 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 interférer. 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 manuel de prise d'empreinte et moulage (compétences et expériences du manipulateur ; rétraction du silicone ou du plâtre) [66]. De plus, le matériau d'empreinte ou du modèle de la denture doit permettre une bonne réflexion spéculaire.

3.3.3 STRATEGIE DE NUMERISATION

La stratégie de numérisation fait référence au protocole de balayage (trajectoires de numérisation) des surfaces à numériser lors de 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 [66]. Par exemple, les zones cachées, comme celles proches de la gencive, ne peuvent être correctement numérisées (Figure. 27).

3.3.4 TRAITEMENT DES DONNEES NUMERIQUES

Des dispersions géométriques et approximations peuvent être aussi identifiées lors du traitement de l'empreinte numérique des tissus dentaires. Le traitement de données numériques fait référence au traitement des données acquises pour obtenir un nuage de points, au traitement de ce nuage de points et à son post-traitement pour obtenir un modèle numérique. Ces opérations sont réalisées simultanément en temps réel lors du déplacement du système de numérisation.

A chaque nouvelle position un recalage des nouvelles données acquises est réalisé avec celles obtenues auparavant. Comme exposé précédemment, des zones denses en nombre de points ou des points aberrants peuvent apparaître lors de l'acquisition. Par conséquent, des algorithmes informatiques sont exploités pour recalibrer – nettoyer – filtrer le nuage de points. Une fois le nuage de points traité, des algorithmes de post-traitement permettent d'associer un maillage au format stéréolithographie (STL) pour obtenir le modèle 3D représentant l'empreinte numérique.

Au final, des dispersions géométriques ou des approximations peuvent être observées sur le modèle STL final. 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 recalibrer les nuages de points, éliminer les points aberrants et filtrer les zones denses. Un mauvais recalage ou un mauvais filtrage peut générer un modèle STL non exploitable après post-traitement (Figure. 28.a. & b).

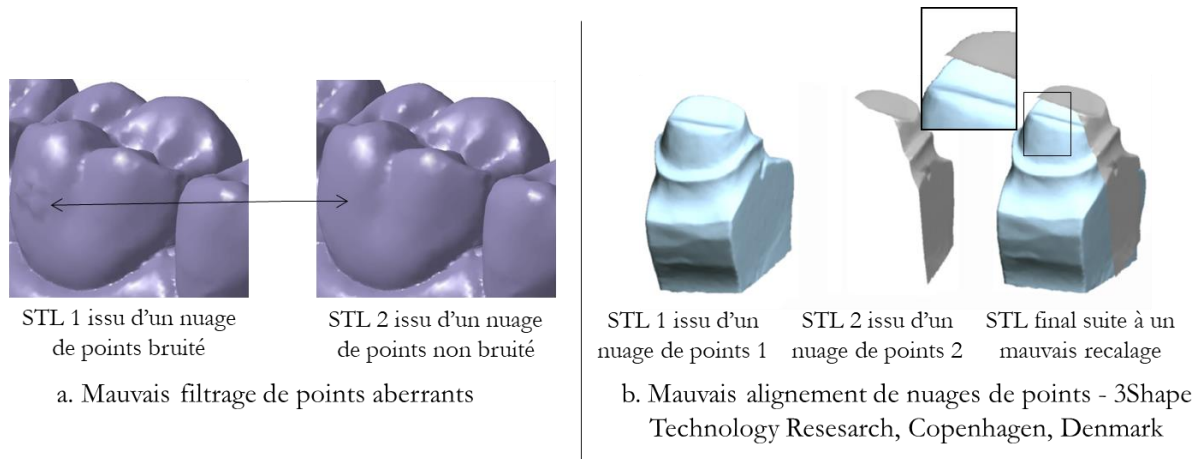


Figure. 28. Approximations liées aux algorithmes de traitement et maillage de nuage de points

Les développeurs de logiciel de CFAO dentaire s'appuient sur un ensemble de paramètres de filtrage comme le paramètre d'erreur de corde pour filtrer les points dans les zones de haute densité. La Figure. 29. illustre le même nuage de points filtré avec une grande et une 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 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 des tissus dentaires considérés.

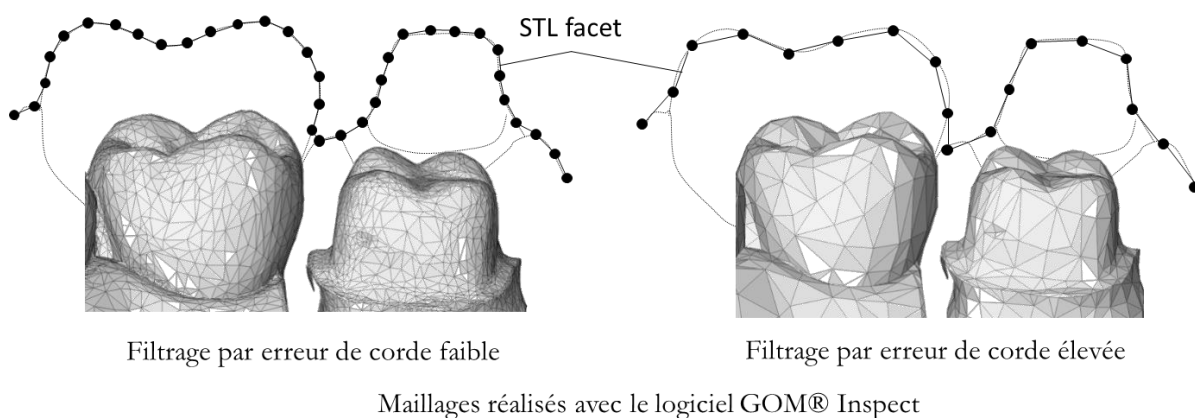


Figure. 29. Effet du paramètre de filtrage d'erreur de corde sur le maillage du nuage de points

Les approximations géométriques observées lors du post-traitement sont liées au format du modèle numérique CAO utilisé. Comme illustré Figure. 29, le modèle de format STL introduit des discontinuités en courbure sur l’empreinte dentaire. 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, ou les modèles polynomiaux comme les B-Spline, les polynômes 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 majoritairement le modèle STL pour créer l’empreinte numérique pour limiter le temps de post-traitement et, considèrent que les modèles STL obtenus sont assez fiables pour représenter les tissus dentaires numériquement.

3.4 PROTOCOLE DE CONCEPTION

Des approximations géométriques peuvent être identifiées lors du protocole de conception des dispositifs dentaires. 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’occlusion²⁰ [67].

3.4.1 MODELISATION DE L’ANATOMIE DENTAIRE

Couramment, la modélisation de l’anatomie dentaire est fournie dans les logiciels de CFAO dentaire via des banques de dents génériques [53]. Le modèle STL est aussi exploité pour concevoir la restauration [68]. Comme pour le modèle CAO du maître modèle, sur le modèle CAO de la restauration, les mêmes types d’inconvénients comme les discontinuités en courbure sont introduits avec le STL (Figure. 30). 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 [53] [51].

²⁰ Occlusion : emboîtement des dents maxillaires (supérieures) avec les dents mandibulaires (inférieures).

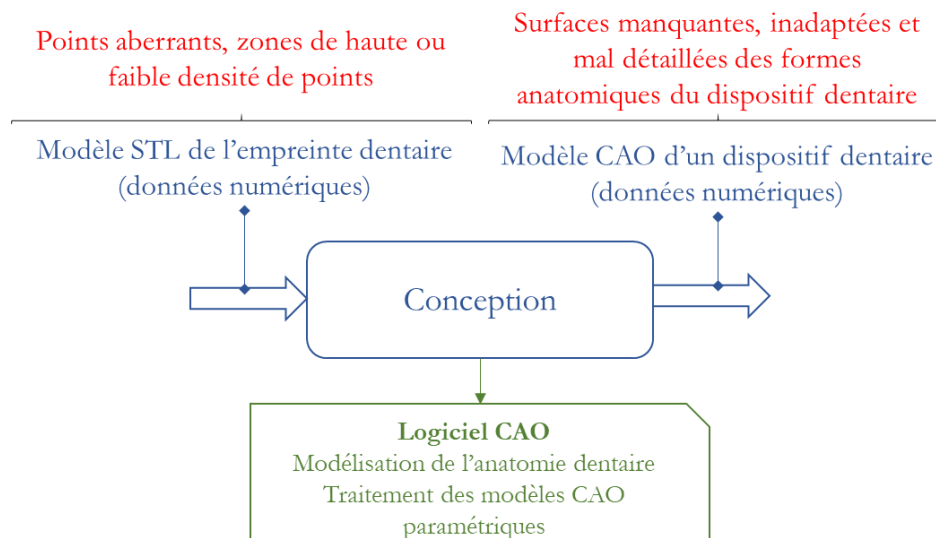


Figure. 30. Sources des dispersions géométriques et approximations lors du flux de conception de la restauration (en bleu, le flux numérique de données ; en vert, sources de dispersions ou d'approximations ; en rouge, dispersions ou approximations potentielles)

Des modèles CAO paramétriques de dispositifs dentaires sont proposés dans les logiciels de CAO. La paramétrisation est basée sur la modélisation géométrique de l'anatomie dentaire. Cette modélisation s'appuie sur l'approximation d'entités surfaciques occlusales, axiales, proximales et, linguales ou palatines (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.

3.4.2 TRAITEMENT DES DONNEES NUMERIQUES

Des outils de positionnement, de mise à l'échelle et de modelage sont exploités pour traiter les modèles CAO paramétriques dentaires afin d'obtenir la conception finale. Différents types d'algorithmes et d'outils logiciels sont utilisés pour concevoir une restauration [47]. Le niveau d'automatisation et les principes de fonctionnement de ces algorithmes et de ces outils sont très variés [50]. 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 les paramètres associés (ajustement des jeux d'adaptation des surfaces occlusales, axiales et internes ; ajustement de l'intensité des contacts occlusaux et proximaux) [69] [70].

3.5 PROTOCOLE DE FABRICATION

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.

3.5.1 MODELISATION ET TRAITEMENT DES DONNEES FAO

La FAO est réalisée à l'aide de modules logiciel dédiés à la création d'un processus de fabrication virtuel et de la programmation pour commande numérique (Figure. 31). Pour un processus d'usinage de restauration dentaire, plusieurs stratégies d'usinage sont implémentées dans une banque logicielle prédéfinie pour associer un processus d'usinage à une restauration donnée.

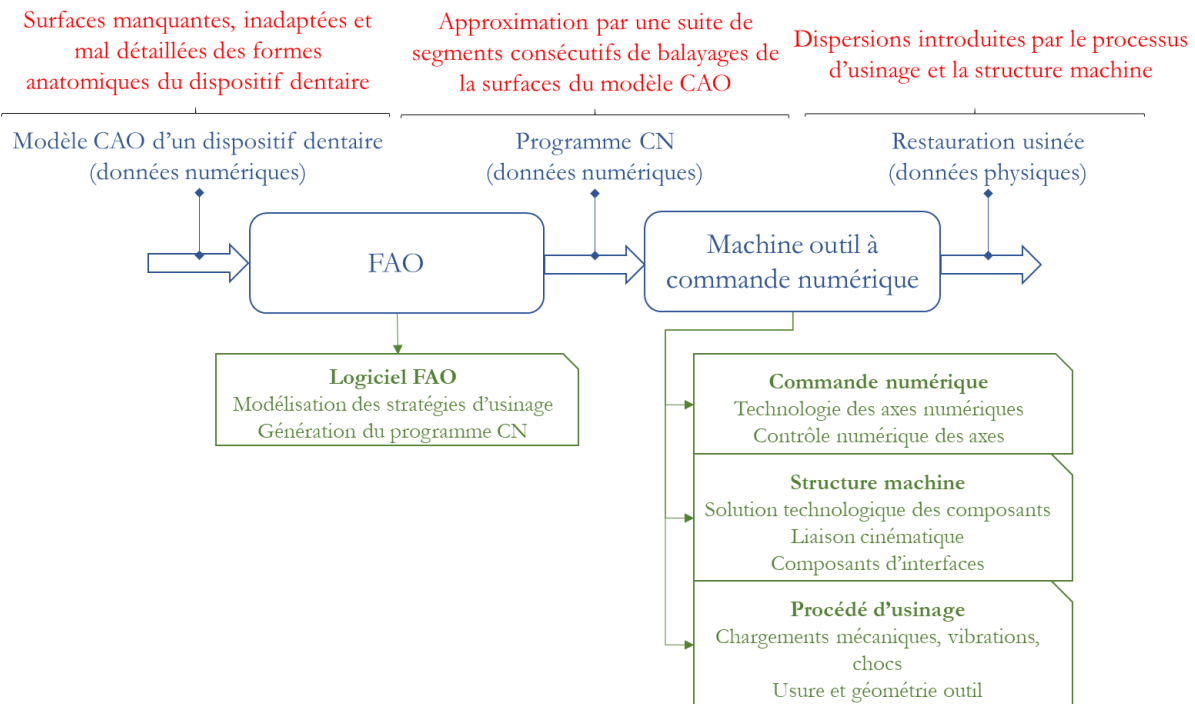


Figure. 31. Sources de dispersions géométriques et approximation dans le flux FAO (en bleu, flux de données numériques ; en vert, sources de dispersions ou approximations ; en rouge, dispersions ou approximations potentielles)

Plusieurs types de stratégie d'usinage sont utilisés en FAO dentaire [71]. Une stratégie d'usinage se définit par deux paramètres fondamentaux : la direction d'usinage et la direction de balayage. La Figure. 32.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 quant à elle assimilée à la direction de l'axe de l'outil, en l'occurrence l'axe Z de la machine d'usinage, ce qui donne le nom à la stratégie par niveau de Z. Lors de l'usinage, le bout de l'outil va suivre une trajectoire dans chaque niveau. Chaque trajectoire est une courbe 2D définie à partir de la courbe d'intersection entre un plan de niveau et la surface à usiner. Chaque courbe 2D définit une direction de balayage. Ainsi, 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 sa rugosité. En effet, certains détails géométriques du modèle CAO peuvent se trouver entre deux plans de niveau 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. 32.b.) – qui est directement lié à la rugosité de surface [72]. De ce fait, les courbes de balayage générées lors de la FAO approximent géométriquement la surface de la restauration conçue.

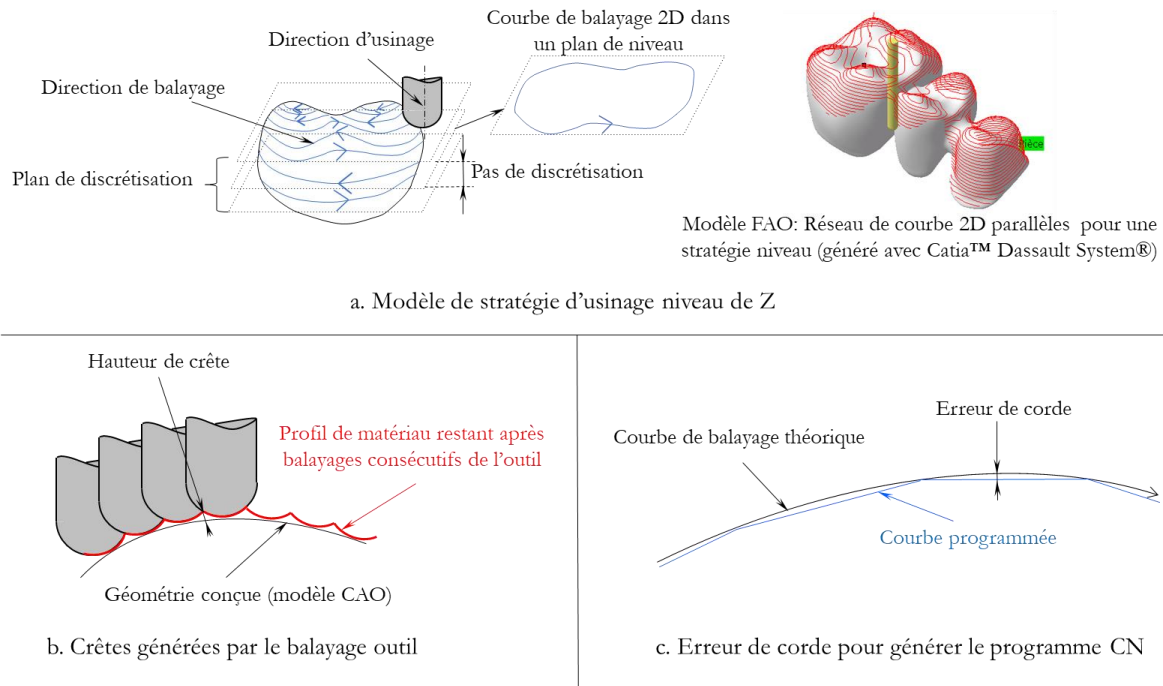


Figure. 32. Modélisation des données FAO et effet des paramètres de traitement

3.5.2 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 [73]. 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 segments consécutifs. Comme illustré Figure. 32.c., un paramètre d'erreur de corde est implémenté dans le logiciel de FAO lors du post traitement des trajectoires d'usinage du modèle

FAO [22] [74]. La valeur de l'erreur de corde est directement liée avec l'erreur de forme de la surface obtenue 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 [75]. 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, 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 la position et la 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 la position et de la 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 et/ou de vitesse est détectée, le contrôleur CN corrige immédiatement les erreurs. La qualité technologique des capteurs et des transmetteurs et la fiabilité des algorithmes implémentés dans le contrôleur CN affectent directement le contrôle temps réel des consignes de déplacements des axes numériques et ainsi, l'écart géométrique entre le programme d'usinage et la trajectoire réelle d'usinage.

3.5.3 MACHINE D'USINAGE

Les machines-outils de CFAO dentaire se composent d'une structure électromécanique complexe (bâti, liaisons cinématiques, et moteurs électriques) dimensionnée pour supporter les contraintes mécaniques lors du processus d'usinage (Figure. 33). Ces contraintes sont induites par la combinaison des effets dynamiques de déplacements des éléments mobiles de la structure et par le phénomène d'enlèvement de matière [76]. Le comportement de la structure électromécanique face à ces contraintes mécaniques 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.

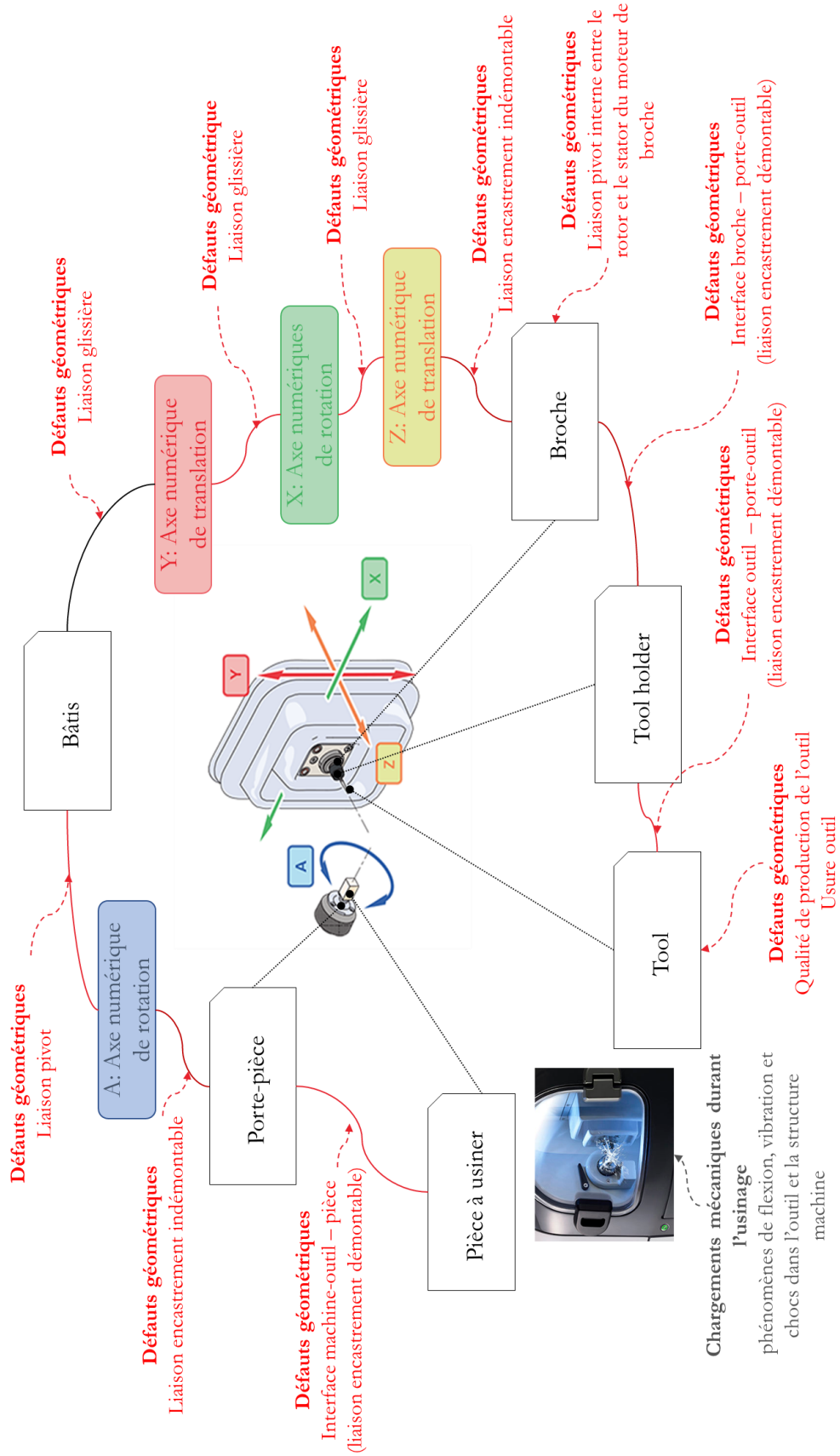


Figure. 33. Structure d'une machine-outil : sources de dispersions géométriques (exemple basé sur la machine-outil Carestream CS 3000, Carestream dental [New York, USA])

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 [77]. Chaque liaison cinématique introduit ses propres dispersions géométriques, et la position relative entre chaque liaisons cinématiques introduit aussi des dispersions géométriques (Figure. 33). La Figure. 34 illustre un liaison glissière, 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).

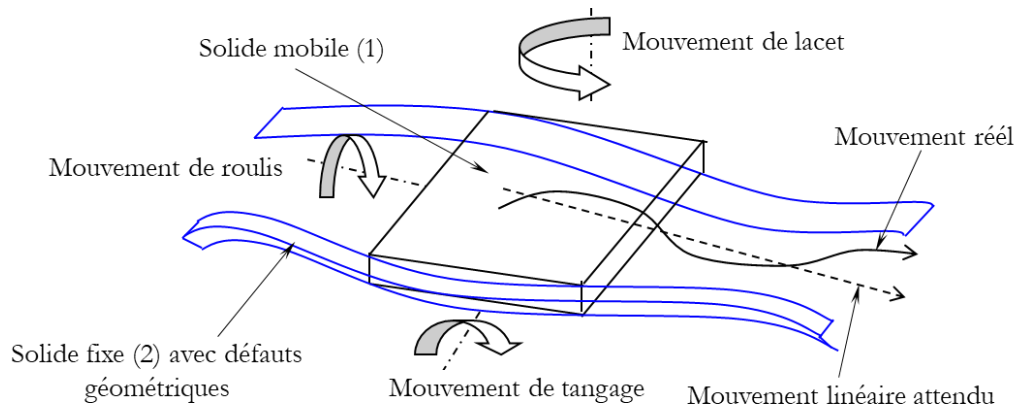


Figure. 34. Défauts géométriques dans une liaison glissière

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. 33). Les interfaces de la machine-outil avec la pièce et l'outil 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 mise et maintien en position.

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.

3.6 DISCUSSION

3.6.1 DISPERSIONS GEOMETRIQUES ET APPROXIMATIONS

3.6.1.1 *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 du dispositif dentaire.

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, de filtrage, de nettoyage et, de maillage de nuage de points [68]. Une forme non valide du modèle STL des tissus dentaires peut être imputée à un mauvais choix ou une mauvaise définition des paramètres des algorithmes de traitement [78] [79]. Le traitement 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 de forme affectent manifestement l'adaptation finale du dispositif dentaire. Les ordres de grandeur de ces défauts géométriques devraient être comparés aux tolérances géométriques acceptables pour l'adaptation d'un dispositif dentaire. Malheureusement, les cliniciens ont du mal à formaliser et à définir les critères et les tolérances géométriques et dimensionnelles d'adaptation.

3.6.1.2 *Protocole de conception*

Lors de la conception d'une restauration, un processus interactif et semi-automatisé basé sur une banque de dents génériques est exploité. 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 adaptée à la situation clinique 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.

3.6.1.3 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. Mais comme souligné précédemment, les cliniciens éprouvent des difficultés à formaliser les critères et les valeurs de tolérances géométriques et dimensionnelles d'une adaptation prothétique.

Un autre effet important de la stratégie d'usinage est l'intégrité de la surface usinée. 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. Ainsi, les stratégies d'usinage devraient être choisies avec attention pour optimiser la forme, la rugosité et l'intégrité de surface de la restauration. De la même manière, les cliniciens n'ont pas les compétences pour spécifier fonctionnellement les surfaces, et formulent les besoins cliniques de manière peu formelle sans indicateurs chiffrés.

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

3.6.2 DEFINITIONS ET EVALUATION DE LA PRECISION EN DENTISTERIE NUMERIQUE

Plusieurs protocoles académiques et industriels ont été développés pour évaluer la précision du processus de numérisation ou de l'ensemble du processus CFAO [80] [81] [82] [83] [80] [84] [85] [86] [87]. Le premier type d'étude s'est limité à l'évaluation de défauts géométriques après numérisation [62]. 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 de fabrication est uniquement imputable au protocole de numérisation et particulièrement à l'équipement de

numérisation. Chaque protocole se base sur ses propres critères de précision et méthode d'évaluation. Par conséquent, du point de vue des sciences de l'ingénieur et comme l'a souligné le centre de recherche technologique de 3 Shape, à l'heure actuelle il est quasi impossible de comparer des équipements de numérisation [41].

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 aux 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 [61].

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 [85] [86]. 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 [81] [87]. 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 des sciences de l'ingénieur, 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 des sciences de l'ingénieur, 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 d'identifier dans le système CFAO s'il existe un maillon engendrant de plus grandes dispersions géométriques. Par exemple, une restauration réalisée en CFAO semi-directe 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 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 le dispositif dentaire final.

Les praticiens pourraient aider les ingénieurs 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 dispositif médical associé à une situation clinique 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 des protocoles de mesures standard, pour pouvoir comparer les différents maillons de la chaîne numérique et les différentes solutions commercialisées.

3.7 CONCLUSION

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 dispersions géométriques systématiques sur les dispositifs dentaires fabriqués. L'expérience de l'utilisateur et l'environnement extérieur durant la mise en œuvre d'un système de CFAO dentaire induisent des dispersions 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 du dispositif fabriqué. 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 d'un modèle d'empreinte numérique (2) la précision de l'ensemble de la chaîne CFAO en mesurant les défauts géométriques en sortie de production. 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 par exemple l'adaptation prothétique souvent définies selon un jeu de dimensions caractéristiques n'ayant pas de définition objective. Ainsi, une même dimension d'un protocole à l'autre peut être mesurée avec des directions très différentes. Par ailleurs, il existe autant de protocole que de pièce référence pour établir la qualité dimensionnelle d'un système CFAO. Ainsi ils existent 2 types de protocoles de qualification de la qualité des systèmes CFAO. Les protocoles subjectifs sont basés sur la comparaison d'un système à une mesure dite référence ; ces protocoles ne permettent d'établir qu'une caractérisation relative à la mesure référence ; cette dernière étant non standard et parfois discutable rend difficile la comparaison de différentes études, de par la relativité à la mesure référence difficilement reproductible. Les protocoles objectifs sont basés sur les recommandations des sciences métrologiques ; des artefacts étalons certifiés métrologiquement sont alors exploités ; ces protocoles permettent une comparaison standardisée des systèmes CFAO. Aucune étude ne peut affirmer que la contribution majeure à l'inadaptation finale d'un dispositif dentaire – relative aux défauts géométriques introduites par l'ensemble du système CFAO – peut être attribués à la mise en œuvre d'une partie du processus de CFAO. 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.

La communauté des sciences de l'ingénieur suggère 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.

ANNEXE : VOCABULAIRE ISSU DE L'ODONTOLOGIE

ANATOMIE DENTAIRE

L'appareil dentaire adulte se compose de deux arcades ; l'arcade maxillaire liée à l'os maxillaire et l'arcade mandibulaire en liaison avec l'os maxillaire par l'articulation temporo-mandibulaire. Chaque héli-arcade se compose de 4 types de dents : 2 incisives (1 centrale et 1 latérale), 1 canine, 2 pré-molaires, et 3 molaires (la 3^{ème} molaire étant la dent de sagesse). La Figure. 35 illustre une denture adulte de 28 dents (pas de dents de sagesse). Une dent se compose de 2 tissus biologiques principaux : l'émail qui composera la couronne dentaire, partie émergente de la dent au-dessus du parodonte (système de tissus supports des dents) ; la dentine qui est recouverte par l'émail dans la partie coronaire et qui constitue la racine dans la partie alvéolaire. Les directions anatomiques dentaires sont liées aux zones topologiques utilisées pour décrire une dent. La direction apicale pointe vers l'alvéole dentaire dans la direction générale des racines par opposition à la direction occlusal ou coronaire qui pointe vers les dents opposées. Les surfaces périphériques ou axiales de la dent ont 4 directions anatomiques : le vestibule (la joue ; surface vestibulaire), en opposé la langue à la mandibule (surface linguale) ou le palais au maxillaire (surface palatine) ; la surface mésiale en direction de l'ouverture buccale opposée à la surface distale.

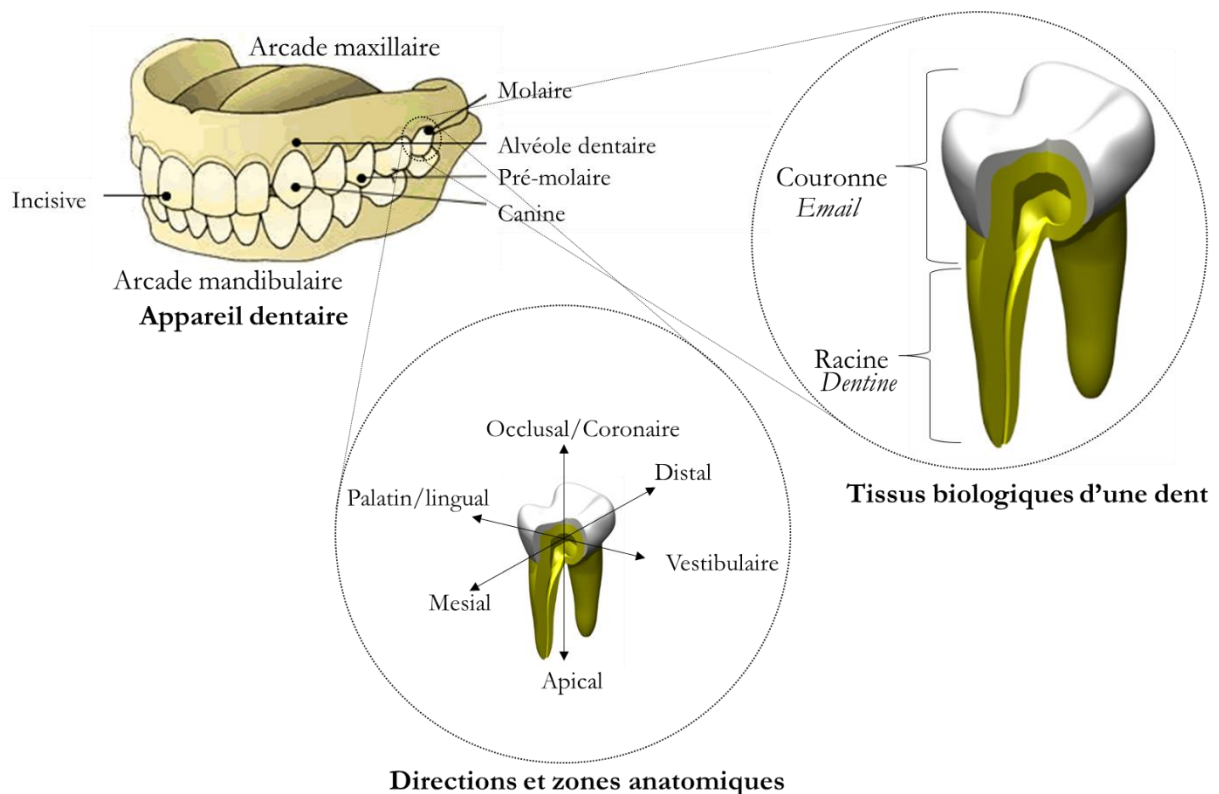


Figure. 35. Eléments de vocabulaire de l'anatomie de l'appareil dentaire

RESTAURATION DENTAIRE PAR PROTHESE CONJOINTE

La restauration par prothèse conjointe consiste à réhabiliter la perte de tissus durs (émail et dentine) de la dent suite à des maladies carieuses, des traumatismes ou des érosions sévères liées à des comportements alimentaires ou sociaux. La restauration commence par la préparation des tissus à restaurer par le praticien en vue d'assurer le collage d'une prothèse aux tissus restants (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**). Ensuite un protocole est assuré par le clinicien pour préparer les tissus à recevoir un système adhésif. Enfin le collage de la prothèse est assuré.

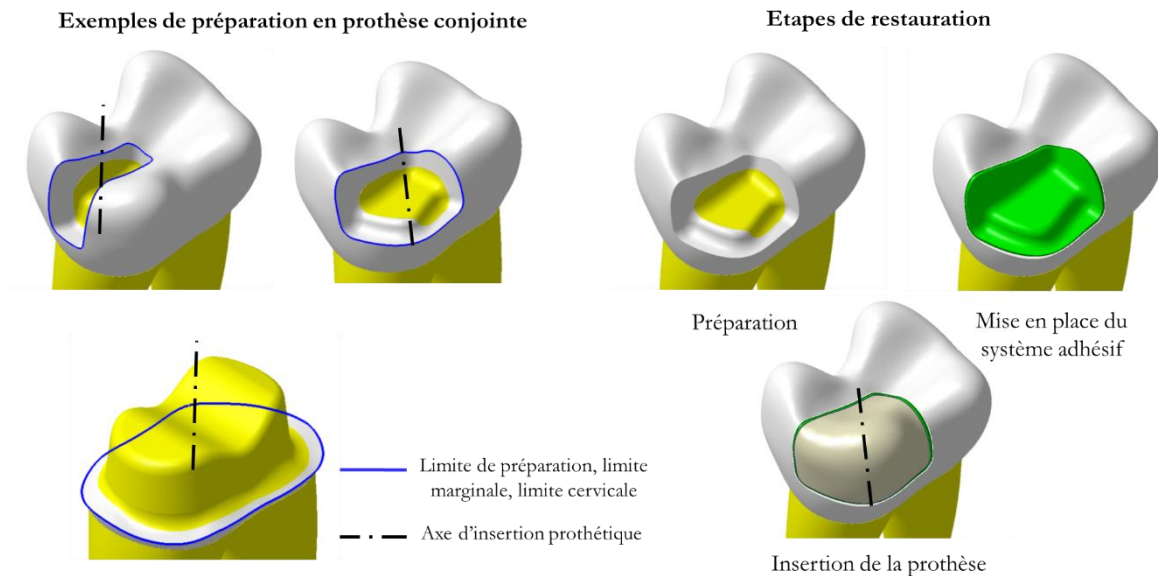
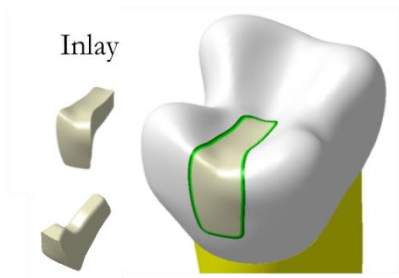
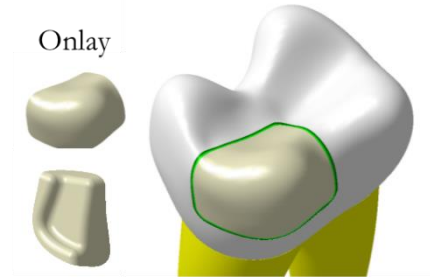


Figure. 36. *Eléments de vocabulaire pour la restauration dentaire par prothèse conjointe*

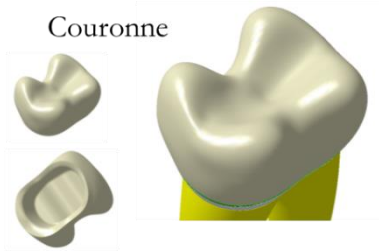
Selon le volume de tissus à restaurer différents types de prothèse conjointe sont mises en œuvre (Figure. 37). L'inlay va restaurer un fond de sillon occlusal et un contact proximal (distal ou mésial ; contact avec une dent adjacente sur la même arcade) d'une pré-molaire et d'une molaire. L'onlay restaure une partie de la face occlusale comprenant une cuspidé (pointe anatomique de la face occlusale présente sur une molaire ou pré-molaire) et d'un contact proximal d'une molaire. La couronne restaure un gros volume de la couronne dentaire d'une molaire, surfaces occlusales et périphériques. L'overlay restaure la partie occlusale d'une molaire souvent suite à une érosion sévère. Le bridge vise à remplacer la totalité d'une dent manquante en s'appuyant sur les dents adjacentes. Pour la restauration des incisives des facettes sont réalisées pour réhabiliter le bord incisal et la face vestibulaire.



Inlay
Restauration d'un fond de sillon et d'un contact proximal (distal ou mesial)



Onlay
Restauration d'au moins une pointe cuspidienne (contact occlusal) et d'un contact proximal



Couronne
Restauration des tissus occlusaux et périphériques de la couronne dentaire



Overlay
Restauration des tissus occlusaux



Et aussi... Bridge

Figure. 37. Exemples de prothèses conjointes

Chapitre 4. LA FABRICATION ADDITIVE DANS LES SYSTEMES CFAO

CONCEPTS ET PRINCIPES COMMUNS

Le terme « Impression 3D » très usité par le grand public fait référence à un ensemble de technique de fabrication basée sur le principe d'ajout de matière. La norme internationale ISO 17296 regroupe ces techniques sous le terme de Fabrication Additive (FA ; ou AM pour Additive Manufacturing). Ce chapitre a pour objectifs d'apporter un éclairage sur les évolutions introduites par l'AM dans le processus de réalisation de produits.

4.1 QU'EST-CE QUE L'IMPRESSION 3D ?

4.1.1 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 regroupé sous le terme fabrication additive ou additive manufacturing [88]. Le terme impression 3D désigne se substitue par abus de langage, au terme plus générique, utilisé dans le contexte de l'ingénierie, de FA : 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 termes 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 des sciences de l'ingénieur et, des organismes tels que l'American Society for Testing and Material (ASTM) et l'Association Française de Normalisation (AFNOR) utilisent 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**.

Un procédé AM, quel que soit l'état du matériau de départ, permet le **dépôt** couche par couche **de matériau**, tout en assurant une **cohésion entre les couches**, jusqu'à obtention d'une forme en 3D.

Une des particularités de l'AM est de regrouper un ensemble de procédés de fabrication mettant en œuvre des matériaux à l'état solide, liquide ou pulvérulent. D'autre part, l'AM permet de mettre en

œuvre, selon la technologie implémentée, l'ensemble des classes de matériaux polymères, métaux et, céramiques ainsi que des matériaux composites complexes dans leur composition et/ou la structure interne ou surfacique mise en forme. La Figure. 38, illustre la capacité d'un procédé additif à conférer un motif particulier à la surface sphérique d'une cotyle de prothèse de hanche ; ce motif permet notamment une meilleure ostéointégration²¹ de la prothèse. Cette pièce prothétique n'aurait pas pu être réalisable par procédés conventionnelles (mise en forme par moulage à l'état liquide, par déformation ou par enlèvement de matière) ; les surfaces internes du motif n'étant pas accessible par l'outil d'usinage (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 [89].

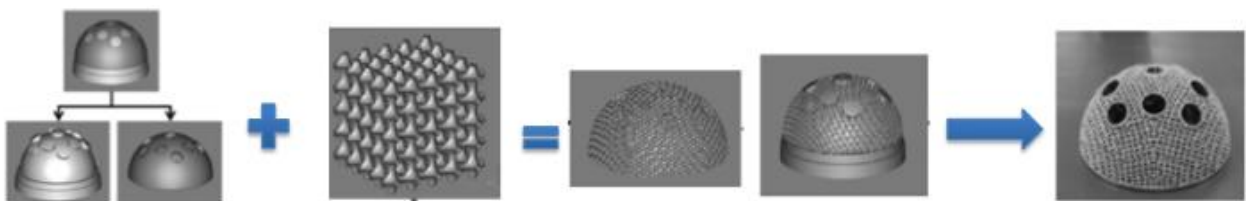


Figure. 38. Fonctionnalisation structurelle d'une surface de cotyle par procédé additif d'après Niimoni et al. [90]

4.1.2 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, l'exactitude 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 [91]. La classification proposée repose sur 7 principes de dépôt du matériau (Figure. 39). Les principes de ces familles de procédés additifs sont exposés dans la suite de ce document.

²¹ Ostéointégration : Intégration fonctionnelle et structurelle entre les tissus osseux et un biomatériau.

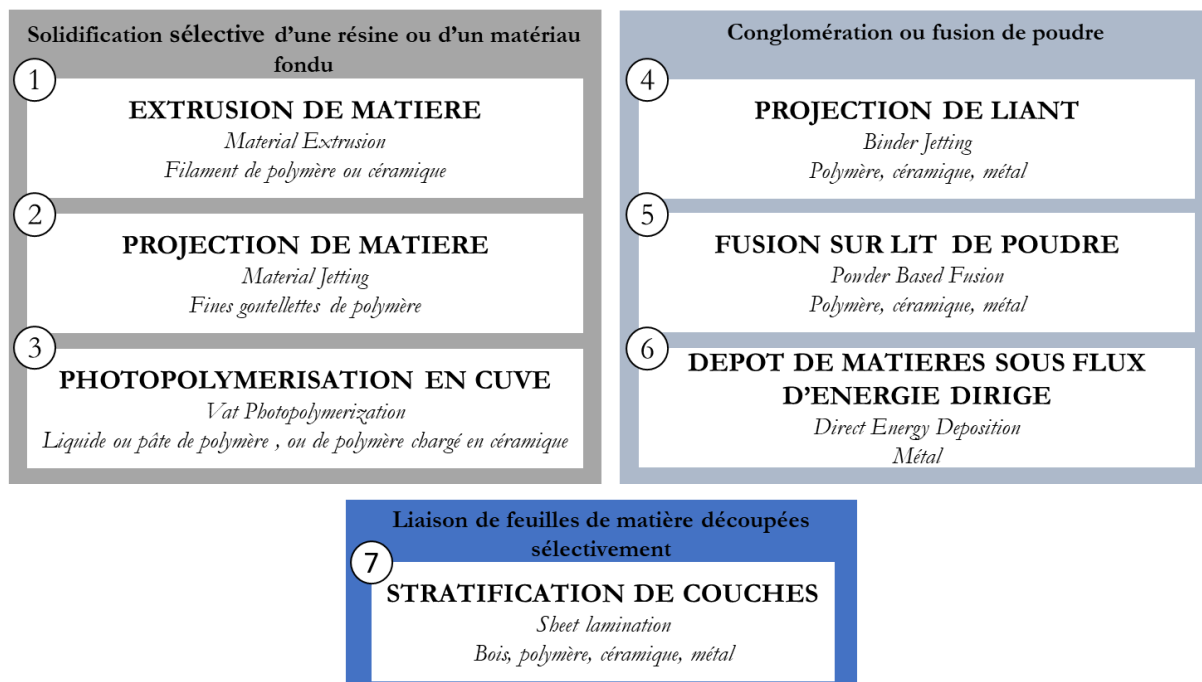


Figure. 39. Les 7 familles de procédés additifs selon la norme NF-ISO 17296-2

Selon cette classification l'impression 3D (3DP) est 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 [92]. 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 de projection de liant.

4.1.3 BREF HISTORIQUE

Le principe d'ajout de matériau ne date pas de notre siècle. Ce principe a plus de 150 ans et a originellement été utilisé pour la réalisation de carte topographique et de photosculture 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 : technique de photopolymérisation en 1969, technique de fusion en 1972, collage et adhésion de feuille 1979 [93]. A ce stade de développement peu de transfert de technologie 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 augmentées sur le thème de la fabrication additive : technologie 3D printing du MIT en 1989, technique du Laser Beam Melting en 1990, technologies FDM (Fused Deposition Modeling), solid ground curing, LOM (Laminated Object Modeling) en 1991, technologies laser sintering en 1992. Néanmoins le coût de mise œuvre élevé, le choix limité de matériau et la faible qualité dimensionnelle des pièces réalisées ont constitué un véritable frein au déploiement industriel de ces technologies. Seule la société 3D System, dès 1988 arrive à déployer sa technologie SLA (StereoLithography Apparatus) pour réaliser des maquettes et des

prototypes. Dans ces 30 premières années d'existence le développement de la fabrication additive s'est grandement appuyée sur les développements de l'informatique, de la CFAO, de l'automatisme industriel ou encore de la robotique.

Le déploiement industriel de la fabrication additive a commencé dans les années 90 et 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 développements technologiques 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.

4.1.4 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 numérique²² peuvent laisser penser que ce type de procédé, accessible à tous, permet de concevoir et réaliser sans contrainte n'importe quelle forme avec n'importe quel matériau à des coûts plus faible que les procédés traditionnels. Ces assertions ne sont malheureusement que partiellement vraies.

4.1.4.1 Place dans la CFAO

Un aspect important dans la mise en œuvre des procédés additifs est son intégration dans une chaîne numérique associée à un système de CFAO. Le 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. L'intégration des procédés additifs dans un système CFAO fortement automatisé, comme ceux proposés à la communauté maker, les rendent plus faciles à mettre en œuvre. Néanmoins des compétences abouties tant dans les aspects logiciels CAO et FAO ainsi que dans la commande numérique 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 médicale, sont intéressants de par la possibilité de réaliser des pièces sur-mesure et individualisées.

²² Lieux ouverts mettant à disposition toutes sortes d'outils numériques (logiciels CFAO, machine-outil à commande numérique, machine de fabrication additive...) pour la conception 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.

4.1.4.2 Place dans les processus de fabrication

Une des caractéristiques de la FA est son fort potentiel pour réaliser des formes complexes (Freeform Manufacturing) [94]. Cette complexité peut être géométrique par la réalisation de n'importe quelle forme (inclusion, cavité ...) en une seule opération de fabrication, irréalisable par procédés conventionnels et sans surcoût (exemples Figure. 40).



Figure. 40. Illustration de la complexité géométrique rendue accessible par la fabrication additive : au premier plan pièce optimisée topologiquement et réalisée en FA ; en arrière-plan pièce originale réalisée en usinage (Crédits Visiativ)

Un des apports de la FA est de permettre la réalisation de pièce avec une complexité hiérarchique : réalisation de produits à structures complexes et multi-échelles de type treillis alvéolaires (exemple Figure. 41).



Figure. 41. Illustration de la complexité hiérarchique rendue accessible par la fabrication additive : structure alvéolaire à motifs nid d'abeille d'un casque de vélo (Crédits 3D Natives ; HEXR)

La FA permet de mettre en forme des pièces multi-matériaux à distribution continue ou discontinue à gradient fonctionnel de propriétés en jouant sur la complexité de composition matériau des couches déposées (exemple Figure. 42).

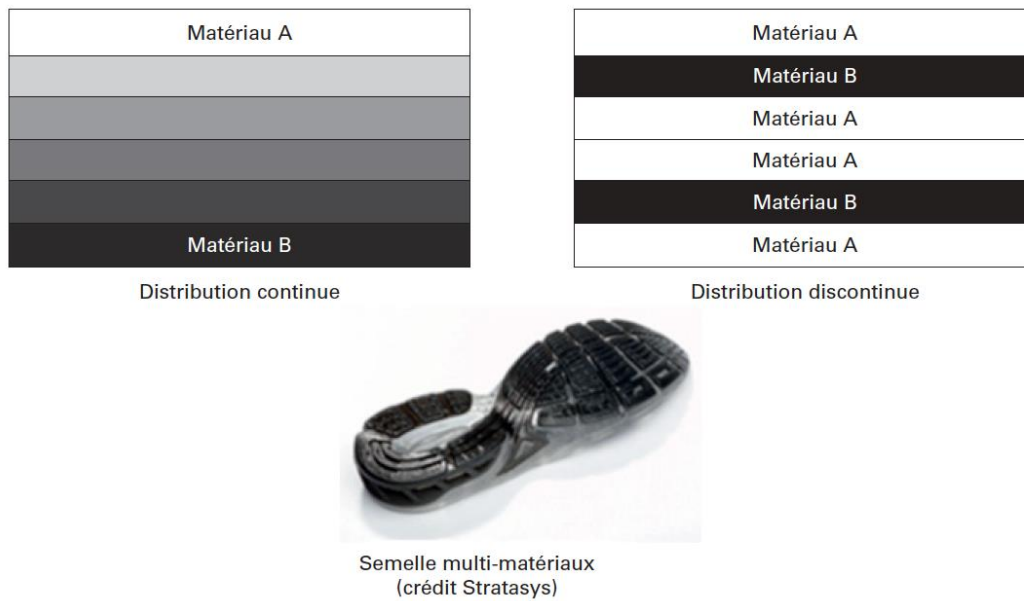


Figure. 42. Illustration de la complexité matériau rendue accessible par la fabrication additive [94]

La FA permet de réaliser des pièces à complexité fonctionnelle comme la réalisation d'ensemble complet de composants préassemblés et prêts à l'emploi.



Figure. 43. Illustration de la complexité fonctionnelle rendue accessible par la fabrication additive : tabouret pliable One Shot du designer P. Jouin (Crédits. P. Jouin)

4.1.4.3 Usages

Les usages de la fabrication additive initialement limitée au prototypage rapide et maintenant étendue à la fabrication rapide (Figure. 44).

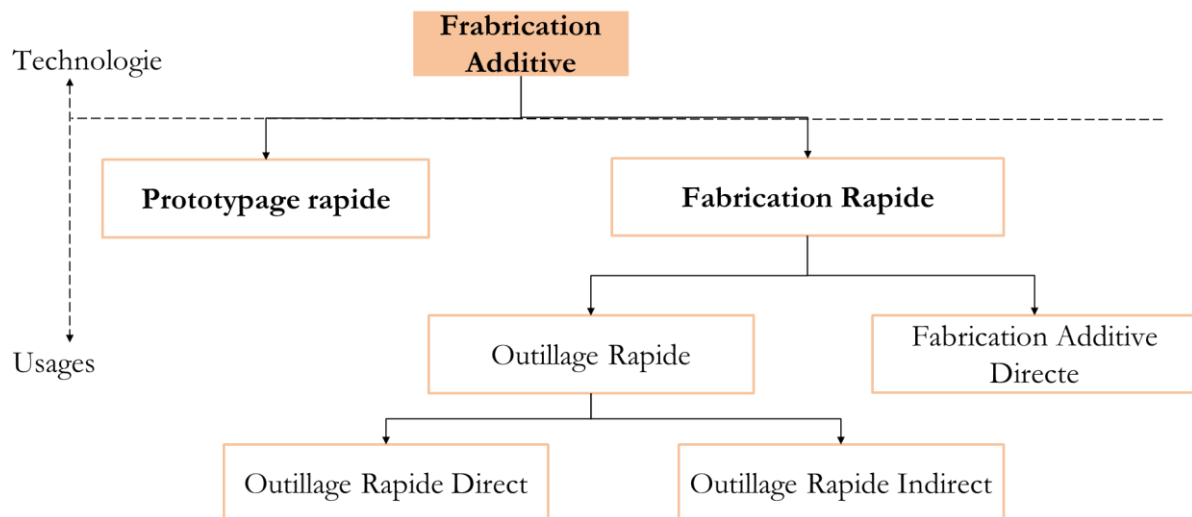


Figure. 44. Classification des usages de la FA [94]

4.1.4.3.1 Prototypage rapide

Le prototypage rapide permet des représentations intermédiaires physiques d'un produit au cours des phases de développement et de 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 (exemple Figure. 45) 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. 45. Prototype fonctionnel de pommeau de levier de vitesse pour validation ergonomique (crédits Kreos)

4.1.4.3.2 Outillage rapide

La réalisation d'outillage rapide permet de valider rapidement un prototype d'outillage fonctionnel de formes complexes (matrices, moules d'injection) avant la fabrication d'un outillage grande série (exemple Figure. 46). 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. Dans certaines

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



Figure. 46. Exemple d'un outillage modèle pour coulée en pâte de verre (Crédits Cirtes)

4.1.4.3.3 Fabrication additive directe

La production de produits ou de composants fonctionnels à forte valeur ajoutée ou sur-mesure pousse certains secteurs industriels à exploiter la FA comme alternative aux procédés traditionnels. 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.

En 2017, la FA directe couvrait environ 34% des usages de ces technologies, ce qui souligne une tendance à l'exploitation de la FA comme un procédé de fabrication finalisé [95]. 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. 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 performants :

- Fabrication à la demande, sur mesure et individualisation comme le secteur biomédical
- 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

4.1.4.3.4 Fabrication additive dans la santé

Le rapport Wohlers de 2017²³ souligne que le secteur médical et dentaire représente à lui seul environ 15% de part de marché mondial de l'industrie de la FA, plaçant ce secteur au 3^{ème} rang mondial derrière les produits électroménagers (20%) et l'automobiles (19,5%) [95]. Le secteur biomédical sera certainement un utilisateur avancé de la FA directe, avec notamment l'exploitation des complexités géométriques, hiérarchiques et de composition des matériaux qui apporte de nombreuses réponses aux problématiques médicales. L'agilité des technologies FA associée à un système de CFAO permettra d'individualiser les dispositifs médicaux de réhabilitation ou encore d'aller vers les dispositifs médicaux de régénération. L'ingénierie tissulaire par exemple utilise ce type de technologie pour imprimer du matériau biologique (émergence du Bio-printing).

4.2 PRINCIPES COMMUNS DE MISE EN ŒUVRE DES PROCÉDES ADDITIFS

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 pour constituer un système CFAO.

4.2.1 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 (Figure. 47). 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.

²³ Wohlers associates. – Wohlers Report 2017. 3D printing and additive manufacturing state of the industry (2017).

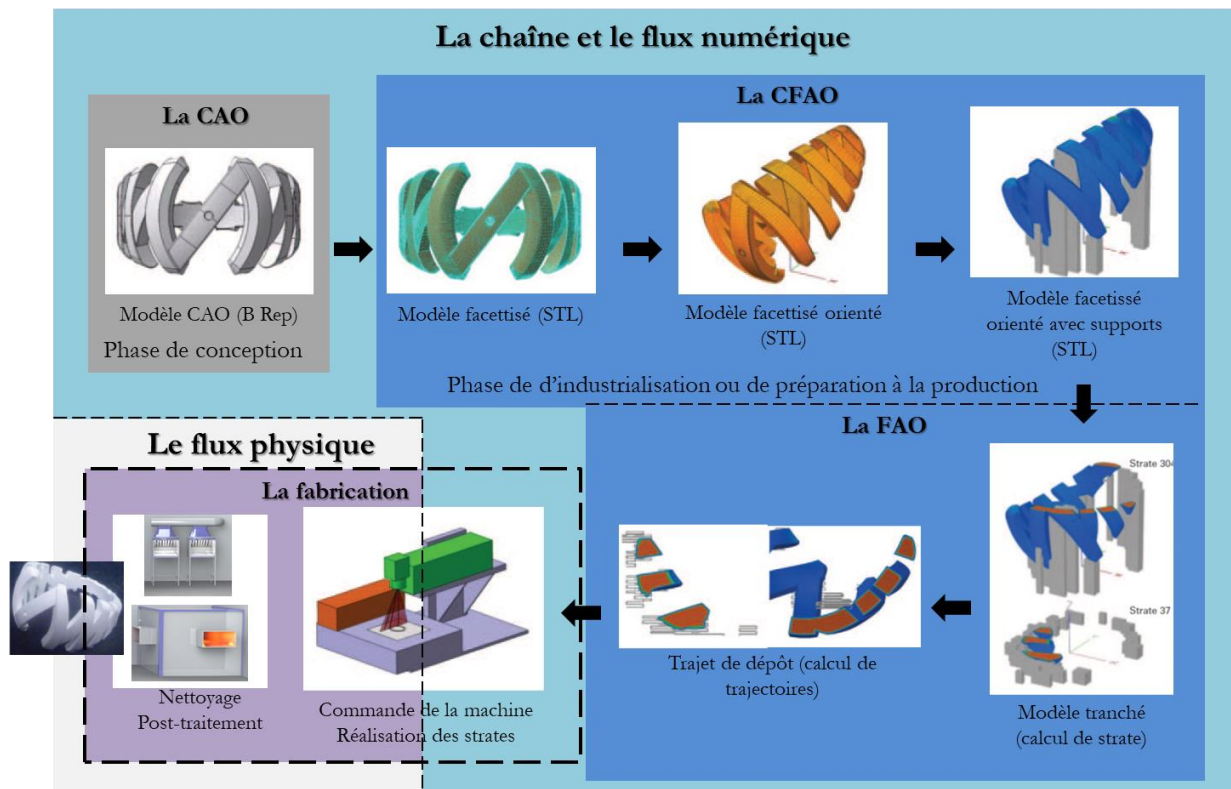


Figure. 47. Principes communs de mise en œuvre de procédés additifs d'après Chartier et al. [96]

4.2.2 MODELISATION 3D

La conception de la pièce est réalisée à l'aide d'une suite logiciel de CAO. Du point de vue flux numérique (Figure. 48), l'objectif de cette étape est d'avoir une maquette numérique, décrite à l'aide de modèle numérique de type B-Rep (Boundary Representation), décrivant la géométrie extérieure de la pièce. 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.

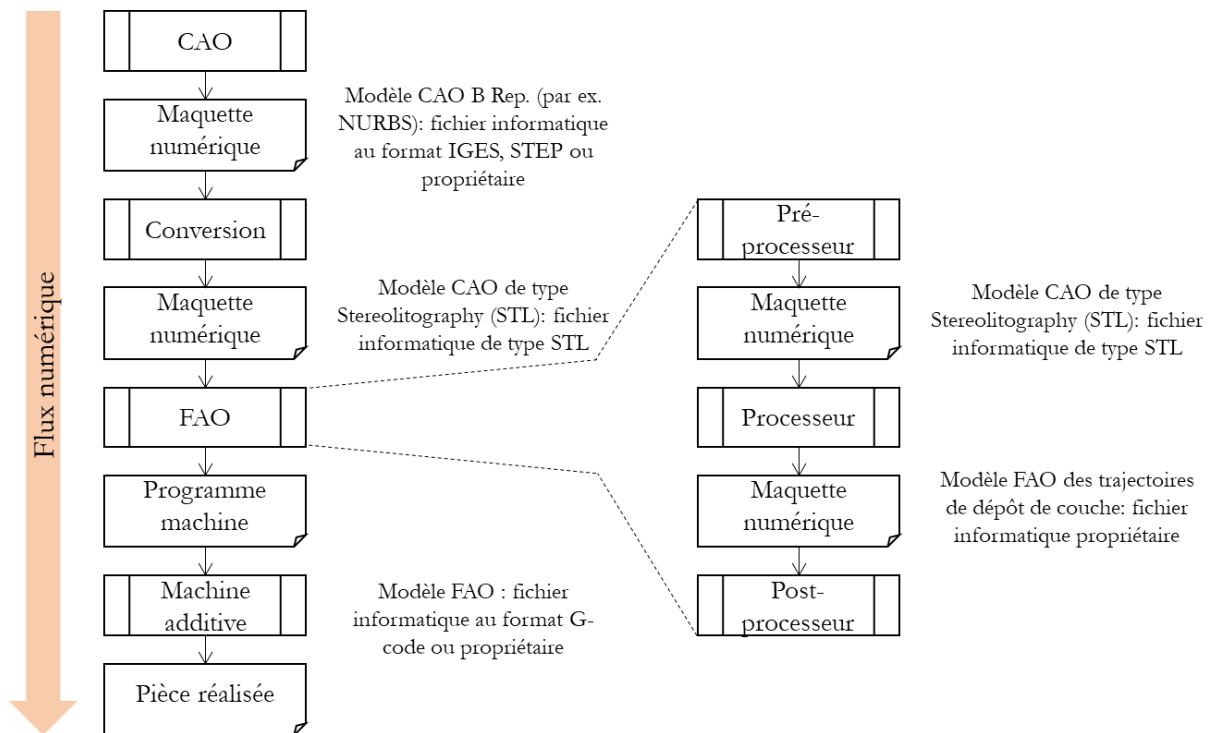


Figure. 48. Le flux numérique lors de la mise en œuvre d'une machine additive

Dans le cadre de la réalisation de dispositifs médicaux, 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 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 rétro-ingénierie ou ingénierie Inversée²⁴. Le deuxième modèle numérique est obtenu directement par l'utilisation d'outil numérique de CAO dédié à l'application biomédical visée. Une fois que la maquette numérique du dispositif biomédical est finalisée, les données CAO 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 (par exemple 3DXML) ou standard (par exemples IGES, STEP) associé à un modèle mathématique de type B-Rep. L'interopérabilité de ces fichiers CAO, due aux nombreux formats informatiques propriétaires, avec logiciels FAO associés aux technologies additives, n'est souvent pas possible. Ainsi, un format de fichier associé au modèle numérique STL (Figure. 49) a été adopté par un grand nombre d'acteurs de la fabrication additive [88]. Ce format, versé au domaine public, a été développé par la société 3D Systems, pionnière dans le développement de la technologie additive par StereoLithography [17]. Le format STL est devenu un

²⁴ Activité qui consiste à copier un objet dont les plans ou maquettes numériques ne sont pas accessibles ou n'existent pas.

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.

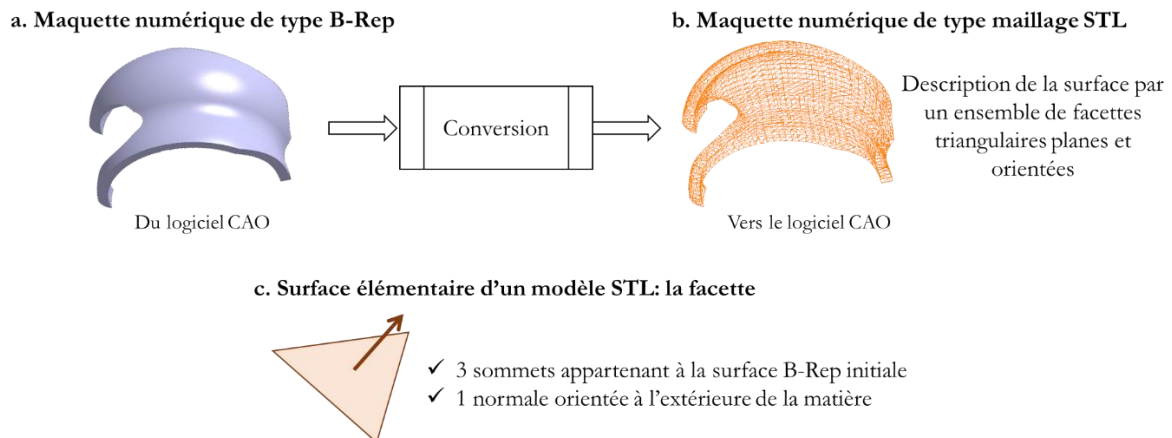


Figure. 49. Conversion d'une maquette CAO en vue de la préparation de la fabrication additive ; a. maquette numérique basée sur un modèle NURBS ; b. maquette numérique basée sur un modèle STL ; c. Surface élémentaire au cœur de la modélisation STL

L'adoption de ce format STL entraîne de facto une conversion du modèle numérique issu de la CAO (Figure. 49.a.) en modèle STL (Figure. 49.b.) en vue de préparer le modèle FAO. Du fait que le modèle STL est basé sur une facette plane triangulaire (Figure. 49.c.), les formes issues du modèle CAO original sont nécessairement approximées. 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 permettent déjà l'exploitation de ces fichiers. Néanmoins, le format STL reste le plus répandu pour préparer le modèle FAO pour fabrication additive.

4.2.3 PREPARATION A LA FABRICATION ADDITIVE

Le logiciel de FAO associé à la machine additive se décompose en 3 modules consécutifs comme illustré Figure. 48. Néanmoins avant de rentrer dans la FAO, il convient de valider la qualité géométrique du maillage importé. Ainsi, plusieurs conditions doivent être respectées pour leurs exploitations FAO.

4.2.3.1 Contrôle et corrections des erreurs du maillage

La qualité du maillage STL repose sur les paramètres associés à un algorithme de facettisation. Le paramètre d (erreur de corde ; Figure. 50.a.) lors de la facettisation a un impact direct sur la qualité de

modélisation de la surface de la pièce. Aussi, la maquette numérique STL doit être connexe, fermée et manifold pour générer la maquette numérique FAO. Pour respecter ces conditions, plusieurs contrôles et le cas échéant correction du maillage sont à effectuer : (1) éliminer l'absence de facette (illustré Figure. 50.b.), (2) assurer la connexité du maillage (cohérence de l'orientation des facettes comme illustré Figure. 50.c.), (3) éliminer les éléments non manifold (Figure. 50.d.). Les éléments manifold imposent donc que deux facettes s'intersectent le long d'une arête unique et une arête est commune à exactement deux facettes.

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.

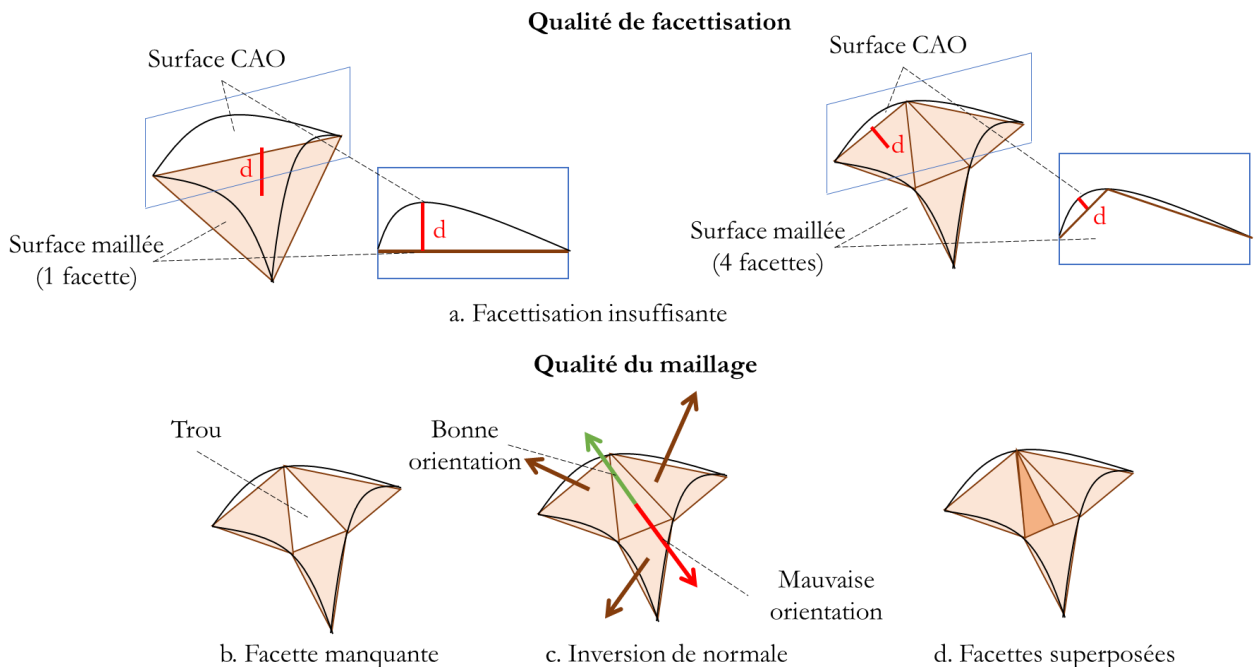


Figure. 50. Illustration des paramètres et conditions à respecter pour assurer un maillage pérenne pour la FAO.

4.2.3.2 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. 51)[88]. 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 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.

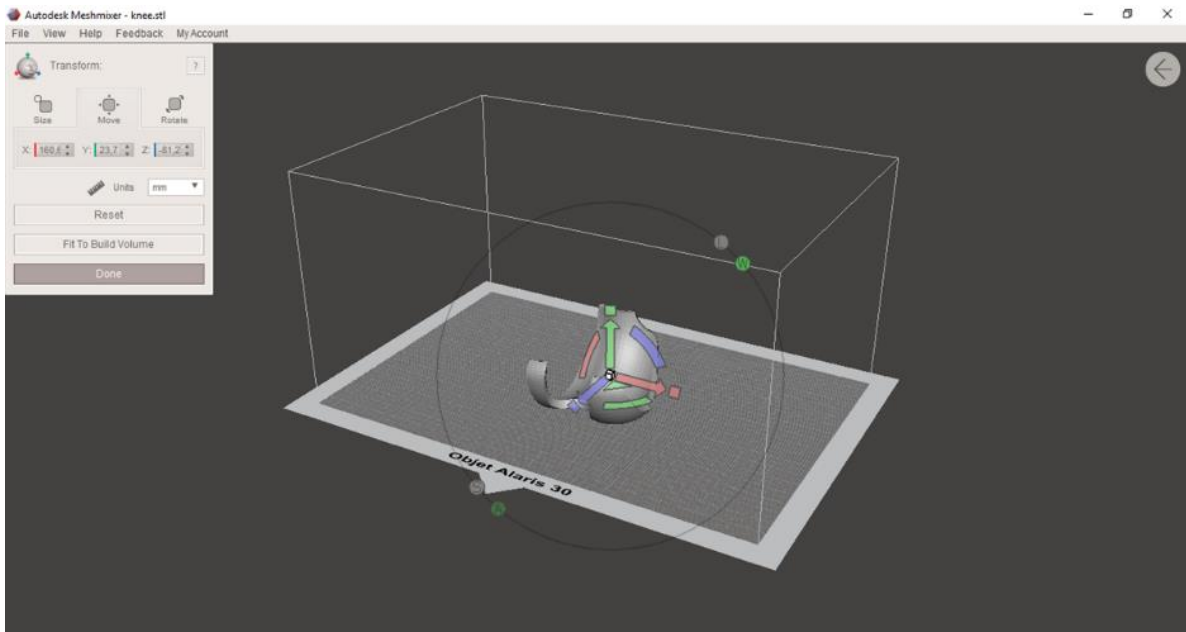


Figure. 51. Positionnement d'une pièce dans l'espace de travail de la machine additive Objet Alaris 30 de Stratasys à l'aide du logiciel Meshmixer Autodesk.

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. 52, 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. 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.

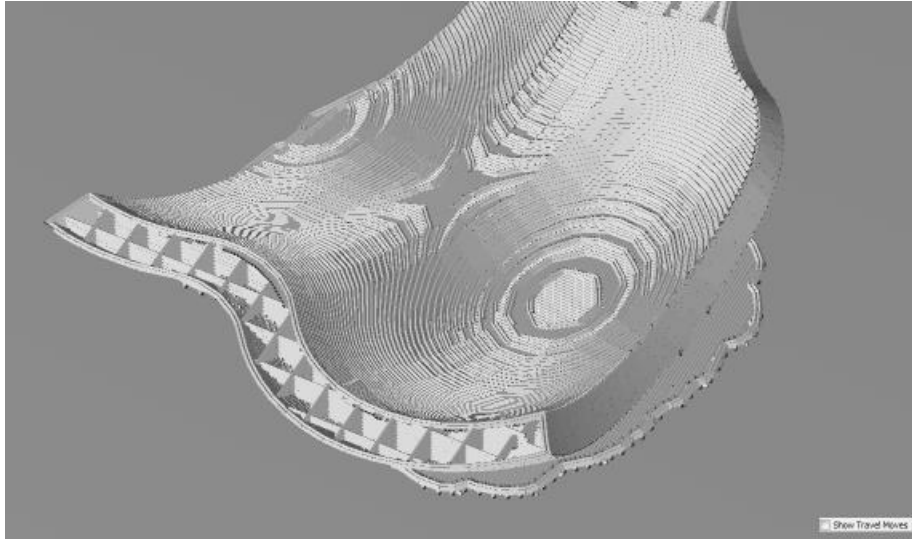
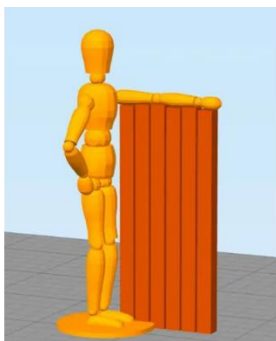
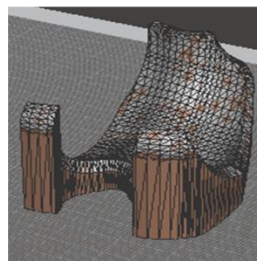


Figure. 52. Illustration d'une stratégie de remplissage associée à la technologie par extrusion de filament.

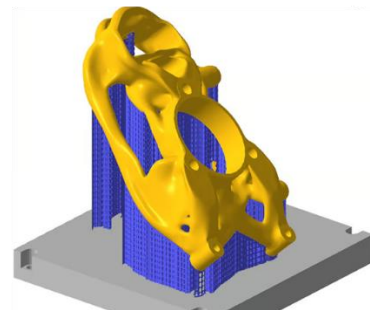
Le logiciel de FAO associé à la machine additive selon la technologie de dépôt mise en œuvre permet d'ajouter de manière semi-automatisée les supports de soutien nécessaire lors de la phase de dépôt couche par couche. L'opérateur peut agir sur un jeu de paramètres qui permettra l'ajout de ces supports. La Figure. 53.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 d'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. 53.b. illustre l'ajout d'un support sous la pièce pour un procédé par jet de matière. La machine disposant de plusieurs têtes d'impression, le support est imprimé avec un matériau différent de la pièce finale. Ce matériau support est 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. 53.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 d'extrusion de filament



b. Supports pour un procédé de jet de matière



c. Supports pour un procédé de Powder Based Fusion

Figure. 53. Illustration de l'ajout de support d'impression selon la technologie additive mise en œuvre

4.2.3.3 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.

4.2.3.3.1 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 d'un modèle CAO B-Rep 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 (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) [97].

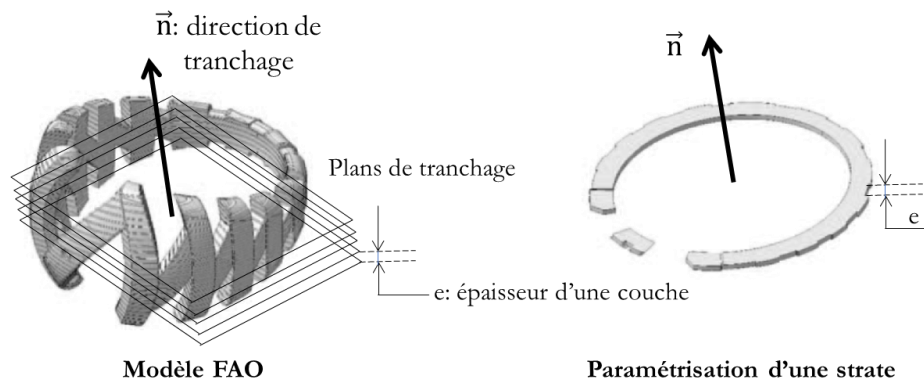


Figure. 54. Paramétrage de l'opération de tranchage.

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 de découpe pouvant générer la perte de détails géométriques. Des algorithmes de découpe adaptatif sont développés afin d'adapter à la géométrie de la pièce l'épaisseur de matériau à déposer au regard du niveau de détail attendu [98]. Un autre paramètre influent dans la méthode de découpe est la circonscription des tranches à l'intérieur de la peau du modèle STL (découpage « interne », Figure. 55) ou la possibilité de découper à l'extérieur de la peau du modèle STL (découpage « externe », Figure. 55). 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 [99].

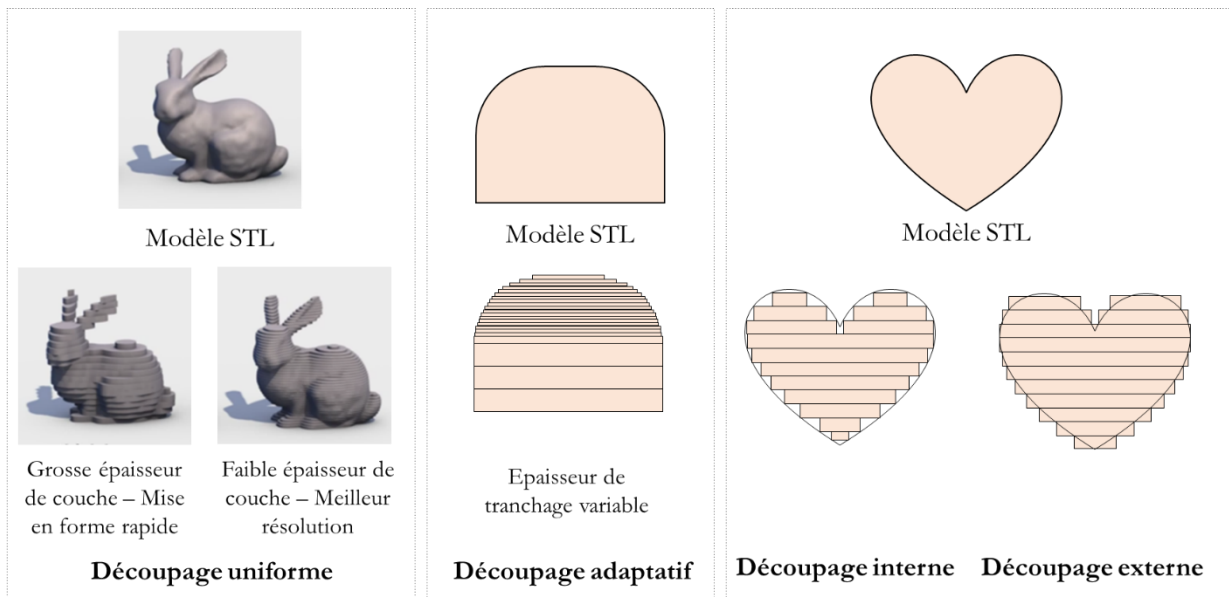


Figure. 55. Opérations de découpe uniformes ou adaptatives et internes ou externes

4.2.3.3.2 Calculs des trajectoires de dépôt/consolidation

Une fois le découpage du modèle STL 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. La Figure. 56 illustre des paramétrages de stratégie de dépôt/consolidation pouvant être suivi par la buse d'impression d'une technologie par extrusion de matière [100].

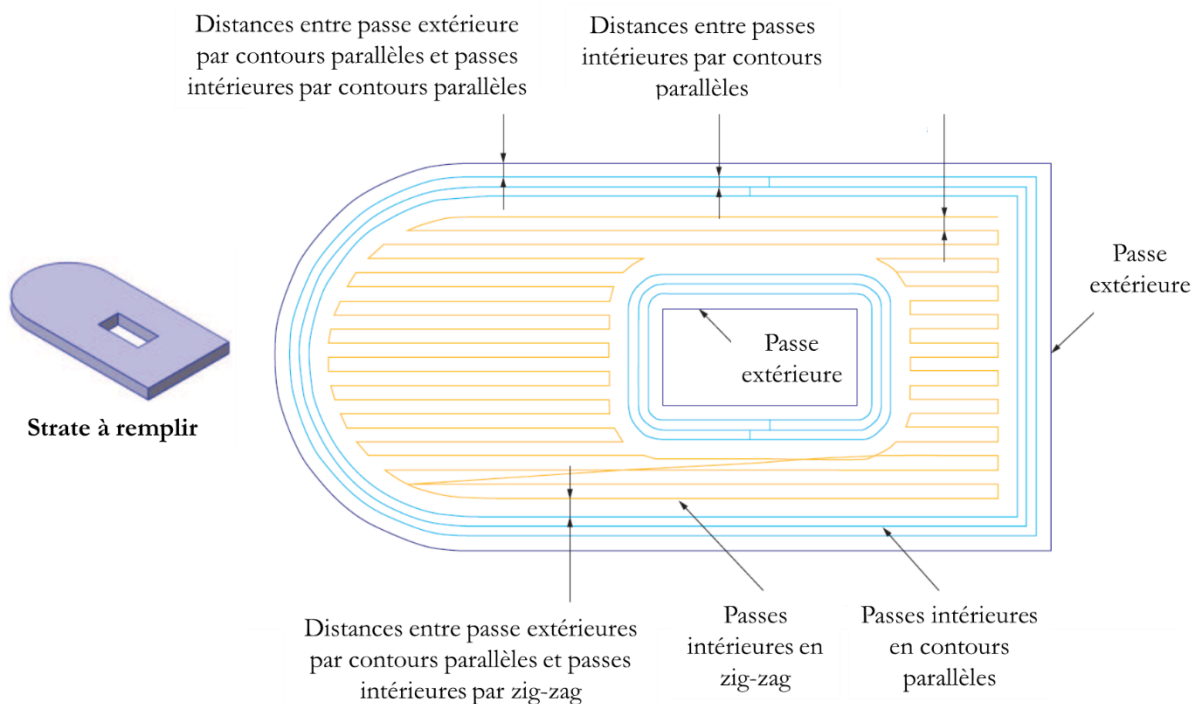


Figure. 56. Exemples de paramétrages de stratégies de dépôts/consolidations de matière.

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

4.2.3.4 Post-processeur géométrique

Une fois les trajectoires de dépôt couche par couche calculée, il est nécessaire de générer un programme commande numérique interprétable par la 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 [22]. La phase de post-processing est aussi totalement automatisée et transparente pour l'utilisateur.

4.2.4 LANCEMENT DE LA FABRICATION

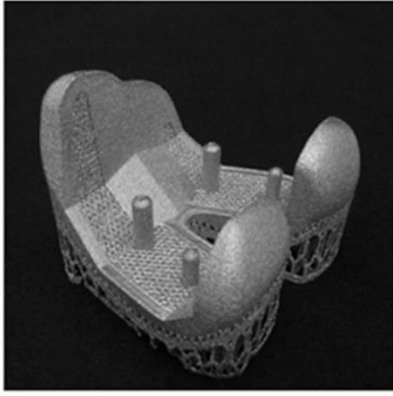
Une fois le programme commande numérique généré, il est transféré à la commande numérique de la machine. Avant de lancer la production de la pièce, la machine additive sera configurée et initialisée selon sa technologie. La production est ensuite lancée et la machine réalise la pièce selon les instructions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

4.2.5 APRES LA FABRICATION

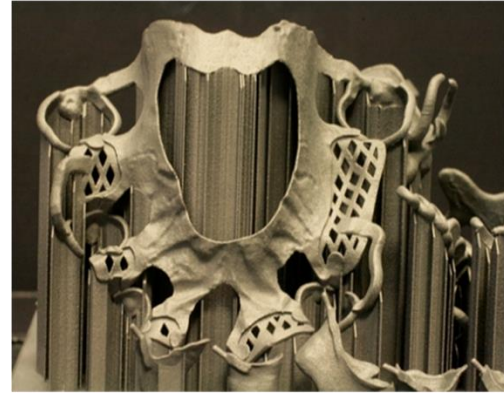
Une fois la pièce produite, elle doit être extraite de l'espace de travail de la machine. Selon le procédé additif mis en œuvre, cette tâche peut être plus ou moins fastidieuse, complexe et dangereuse pour l'opérateur : adhésion de la pièce au support d'impression, température de la pièce, matière restante non exploitée notamment pour les procédés à base de poudre [88].

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, traitements thermiques, etc.

La Figure. 57.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, d'éliminer les porosités résiduelles par traitements thermiques de densification et d'obtenir par usinage et polissage la rugosité nécessaire sur les formes condyliennes. De la même manière la Figure. 57.b. illustre un châssis de prothèse amovible nécessitant une suite de post-traitements pour obtenir la pièce finale.



a. Bouclier fémoral en alliage de Ti



b. Châssis de prothèse dentaire amovible en alliage de Co-Cr (www.beunelaboratoire.fr)

Figure. 57. Exemples de dispositifs médicaux après fabrication par frittage laser sélectif

4.2.6 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. 58). La mise en œuvre d'une chaîne numérique introduit intrinsèquement des approximations liées aux algorithmes informatiques de CFAO mais aussi aux technologies numériques et mécanique retenues pour les équipements. Dans le contexte des procédés 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.

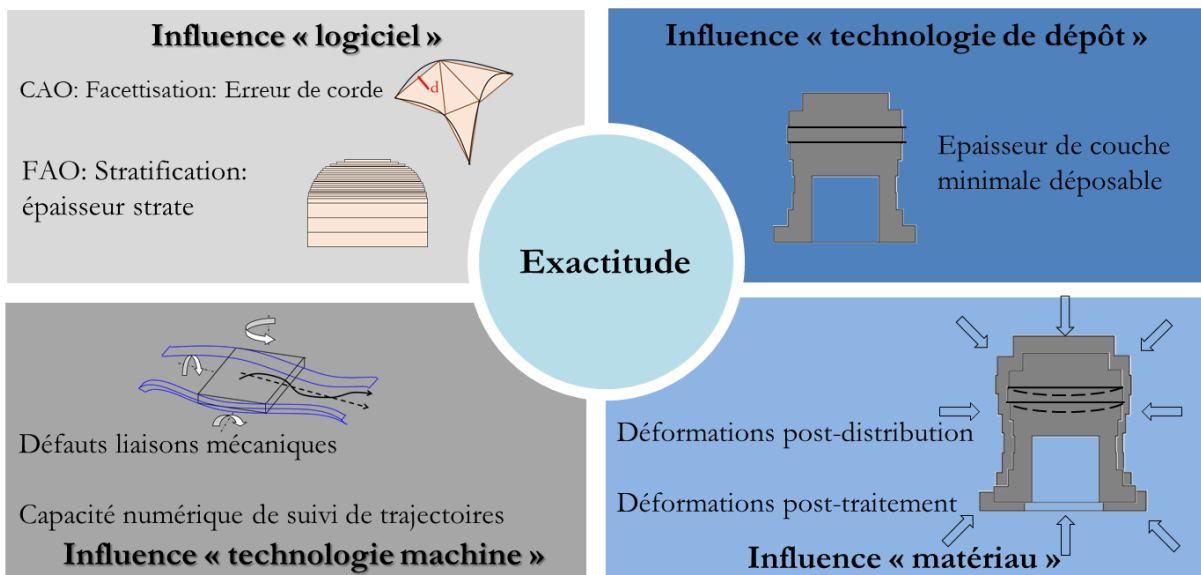


Figure. 58. Sources de dispersions géométriques et dimensionnelles des procédés additifs d'après Chartier et al. [96]

La première problématique de mise en œuvre 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. Comme le montre la Figure. 55, l'épaisseur de couche agit directement sur la résolution géométrique de la pièce à réaliser et l'algorithme de tranchage, en découpe interne, externe ou mixte, engendre des manques ou des surplus de matière par rapport à la géométrie initiale.

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 plus ou moins bien anticipées 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, or les procédés additifs offrent la possibilité de faire varier la composition du matériau lors de la mise en forme. Il est alors nécessaire de développer des modèles CAO V-Rep (Volumic Representation) pour surmonter les limites d'une description B-Rep (Boundary Representation). Seule une modélisation V-Rep 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.

Chapitre 5. TECHNOLOGIES DE FABRICATION ADDITIVE EN CFAO POUR LA SANTE

PRINCIPES TECHNOLOGIQUES, USAGES, POSITIONNEMENT ET ENJEUX SCIENTIFIQUES

Ce chapitre a pour objectifs d'apporter un éclairage sur les évolutions introduites par l'AM dans le processus de réalisation de dispositifs médicaux et d'analyser les technologies actuellement en développement pour les applications médicales.

5.1 INTRODUCTION

Les 7 types de technologies additives sont utilisées dans des applications médicales avec des niveaux de développement plus ou moins avancés. Les enjeux majeurs sont souvent lié aux développements concourants du triptyque dispositif médicale – biomatériau – procédé additif. Le développement de système CFAO basé sur les technologies additives nécessitent un socle de connaissance pluridisciplinaire au carrefour des sciences des matériaux, des sciences mécaniques, des sciences biologiques et de la santé. Dans la suite de ce chapitre chaque famille de procédé additif va être détaillée et des exemples d'applications médicales seront présentées.

5.2 TECHNOLOGIES DE SOLIDIFICATION SELECTIVE D'UNE RESINE OU D'UN MATERIAU FONDU

5.2.1 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 Fused Filament Fabrication (FFF) ou Fused Filament Modeling (FDM), illustrées Figure. 59, sont actuellement les plus déployées parmi la communauté des makers et les bureaux d'études 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 est 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 est nécessaire, via des systèmes adhésifs (colle, laque) ou des feuilles adhésives pour rendre la surface d'accroche rugueuse. Comme illustré Figure. 59, 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 tailles 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, de plus petites buses sont exploitées, entraînant ainsi un temps d'impression plus élevé.

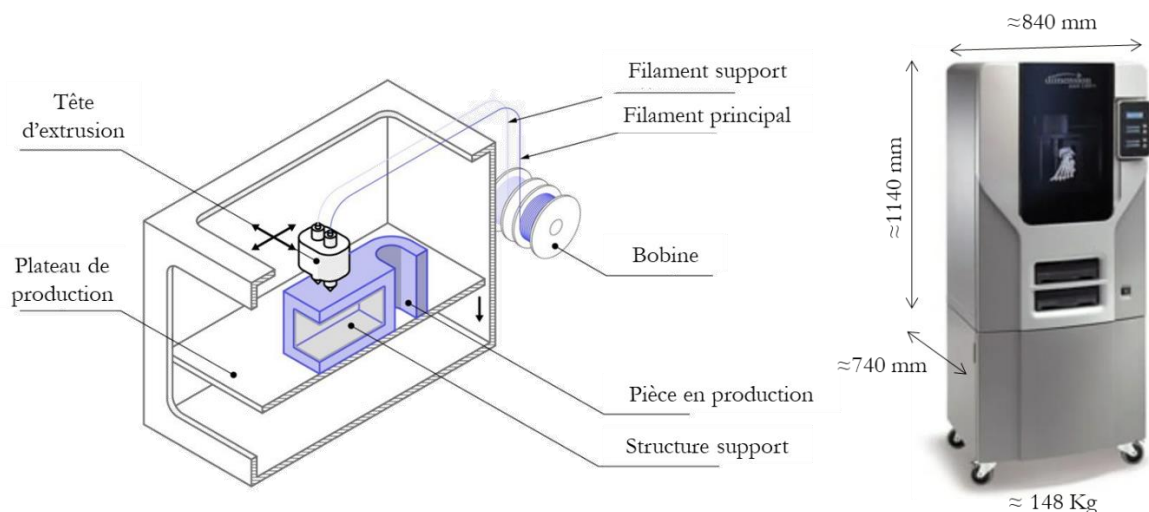


Figure. 59. Principe du Fused Filament Fabrication (FFF) (à gauche) et du Fused Deposition Modeling (FDM^{TM(1)}) (1) : marque déposée par Stratasys ; (à droite) machine additive FDM dimension de chez Stratasys (gamme bureau d'études)

Les technologies de robocasting, illustrées Figure. 60, sont actuellement en développement pour de la fabrication additive directe. Ces technologies sont basées sur le principe de l'extrusion de pâtes céramiques. 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 machines-outils ou les robots.

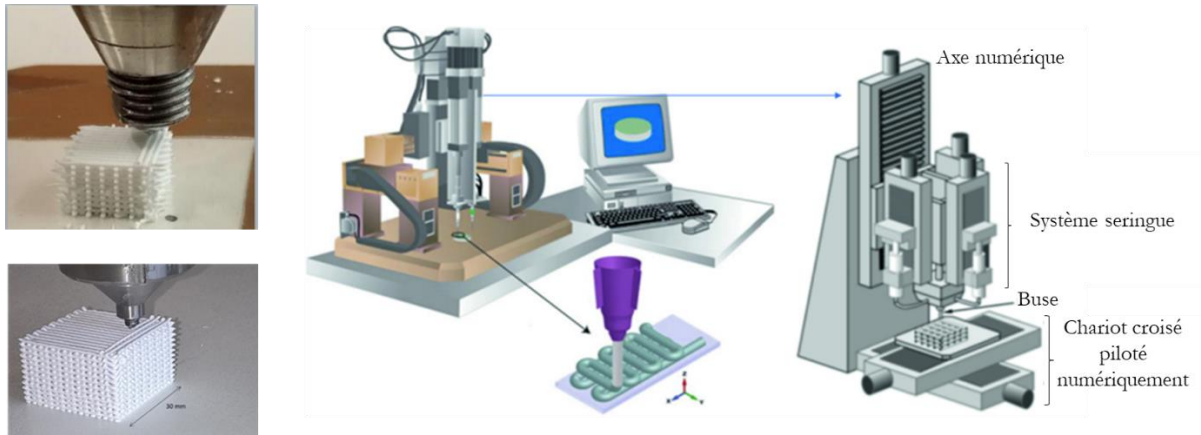


Figure. 60. Exemples d'une technologie de robocasting pour céramiques [101]

5.2.1.1 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 de robocasting sont destinées 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 ont souvent des solutions technologiques adaptées aux besoins de l'utilisateur, contrairement aux technologies FFF et FDM grand public.

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).

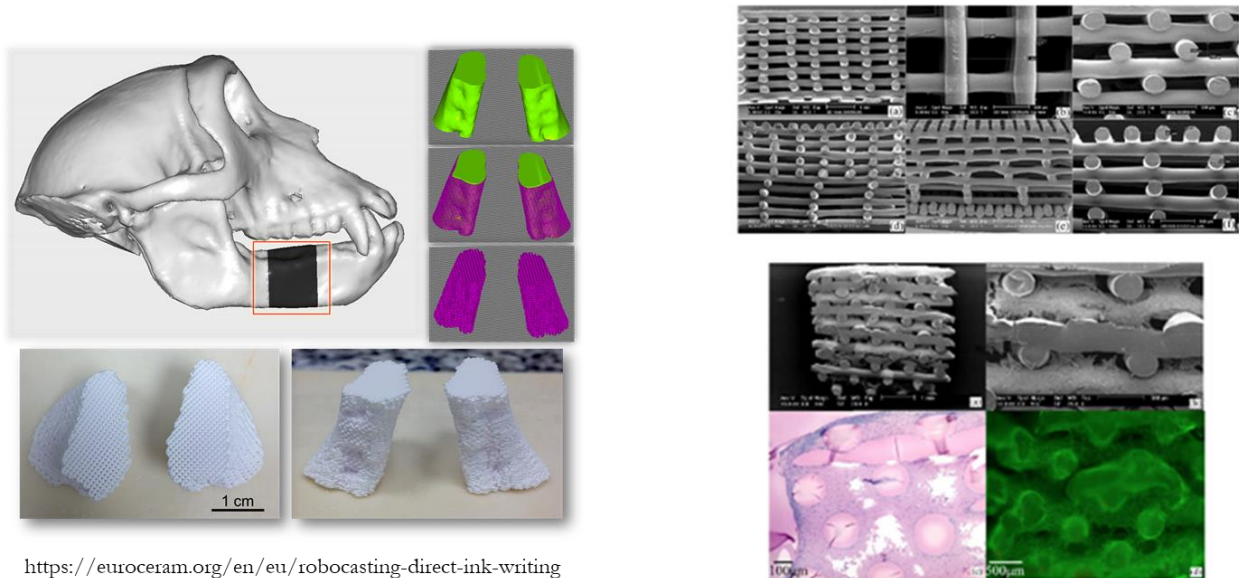
5.2.1.2 Exemples d'applications biomédicales

Les technologies FDM et FFF, de par leur faible résolution et le type de matériau mis en forme sont principalement exploitées dans les phases de développement de concept et de prototypage lors de la conception de dispositifs médicaux (Figure. 61).



Figure. 61. Exemple de prototype de concept d'échafaudage pour la régénération tissulaire osseuse

Les technologies de robocasting de céramique sont actuellement en développement pour la fabrication directe de d'échafaudage d'ingénierie tissulaire (Figure. 62)



<https://euroceram.org/en/eu/robocasting-direct-ink-writing>

Figure. 62. Exemples d'échafaudage d'ingénierie tissulaire réalisé par robocasting [102] [89]

5.2.2 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 **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**, sont actuellement déployées dans les bureaux d'études 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 et 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.

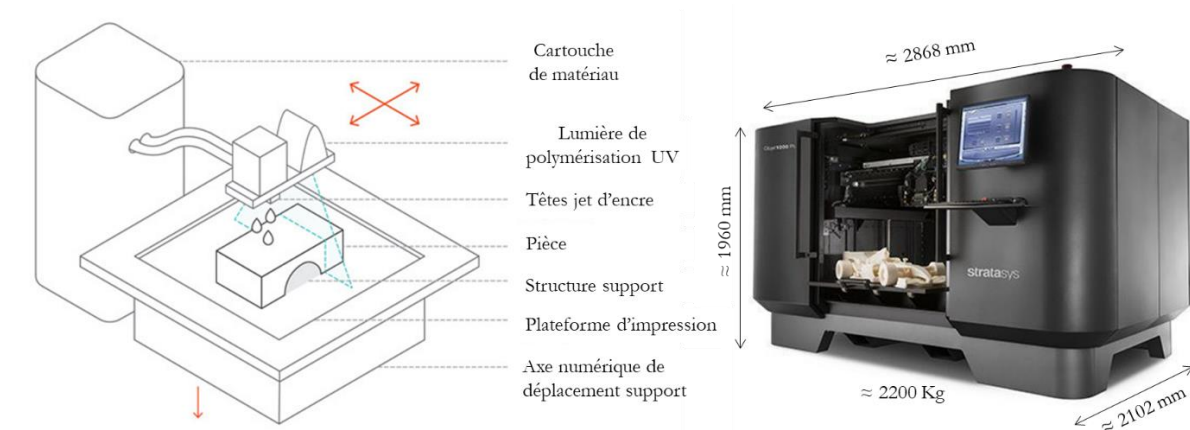


Figure. 63. Principe de la projection de matière (à gauche); (à droite) machine additive de projection de matière Stratasys Objet 1000 (gamme bureau d'études)

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.

5.2.2.1 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. Par contre le coût des cartouches de matériau et de maintenance de ces machines est relativement élevée par rapport aux technologies FDM.

Ce procédé est considéré comme rapide et flexible de par l'exploitation de têtes d'impression multi-buses (100 à 1000), interchangeable 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.

5.2.2.2 Exemples d'applications biomédicales

Les technologies de projection de matière sont principalement exploitées dans les phases de développement de concept et de prototypage lors de la conception de dispositifs médicaux ou dans la

réalisation de dispositifs médicaux sur-mesure à usage unique dans le cadre par exemple de chirurgie. En implantation en service hospitalier, ces technologies permettent la réalisation de maquettes ou de modèles chirurgicaux permettant d'analyser et de planifier une intervention chirurgicale (Figure. 64). Ces maquettes servent notamment de support de discussion au sein de l'équipe médical voir avec le patient comme outil de validation du protocole opératoire. Sur la base de ces maquettes la technologie peut être utilisée pour réaliser des dispositifs médicaux sur-mesure et à usage unique pour l'intervention. Certains dispositifs médicaux sur-mesures comme des orthèses ou des prothèses peuvent être réalisés à l'aide de ces technologies.

En termes 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.



Modèle anatomique pour intervention chirurgicale



Orthèse dentaire



Prothèse amovible dentaire

Figure. 64. Exemples d'applications biomédicales de projection de matière

5.2.3 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

Les technologies de photopolymérisation en cuve sont actuellement déployées dans les bureaux d'études pour le prototypage et du développement de dispositifs médicaux ainsi qu'en tant que technologie de fabrication directe en laboratoire de prothèse voire cabinet de ville ou encore services hospitaliers pour la réalisation de prototypes ou de dispositifs médicaux sur-mesure ou à usage unique. Cette technologie est basée sur le principe du durcissement de photopolymères sous une énergie lumineuse (Figure. 65). 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, cette technique est cœur des technologies de StereoLithography Apparatus (SLA). 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.

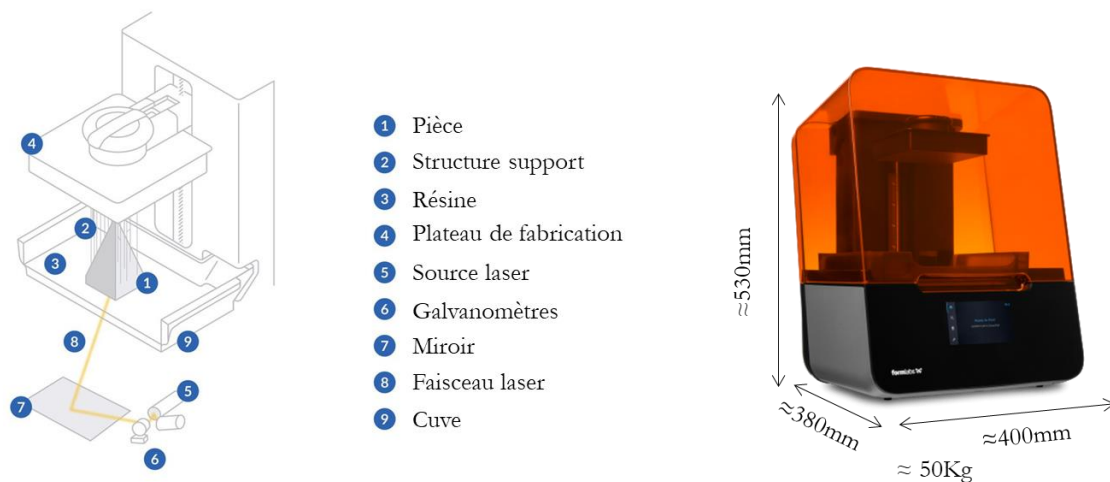


Figure. 65. Principe de la photopolymérisation en cuve avec technologie SLA (à gauche); (à droite) machine additive de photopolymérisation en cuve FormLabs 3

5.2.3.1 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 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.

5.2.3.2 Exemples d'applications biomédicales

La Figure. 66 illustre quelques applications de dispositifs médicaux réalisés par photopolymérisation en cuve : épithèse, prothèses dentaires et oculaires ou encore des modèles pour prothèses ostéo-articulaires.

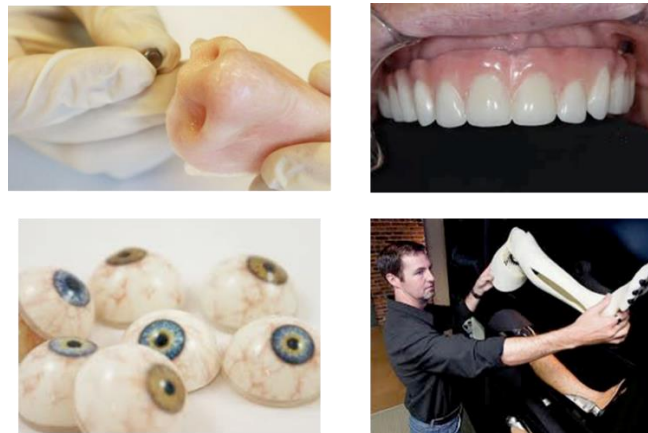


Figure. 66. Exemples de dispositifs médicaux réalisés par photopolymérisation en cuve [103]

La Figure. 67 illustre des dispositifs médicaux réalisés en environnement clinique 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. 67. Exemples de dispositifs médicaux sur-mesure réalisés en SLA en contexte clinique et hospitalier

5.3 TECHNOLOGIES ADDITIVES DE CONGLOMERATION OU FUSION DE POUDRE

5.3.1 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 sont actuellement déployées dans les bureaux d'études pour le prototypage et du développement de dispositifs médicaux, dans les laboratoires académiques et hospitalier pour la réalisation de prototypes et modèles anatomiques et parfois pour la production unitaire de dispositifs médicaux sur-mesure ou la production de petites séries de dispositifs médicaux. 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 (Figure. 68). 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 d'un lit de poudre. Une fois la couche réalisée, la cuve de production contenant la pièce en cours de réalisation est descendue puis, elle est rechargée à l'aide d'un système de réapprovisionnement 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, le surplus de poudre étant envoyé dans la cuve de récupération. Les nouvelles couches sont alors réalisées de manière itérative selon le même cycle.

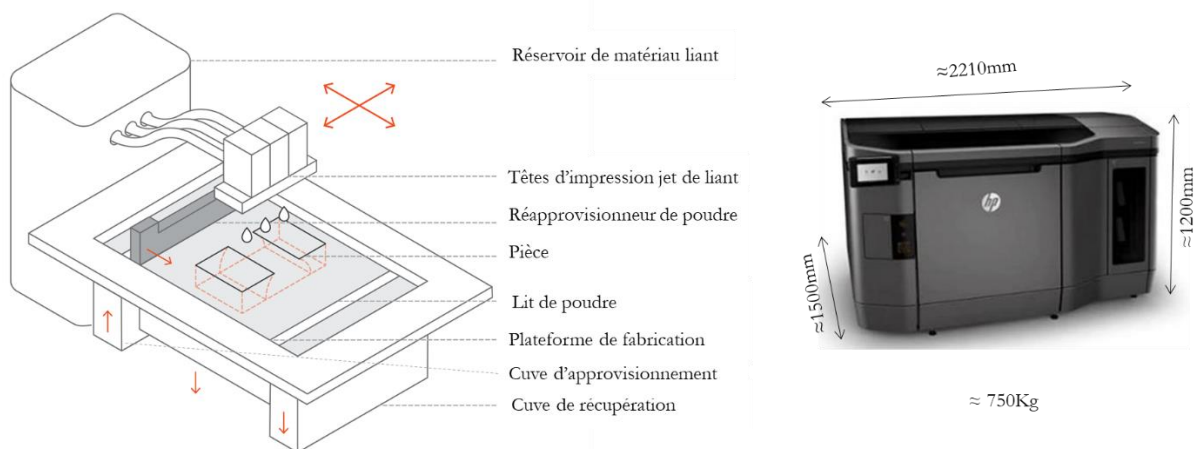


Figure. 68. Principe technologique de la projection de liant (à gauche); (à droite) machine additive de projection de liant HP Jet Fusion 4200

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.

5.3.1.1 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. 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. Néanmoins les coûts matériau et de maintenance sont importants. La productivité du binder jetting est moindre que celle du material jetting, notamment le temps de post-traitement de la pièce produite est plus important. 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.

5.3.1.2 Exemples d'applications biomédicales

Les technologies additive de projection de liant peuvent être déployées pour la production de petite série de dispositifs médicaux ou de production unitaire de dispositifs médicaux unitaires métalliques (Figure. 69).



Instruments chirurgicaux



Dispositifs dentaires sur-mesure

Figure. 69. Exemples de dispositifs médicaux réalisés par jet de liant

Des poudres polymères peuvent être mises en forme par jet de liant pour la réalisation de modèle anatomique, par exemple la Figure. 70 de gauche illustre un modèle de rachis permettant 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.

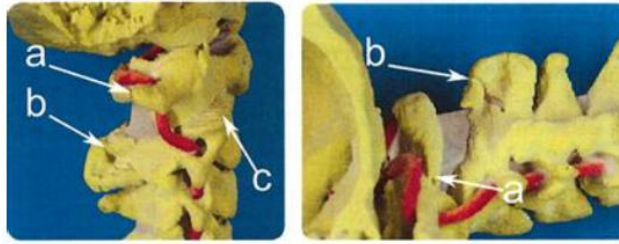


Figure. 70. Exemples de modèles chirurgicaux [88]

5.3.2 FUSION SUR LIT DE POUDRE

DEFINITION ISSUE DE LA NORME NF-E 67-001

FUSION DANS UN LIT DE POUDRE (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)

Les technologies de fusion dans un lit de poudre sont actuellement déployées en production de dispositifs médicaux sur-mesure ou non. Ces technologies sont basées sur le principe de focaliser une source d'énergie thermique dans un lit de poudre polymère ou métallique pour initier la cohésion des grains par frittage (à l'état solide) ou par fusion (passage par un état liquide puis retour à l'état solide). Le point de focalisation de la source d'énergie est déplacée à la surface du lit poudre pour assurer localement la cohésion des grains (Figure. 71). Une fois la couche réalisée, la cuve de production contenant la pièce en cours de réalisation est descendue. La cuve de production est rechargée à l'aide d'un système de réapprovisionnement 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 l'alimentation en poudre, l'excédent étant envoyé dans la cuve de récupération. Les nouvelles couches sont alors réalisées de manière itérative selon le même cycle.

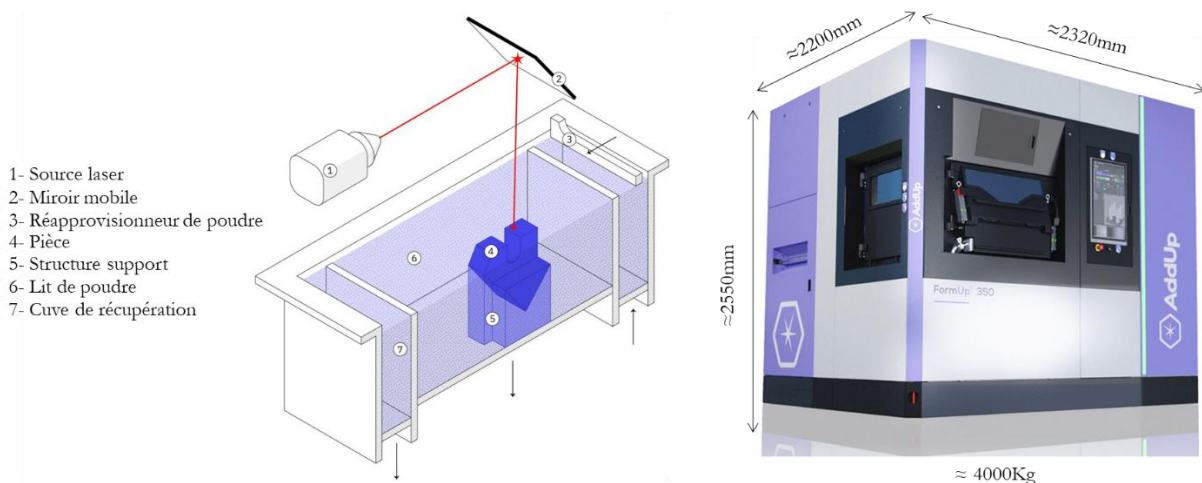


Figure. 71. Principe technologique de fusion dans un lit de poudre (à gauche); (à droite) machine additive Selective Laser Sintering AddUp FormUp 350

5.3.2.1 Quelques données sur les technologies commercialisées

Les procédés PBF donnent accès à une grande variété de matériaux métalliques ou polymères voire des céramiques. 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 complexe. 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.

5.3.2.2 Exemples d'applications biomédicales

La Figure. 72 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.



Figure. 72. Exemples de dispositifs médicaux métalliques réalisés par PBF [89], [93]

La Figure. 73 illustrent des orthèses et une attèle de réduction de fracture réalisées en polyamide. Le procédé PBF offre la possibilité de mettre en forme des structures allégées.



Figure. 73. Exemples de dispositifs médicaux polymères réalisés par PBF

5.3.3 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)

Les technologies de fusion de dépôt de matière sous flux d'énergie sont encore peu déployées dans les applications médicales. Leurs utilisations la plus pertinentes seraient dans des phases de production pour

la fonctionnalisation de surface de dispositifs médicaux. Ces technologies sont basées sur le principe d'un apport de matière dont la cohésion sera assurée par frittage ou par refroidissement après un passage à l'état liquide dans une région cible d'un substrat ou des couches précédemment déposées (Figure. 74). La source d'énergie et la buse d'apport de matériau sont déplacées simultanément pour réaliser une couche de matière.

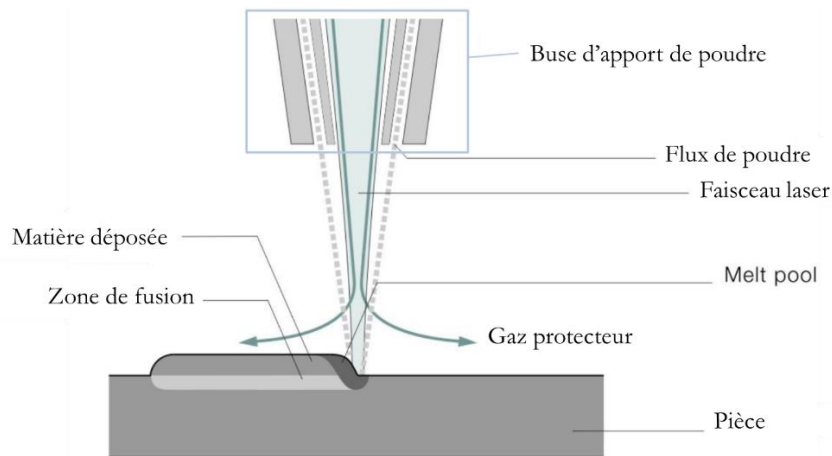


Figure. 74. Principe technologique de dépôt de matières sous flux d'énergie dirigé à base de matériau pulvérulent fondu d'après Trumpf (www.trumpf.com)

5.3.3.1 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. Elles sont aussi utilisées dans le dépôt de revêtement ou le rechargement de pièce pour réparation. 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 $> 25\ \mu\text{m}$). 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 ou de frittage 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.

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.

5.3.3.2 Exemple d'applications biomédicales

La Figure. 75 illustre un implant dentaire et un implant crânien dont les surfaces ont été fonctionnalisées afin de permettre une meilleur ostéo-intégration.



Figure. 75. Exemples de fonctionnalisation de surface d'implant par procédé DED

5.4 TECHNOLOGIES DE 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 prédécoupées : principe de la « stratoconception ».

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

Les technologies de stratification de couches sont principalement utilisées en prototypage et en maquettage dans le secteur médical. Ces technologies reposent sur une de découpe et une phase d'assemblage (Figure. 76). 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).

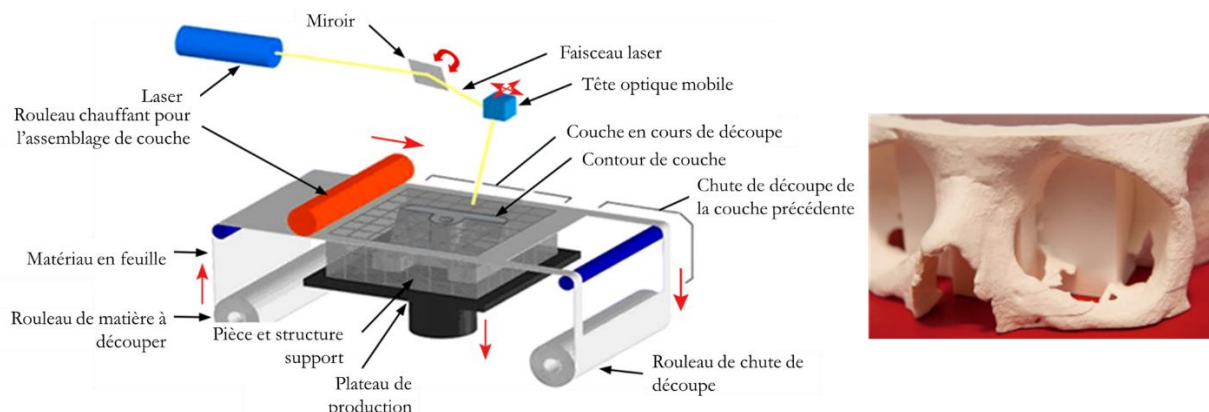


Figure. 76. Principe des technologies de stratification de couche (à gauche) [103] ; maquette anatomique obtenue par collage de feuilles de papier.

5.5 APPLICATIONS ET ENJEUX POUR LES DOMAINES BIOMEDICAUX

Les procédés additifs constituent le dernier maillon de systèmes de CFAO pour la santé (Figure. 77).

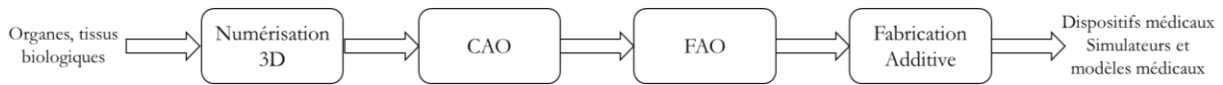


Figure. 77. Représentation générique d'un système CFAO pour la santé avec procédé additif

Les technologies FA semblent les mieux adaptées pour reproduire des modèles physiques de formes complexes anatomiques, uniques et propres à chaque patient. Ces modèles sont 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 sur-mesure.

5.5.1 DU MODELE ANATOMIQUE AU SIMULATEUR HAPTIQUE HAUTE-FIDELITE

Le développement de modèle anatomique à destination des soignants et des équipes médicales est en plein essor. Ces modèles anatomiques offrent un rendu physique et haptique (sensation du touché) complémentaire au modèle virtuel 3D issu de l'imagerie médicale. Les modèles issus de la FA sont exploités en protocole préopératoire par l'équipe médicale au complet (médecins, infirmiers, techniciens médicaux) lors de la planification de chirurgie complexe, allant jusqu'à une exploitation en tant que simulateur d'entraînement chirurgical avant intervention sur le patient. Ainsi, le temps opératoire est réduit par une meilleure compréhension et connaissance de la situation clinique. 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. La visualisation de 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) constitue une véritable avancée dans le dialogue entre le soignant et le soigné (Figure. 78.). Ainsi les technologies, d'extrusion de matière, de photopolymérisation en cuve, de jet de matière ou de liant sont particulièrement exploitées dans ce type de modèle. La possibilité offerte par les technologies de jet de matière d'observer des zones d'intérêts par transparence à travers la représentation d'autres tissus est aussi fortement appréciée par les équipes médicales.

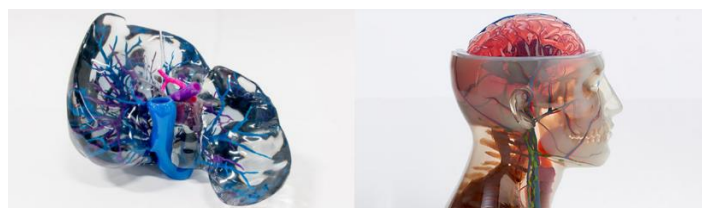


Figure. 78. Exemples de modèles anatomiques réalisés par fabrication additive

Les enjeux actuels consistent à exploiter les procédés additifs pour réaliser des modèles multimatériaux afin de simuler de manière de plus en plus fidèle le comportement des tissus naturels. La Figure. 79 représente en rouge un rein réalisé en thermoplastique PLA (Acide Polylactique) et en blanc un uretère pathologique réalisé en élastomère. Les deux matériaux ont été mis en forme par extrusion de matière. Le modèle de rein sert de fantôme pendant la simulation sur laparo-trainer de l'incision et la suture d'un gonflement pathologique de l'uretère alors que le modèle d'uretère permet de restituer les sensations haptiques des tissus mous de l'uretère.



Figure. 79. 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)

5.5.2 DU DISPOSITIF MEDICAL STANDARDISE AU DISPOSITIF SUR MESURE

5.5.2.1 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. La Figure. 80 illustre l'exploitation d'un gabarit anatomique cranio-facial réalisé par extrusion de matière afin d'ajuster une prothèse avant intervention chirurgicale.



Figure. 80. Gabarit d'ajustage individualisé d'un implant maxillo-facial

5.5.2.2 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 assimilable à du 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 cycle de réalisation des DM va s'opérer avec l'intégration 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 (Figure. 81). De nombreuses start-up collaborant directement avec les services hospitaliers émergent dans ce contexte.

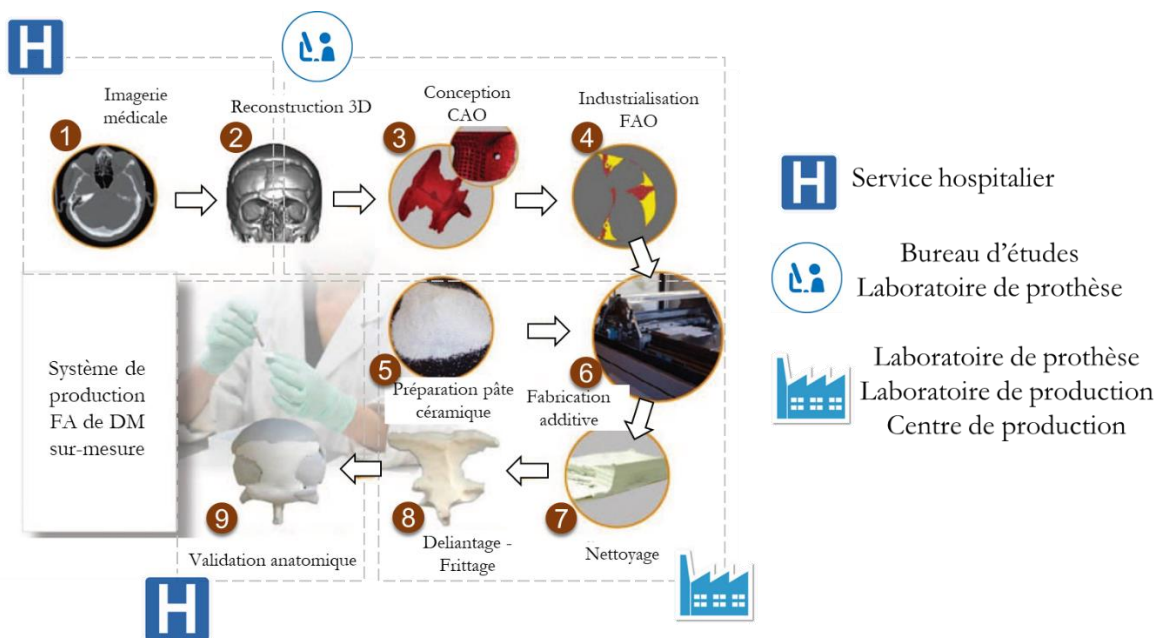


Figure. 81. Exemples d'un système de production d'implant crânien sur mesure

En outre, les possibilités de la FA de mettre en forme des pièces de complexité hiérarchique élevée et multi-matériaux vont permettre 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).

5.5.3 EMERGENCE DE LA BIO IMPRESSION

Le développement des technologies additive s'accompagne du développement de la bio-impression qui a pour objectif la fabrication de tissus et d'organes vivants. Les trois problématiques de recherche et développement de la bio-impression sont : 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 [104]. La maturité des technologies les plus avancées se situe actuellement dans la phase de développement de prototypes de systèmes de production de tissus et d'organes vivant.

Ces systèmes de production basé sur les technologies additives se basent sur des principes communs issus de la biologie cellulaire, de l'ingénierie tissulaire et de la CFAO (Figure. 82).

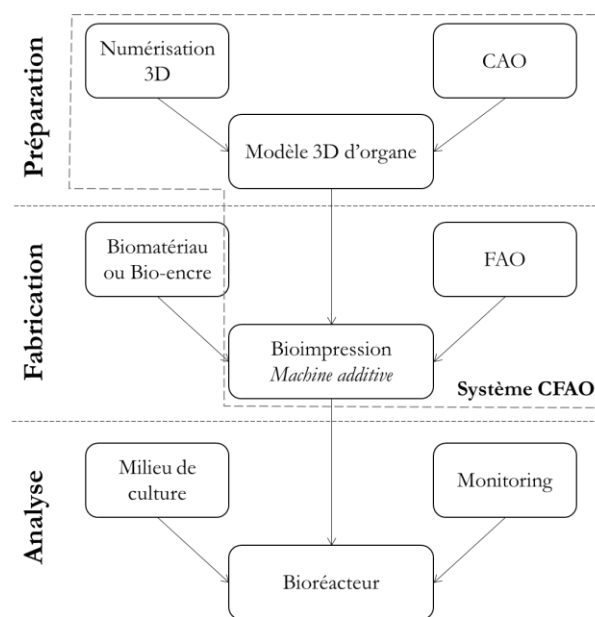


Figure. 82. Schéma générique de la bio-impression

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 cellulaires 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 et/ou 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 types de fabrication sont exploitées en bio-impression. La première est basée sur la fabrication de structure 3D support à la croissance sur laquelle les cellules seront ensuiteensemencées. La seconde consiste à encapsuler des cellules dans des bio-encres afin de disposer les cellules en 3D lors de leur dépôt. 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.

Les technologies additives principalement exploitées en bio-impression sont basées sur la solidification sélective d'une résine ou d'un matériau fondu. La technologie par extrusion de matière est particulièrement exploitée pour mettre en forme des structures supports (échafaudage) 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 support est alors mise en forme avant de passer par un traitement thermique 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.

Concernant la stratégie de bio-impression par encapsulation cellulaire dans une bio-encre la projection de matière est majoritairement exploitées. 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. 83.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. 83.c.) constitue aussi une 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 ensemençé et décrocher une goutte élémentaire de ce support. La micro extrusion d'hydrogel encapsulant des cellules est aussi développés dans certaines applications (Figure. 83.b.). L'hydrogel ensemençé de cellule est alors extrudé par le passage dans une aiguille. L'effort d'extrusion est réalisé mécaniquement 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.

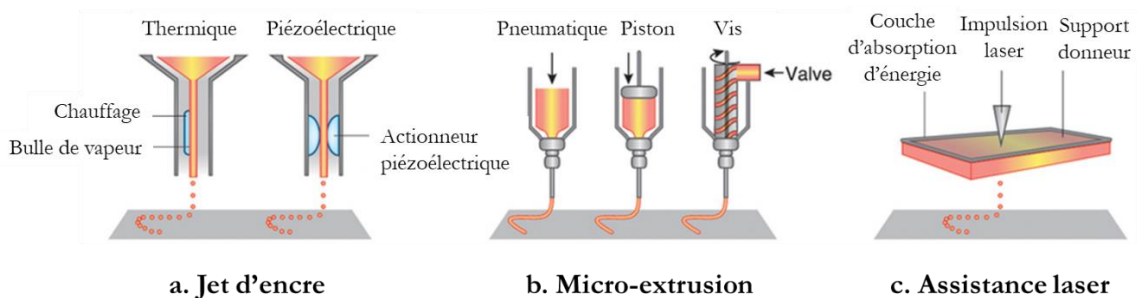


Figure. 83. Solutions technologiques de bio-impression par stratégie d'encapsulation d'après [104]/ Katie Vicari, Nature publishing group

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 $> 20\mu\text{m}$). 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 buse d'extrusion dont les bio-encres peuvent être différentes. La rhéologie nécessaire à l'extrusion permet d'atteindre de meilleures 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.

5.6 CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

A l'origine, la R&D des procédés FA n'était pas spécifiquement orientée pour une mise en œuvre par des praticiens ou des 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 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 est en cours. Lors de la crise Covid-19, l'agilité des technologies CFAO pour produire certains équipements de protection individuel voire certains DM 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 série 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.

La fabrication additive est en pleine expansion et va nécessairement changer les approches actuelles en ingénierie biomédicale. 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.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Z. O. Abu-Faraj, « Bioengineering/biomedical engineering education », in *Handbook of Research on Biomedical Engineering Education and Advanced Bioengineering Learning: Interdisciplinary Concepts*, IGI Global, 2012, p. 1-59.
- [2] J. Bronzino, « Biomedical engineering: a historical perspective », in *Introduction to Biomedical Engineering*, Elsevier, 2005, p. 1-29.
- [3] D. R. Peterson et J. D. Bronzino, *The biomedical engineering handbook*. Crc Press, 2015.
- [4] 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, 1 avril 2019.
- [5] L. Laperrière et G. Reinhart, *CIRP encyclopedia of production engineering*. Springer Berlin, 2014.
- [6] G. Chrystolouris, *Manufacturing systems: theory and practice*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [7] O. Gibaru, « Courbes et surfaces en géométrie de la CAO », in *Les Techniques de l'Ingénieur*, TI Editions., 2015.
- [8] G. Prod'homme, « Commande numérique des machines-outils », *Les techniques de l'ingénieur*. 1996.
- [9] 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.
- [10] R. Moonzur, « L'OREAL CHOISIT D'UTILISER DE LA PEAU HUMAINE IMPRIMÉE EN 3D », in *Les nouveaux matériaux de l'impression 3D*, TI Editions., in Livre blanc. , 2016.
- [11] N. Audfray, C. Medhi-Souzani, et C. Lartigue, « Qualification et Performances des Systèmes de mesure Optiques "QualiPSO" », LURPA, ENS Cachan, 2012.
- [12] P. Radhakrishnan, S. Subramanyan, et V. Raju, *Cad/Cam/Cim*. New Age International, 2008.
- [13] I. Stroud et P. Xirouchakis, « STL and extensions », *Advances in Engineering Software*, vol. 31, n° 2, p. 83-95, 2000.
- [14] L. Piegl et W. Tiller, *The NURBS book*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] LE Roscoe, « Stereolithography interface specification. », America-3D Systems Inc, 1988.
- [18] 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.
- [19] C. Danjou, J. Le Duigou, et B. Eynard, « Interopérabilité des systèmes PLM: un état de l'art sur la chaîne numérique conception/industrialisation », 2013.
- [20] I. H. Kral, *Numerical control programming in APT*. Prentice-Hall Englewood Cliffs, NJ, 1986.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] 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*, Knowledge E, 2017, p. 37-43.
- [24] L. Tapie, N. Lebon, et K. Shindo, « CFAO en ingénierie biomédicale Dentisterie prothétique numérique », *Les technisques de l'ingénieur*. in Ressources documentaires Techniques de l'Ingénieur, no. MED7310. 2019. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharma-th15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>

- [25] F. Duret, « Empreinte optique. », Thèse de diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire., Université Claude Bernard-Lyon, 1973.
- [26] 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.
- [27] 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.
- [28] 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.
- [29] R. Van Noort, « The future of dental devices is digital », *Dental materials*, vol. 28, n° 1, p. 3-12, 2012.
- [30] 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.
- [31] D. J. Fasbinder, « Computerized technology for restorative dentistry », *Am J Dent*, vol. 26, n° 3, p. 115-20, 2013.
- [32] X. Xu, *Integrating advanced computer-aided design, manufacturing, and numerical control: principles and implementations*. Information Science Reference New York, 2009.
- [33] H. Henderson, *Encyclopedia of computer science and technology*. Infobase Publishing, 2009.
- [34] 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.
- [35] T. K. Schleyer, « Why integration is key for dental office technology », *The Journal of the American Dental Association*, vol. 135, p. 4S-9S, 2004.
- [36] 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.
- [37] 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.
- [38] 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.
- [39] 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.
- [40] V. Raja et K. J. Fernandes, *Reverse engineering: an industrial perspective*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [41] 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.
- [42] 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.
- [43] 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.
- [44] U. Orth et V. Wedler, *Dental CAD/CAM system for obtaining a position match of 3D data sets*. Google Patents, 2012.
- [45] L. Roscoe et others, « Stereolithography interface specification », *America-3D Systems Inc*, vol. 27, 1988.
- [46] 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)*, IEEE, 2010, p. 1-5.
- [47] 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.

- [48] T. Steinbrecher et M. Gerth, « Dental inlay and onlay construction by iterative laplacian surface editing », in *Computer Graphics Forum*, Wiley Online Library, 2008, p. 1441-1447.
- [49] E. Solaberrieta *et al.*, « Collision Free Design of Dental Prosthesis », in *New Advances in Mechanisms, Transmissions and Applications*, Springer, 2014, p. 131-138.
- [50] 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.
- [51] 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.
- [52] 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.
- [53] 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.
- [54] 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*, IEEE, 2006, p. 654-657.
- [55] 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.
- [56] F.-E. Wolter, M. Reuter, et N. Peinecke, « Geometric modeling for engineering applications », *Encyclopedia of Computational Mechanics*, 2004.
- [57] 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.
- [58] 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.
- [59] D. T. Ross, « Origins of the APT language for automatically programmed tools », in *History of Programming Languages*, 1978, p. 279-338.
- [60] P. De Bièvre, « The 2012 International Vocabulary of Metrology: "VIM" », *Accreditation and Quality Assurance*, vol. 17, n° 2, p. 231-232, 2012.
- [61] ISO12836, « ISO 12836: 2012, Dentistry — Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations — Test methods for assessing accuracy. » 2012.
- [62] 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.
- [63] 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.
- [64] 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*, IEEE, 2009, p. 1-8.
- [65] 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.
- [66] 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.
- [67] 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.
- [68] S. Adolph et S. Gürke, « Modeling of a Fitting Inlay from Various Informations. », in *VMV*, Citeseer, 2001, p. 309-316.
- [69] 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.
- [70] 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.

- [71] 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.
- [72] 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.
- [73] ISO2806, « International Organization for Standardization. ISO 2806: 1994, Industrial automation systems-Numerical control of machines-Vocabulary. » 1994.
- [74] 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.
- [75] ISO841, « International Organization for Standardization. ISO 841-1: 2001, Industrial automation systems and integration - Numerical control of machines - Coordinate system and motion nomenclature. » 2001.
- [76] 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.
- [77] 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.
- [78] 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.
- [79] 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.
- [80] 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.
- [81] 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.
- [82] 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.
- [83] 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.
- [84] 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.
- [85] 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.
- [86] 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.
- [87] 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.
- [88] I. Gibson, D. W. Rosen, B. Stucker, et others, *Additive manufacturing technologies*, vol. 17. Springer, 2014.
- [89] 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.
- [90] M. Niinomi, T. Narushima, et M. Nakai, « Advances in metallic biomaterials », *Heidelberg, DE: Springer*, 2015.

- [91] ISO17296, « ISO 17296-2:2015 Additive manufacturing -- General principles -- Part 2: Overview of process categories and feedstock ». 2015.
- [92] E. Sachs, M. Cima, P. Williams, D. Brancazio, et J. Cornie, « Three dimensional printing: rapid tooling and prototypes directly from a CAD model », 1992.
- [93] M. K. Thompson *et al.*, « Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints », *CIRP annals*, vol. 65, n° 2, p. 737-760, 2016.
- [94] F. Laverne, F. Segonds, et P. Dubois, « Fabrication additive – Principes Généraux. », *Les technique de l'ingénieur*. in Ressources documentaires Techniques de l'Ingénieur, no. BM7017. 2016. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharma-th15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>
- [95] 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.
- [96] T. Chartier, V. Pateloup, et C. Chaput, « Élaboration de pièces céramiques par fabrication additive », *Les technisue de l'ingénieur*. in Ressources documentaires Techniques de l'Ingénieur, no. N4807. 2018. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharma-th15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>
- [97] W. Oropallo et L. A. Piegl, « Ten challenges in 3D printing », *Engineering with Computers*, vol. 32, n° 1, p. 135-148, 2016.
- [98] 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.
- [99] 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.
- [100] S. Yu, « Slicing Algorithm of VRML Model in Rapid Prototyping », *Journal of Modeling and Optimization*, vol. 7, n° 1, p. 45-49, 2015.
- [101] U. Malik, P. Selvakannan, M. Mazur, Y. Li, et S. K. Bhargava, « Robocasting—Printing Ceramics into Functional Materials », in *Additive Manufacturing for Chemical Sciences and Engineering*, Springer, 2022, p. 109-136.
- [102] 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.
- [103] A. Hehr et M. J. Dapino, « Interfacial shear strength estimates of NiTi–Al matrix composites fabricated via ultrasonic additive manufacturing », *Composites Part B: Engineering*, vol. 77, p. 199-208, août 2015, doi: 10.1016/j.compositesb.2015.03.005.
- [104] E. Guédon, L. Malaquin, et J.-C. André, « Bio-printing - État des lieux et perspectives », *Les technisue de l'ingénieur*. in Ressources documentaires Techniques de l'Ingénieur, no. RE268. 2017. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharma-th15/biomateriaux-42606210/cfao-en-ingenierie-biomedicale-med7310/>
- [105] W. Gao *et al.*, « The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering », *Computer-Aided Design*, vol. 69, p. 65-89, 2015.

