

Analyse de l'implémentation d'un service d'impression 3D médicale
Projet dirigé

Présenté à
M. Alain Vinet

Présenté par
Anikke Rioux
20065961

28 juin 2018
Institut de génie biomédical
Faculté de Médecine
Université de Montréal

Résumé

Le génie biomédical du CHU Ste-Justine utilise l'impression 3D pour économiser pour des composants simples d'appareils biomédicaux. En 2017, un stage avait pour but d'explorer les applications cliniques. L'utilisation d'intérêt ciblée est la planification chirurgicale. Ce rapport présente un aperçu des technologies d'impression 3D, un aperçu des implications de ces technologies, une revue de littérature et un portrait de l'impression 3D médicale dans quelques centres hospitaliers par un balisage. Le déploiement d'un service d'impression 3D soulève plusieurs enjeux légaux, réglementaires et organisationnels. Ceux-ci ont été identifiés et analysés. De plus, ce rapport présente un plan d'affaires préliminaire avec des recommandations pour la mise en place d'un service au court-, moyen- et long-terme.

Mots clés: Impression 3D, planification chirurgicale, implémentation, hôpital

Abstract

The biomedical engineering department at the CHU Sainte-Justine currently uses 3D printing in order to save on simple parts for biomedical devices by creating in-house alternatives. During the summer of 2017, an intern had the mandate to explore the potential clinical applications of 3D printing at CHU Sainte-Justine. The primary use targeted was surgical planning. This report presents an overview of existing 3D printing technologies, a glimpse of the implications of 3D printing technologies, literary review and a portrait of medical 3D printing in a few hospitals around the world. The implementation of a 3D printing service raises legal, regulatory and organisational concerns. These have been identified and analysed. A preliminary business plan with recommendations for the establishment of a service divided in short, mid and long term.

Keywords: 3D printing, surgical planning, implementation, hospital

Table des matières

Résumé	ii
Abstract	ii
Table des matières	iii
Liste des tableaux.....	vii
Liste des figures.....	viii
Liste des abréviations	x
Remerciements	xiii
1. Introduction.....	3
a. Contexte académique du projet	3
b. CHU Sainte-Justine	3
i. Le département du GBM au CHU Sainte-Justine	4
2. Contexte d'impression 3D au CHU Sainte-Justine	5
a. Origine du projet.....	5
b. Stage été 2017	5
c. Aperçu à haut niveau du potentiel	7
d. Portée du projet.....	7
3. Impression 3D.....	8
a. Définition.....	8
b. Processus général	9
i. Acquisition d'image.....	9
ii. Traitement des images.....	11
iii. Impression	13
iv. Post-traitement.....	13
c. Veille technologique	14
i. Stéréolithographie	14
ii. Extrusion de matériau.....	18

iii.	Fusion sur lit de poudre (PBF)	23
iv.	Jet de matériau	29
v.	Jet de liant (Binder jetting)	31
vi.	Laminage	32
vii.	Bref historique, contexte de l'impression 3D et tendances	34
viii.	Compagnies et modèles	36
4.	Revue de littérature	53
a.	Revue de littérature clinique et applications	53
i.	Stratégie de recherche	53
ii.	Impression 3D médicale	55
iii.	Chirurgie cranio-maxillo-faciale	58
iv.	Chirurgie orthopédique	64
v.	Chirurgie cardiaque	68
vi.	Neurochirurgie	71
vii.	Chirurgie otorhinolaryngologie	72
viii.	Urologie et néphrologie	74
ix.	Anesthésie	75
x.	Chirurgie oncologique	75
xi.	Autres applications	78
xii.	Méthodologies de production	79
a.	Balisage dans les hôpitaux	82
i.	Méthodologie	82
ii.	Résultats	83
5.	Enjeux	92
5.1	Confidentialité des informations	92
5.2	Accès aux images médicales	93
i.	Reconstruction et exportation	93
ii.	Accès aux images	94
iii.	Archivage, entreposage et LSSSS	94
iv.	Réglementation	96
v.	Assurance qualité	97

vi.	Stérilisation	98
vii.	Aménagement, santé et sécurité	100
viii.	Qualification des ressources humaines et expertise clinique et technique	102
ix.	Structures de facturation	103
x.	Gestion des requêtes et gestion de la demande	104
xi.	Pertinence médicale	105
6.	Plan d'affaires et vision.....	105
a.	État actuel.....	105
b.	Marché potentiel	107
c.	Secteurs d'applications	107
i.	Plastie et CMF	107
ii.	Orthopédie.....	108
iii.	Médecine dentaire.....	109
iv.	CRME.....	111
v.	Cardiologie	111
vi.	Neurologie	112
d.	Partenariats	112
i.	TransMedTech	112
ii.	Materialise	112
iii.	Technopôle	113
e.	Sources de financement potentielles.....	113
i.	Fondation du CHU Sainte-Justine	113
ii.	Défi-Jeunesse	113
iii.	Fonds de soutien à l'innovation en santé et en services sociaux.....	114
7.	Recommandations et prochaines étapes.....	114
a.	Mise en place	114
i.	Court-terme	114
ii.	Moyen-terme	116
iii.	Long-terme	116
b.	Conclusion	117

Annexes	118
Annexe 1	118
Annexe 2	120
Annexe 3	121
Annexe 4	122
Articles inclus	122
Articles exclus	127
Annexe 5	129
Annexe 6	131
Annexe 7	140
Annexe 8	141
Annexe 9	142
Annexe 10	143
Annexe 11	144
Bibliographie	145

Liste des tableaux

Tableau 1: Procédures utilisant l'impression 3D.....	59
Tableau 2: Proportion des technologies d'impression 3D.....	79
Tableau 3: Proportion des études utilisant les logiciels communs	80
Tableau 4: Avantages cités dans la littérature selon le domaine	81
Tableau 5: Taux de réponse	84
Tableau 6: Détails d'impression de modèles anatomiques.....	106
Tableau 7: Temps de production.....	107
Tableau 8: Pièces conçues par impression 3D par les techniciens GBM du CHUSJ.....	118
Tableau 9:Tableau de spécifications des paramètres d'imagerie par anatomie du Boston Children's Hospital (16)	120
Tableau 10: Conversion des différentes mesures d'abrasion ().....	121
Tableau 11: Listes des centres hospitaliers.....	129
Tableau 12: Coût des ressources humaines pour les prothèses.....	142
Tableau 13: Coûts des matériaux.....	142

Liste des figures

Figure 1: Rôle et responsabilités de l'ingénieur clinique (1)	3
Figure 2: Publications médicales portant sur l'impression 3D (9)	6
Figure 3: Aperçu du potentiel en fonction de la complexité et des coûts	7
Figure 4: Nécessité des images médicales pour l'impression 3D (12)	10
Figure 5: Schéma du principe de SLA (20)	14
Figure 6: Schéma du fonctionnement de DLP (23)	15
Figure 7: Schéma du principe de CLIP (25)	15
Figure 8: Exemple de support en SLA (18)	17
Figure 9: Diagramme de FDM (31)	19
Figure 10: Schéma de 3D bioplotting (34)	20
Figure 11: Besoin de surplomb (18)	20
Figure 12: Utilisation de structures de support en FDM (18)	21
Figure 13: Principe de base du PBF (39)	24
Figure 14: Principe de base du jet de matériau (48)	30
Figure 15: Diagramme du jet de liant (50)	31
Figure 16: Diagramme du principe de laminage (53)	33
Figure 18: Proportion de brevets par secteur pendant les dernières années (60)	35
Figure 17: Nouveaux brevets au cours des dernières années (60)	35
Figure 19: Brevets selon la technologie au cours des dernières années (60)	36
Figure 20: Stratégie de recherche	54
Figure 21: Lignes d'ostéotomies Le Fort I, II et III (105)	58
Figure 22: Proportion d'utilisation de l'impression 3D (104)	60
Figure 23: Secteur d'origine de l'impression 3D	85
Figure 24: Application de l'impression 3D	85
Figure 25: Utilisation de l'impression 3D	86
Figure 26: Mode de production	87
Figure 27: Type de personnel impliqué	88
Figure 27: Proportion de centres ayant du personnel dédié	88
Figure 29: Type de technologie utilisé	88

Figure 30: Procédures et politiques d'assurance qualité	89
Figure 31: Préparation d'un plan d'affaires	89
Figure 32: Émissions de VOC par impression FDM (205)	101
Figure 33: Composition des VOC émis(205)	101
Figure 34: Formulaire de consentement	140
Figure 35: Frais par type de medium	141
Figure 36: Soumission de Materialise.....	143
Figure 37: Soumission pour filtration de l'air	144

Liste des abréviations

3SP – *scan, spin and selectively photocure* (balayer, pivoter et cure sélective)

ABS – *acrylonitrile butadiene styrene* (acrylonitrile butadiène styrène)

AMF – *additive manufacturing format* (format de fabrication additive)

ANSI – *American National Standards Institute*

ASTM – *American Society of Testing and Materials*

BAnQ – bibliothèque et archives nationales du Québec

BUS – bâtiment d'unités spécialisées

CAD – *computer aided design* (conception assistée par ordinateur)

CD – *compact disk* (disque compact)

cDLM – *continuous digital light manufacturing*

CHD – *congenital heart disease* (cardiopathie congénitale)

CHU – centre hospitalier universitaire

CJP – *colorjet printing*

CLIP – *continuous light interface processing*

CMY – *cyan magenta yellow* (cyan magenta jaune)

CMYK – *cyan magenta yellow key* (cyan magenta jaune noir)

CPE – copolyester

CRME – centre de réadaptation Marie-Enfant

CSME – centre de simulation mère-enfant

CT – *computed tomography* (tomodensitométrie)

DICOM – *digital imaging and communications in medicine*

DLP – *digital light processing*

DMP – *direct metal printing*

FDM – *fused deposition modelling*

FFF – *fused filament fabrication*

GBM – génie biomédical

IMA – *inferior mesenteric artery* (artère mésentérique inférieure)

IPA – *isopropyl alcohol* (alcool isopropylique)

IVC – *inferior vena cava* (veine cave inférieure)

LSSSS – loi sur les services de santé et les services sociaux

LOM – *laminated object manufacturing*

MEDTEQ – Consortium industriel de recherche et d’innovation en technologies médicales

MESI - ministère de l’Économie de la Science et de l’Innovation

MJM – *multijet modeling*

MJP – *multijet printing*

MRI – *magnetic resonance imaging* (imagerie par résonance magnétique)

ORL – otorhinolaryngologie

PACS – *picture archiving and communications system*

PBF – *powder bed fusion* (fusion sur lit de poudre)

PBIH – *powder bed and inkjet head 3d printing*

PC – polycarbonate

PC-ABS – *polycarbonate-acrylonitrile butadiene styrene* (polycarbonate- acrylonitrile butadiène styrène)

PET – *positron emission tomography* (tomographie par émission de positrons)

PLA – *polylactic acid* (acide polylactique)

PP – *plaster-based 3d printing*

PPSF – polyphénylsulfone

PRS – *powder recovery system* (système de récupération de poudre)

PVA – *polyvinyl alcohol* (alcool polyvinylique)

RAMQ – Régie de l’assurance maladie du Québec

ROAE – Règlement sur l’organisation et l’administration des établissements

ROI – *region of interest* (région d’intérêt)

SLA – *stereolithography apparatus*

SLCOM – *selective lamination composite object manufacturing*

SMA – *superior mesenteric artery* (artère mésentérique supérieure)

SPECT – *single-photon emission computed tomography* (tomographie par émission monophotonique)

STL – *standard tessellation language*

SVC – *superior vena cava* (veine cave supérieure)

TPM – *tripropylenglycol monomethylether*

TPE – *thermoplastic elastomer* (élastomère thermoplastique)

TPU – *thermoplastic polyurethane* (polyuréthane thermoplastique)

UAM – *ultrasonic additive manufacturing*

UETMIS – unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé

US – ultrason

UV – ultraviolet

Remerciements

Je tiens à remercier toutes les personnes de tous les secteurs différents qui m'ont accordé de leur temps et qui m'ont fait part de leurs connaissances dans leur domaine d'expertise – Nathalie Demers, Katia Nadia Merkich, Dr. Marc Girard, Dr. Dickens St-Vil, Josée Arpin, Dr. Marie-Ève Asselin, Dr. Sabrina Mancini, Dr. Jean-Nicole Faille, Dr. Mathilde Hupin, Dr. Peter Glavas, Dr. Daniel Borsuk, Kathy Malas, Benoit Ochietti, Dr. Philippe Jovet, Guylaine Hubert, Karl-Éric Aubin, Nayma Tsouria, Chantal Verronneau et Claude Nadeau.

Un merci particulier à Alexandre Boily, Gabriel Gagné-Laverdière et Éric Clément qui m'ont permis de les accompagner pendant huit mois pour un projet né de leur savoir-faire et leur motivation d'aller au-delà pour faire évoluer le GBM de Ste-Justine.

Je tiens aussi à remercier Nadine Michèle Lalonde, Fabienne Debiais, Arielle Katia Bada, Sarah Dupuis, Michelle Demers, Ikram Benzyane, Roch Maurice, Driss Jaddour, Edson Letang, Bridget You Ten, Roland Defaye, Amar Chaourar, Amira Dewany, Nancy Vasquez, Sabrina Baraoui et Cemil Ozturk qui ont fait partie de mon quotidien à Ste-Justine. Un merci à tous les employés de la DRITBM qui m'ont accueilli tout au long de mon stage et mon projet.

Un merci particulier à Nancy Vasquez qui a rendu possible plusieurs des rencontres qui ont beaucoup contribué à mon projet et à des connaissances qui me serviront sans doute dans ma vie professionnelle. Un autre merci des agréables conversations le mercredi matin avant mes rencontres de suivi.

Je veux aussi remercier Martin Cyr, qui m'a donné l'opportunité de faire ce projet et qui m'a supervisé pendant le début de mon projet. Je tiens à remercier Mustapha Ben Abdesselam qui a pris la relève, qui a été une source précieuse d'informations et qui a été un support pendant mes six derniers mois.

Un merci à Joëlle, Élyse et mes parents qui sont toujours là pour m'appuyer dans mes projets.
Un merci à Bonheur Lumingu qui a écouté toutes les péripéties de mon projet et qui avait sans doute plus hâte que moi de la fin de mon projet.

Un merci spécial à Amélie Rousseau, ma partenaire de travail les soirs de semaine, les fins de semaine et même les vendredis soirs, qui a pu pour chacune de mes plaintes sur mon projet répondre avec une plainte en lien avec sa thèse.

1. Introduction

a. Contexte académique du projet

L'Université de Montréal et l'École Polytechnique de Montréal offre conjointement une maîtrise en génie biomédical avec une option génie clinique. Ce programme permet de former les futurs ingénieurs biomédicaux du milieu hospitalier. La mission première de ces ingénieurs est la gestion de la technologie

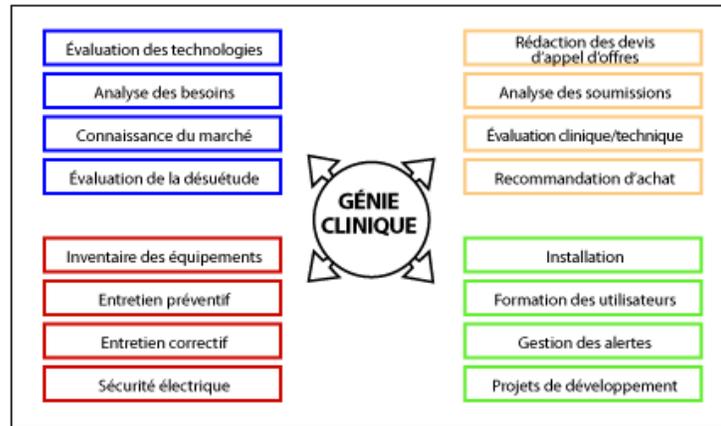


Figure 1: Rôle et responsabilités de l'ingénieur clinique (1)

médicale et l'optimisation de son utilisation. Les activités de l'ingénieur clinique sont centrées majoritairement autour de l'acquisition des équipements – ceci comprend une variété de tâches qui découlent du cycle de vie d'un équipement. Un stage et un projet dirigé en milieu hospitalier sont exigés des étudiants de l'option génie clinique. Le stage permet d'initier les étudiants au milieu hospitalier afin de mieux comprendre le fonctionnement d'un service GBM et de l'hôpital par l'entremise de projets et travaux représentatifs du génie biomédical. Le projet est un projet de recherche en milieu hospitalier, soit un projet plus approfondie d'une problématique clinique. Ce projet se fait pendant une période de six à huit mois. Ce rapport s'inscrit dans le contexte d'un projet dirigé de maîtrise (1).

b. CHU Sainte-Justine

Le CHU Sainte-Justine est le seul centre hospitalier exclusivement dédié aux enfants, adolescents et mères au Québec. Il offre des services dans deux centres, le CHU et le Centre de Réadaptation Marie Enfant (CRME).

Ce centre a été fondé en 1907 pour répondre à une grande problématique importante de l'époque – un haut taux de mortalité chez les enfants de moins d'un an. L'hôpital initial n'avait

que 12 lits. Depuis, la mission du CHUSJ s'est élargie : « *améliorer les soins des enfants, des adolescents et des mères du Québec* » en collaborant avec des partenaires du système de la santé, de la recherche et du milieu de l'enseignement. Ceci se fait en partie par l'entremise d'une affiliation avec l'Université de Montréal (2, 3).

Six mandats découlent de cette mission : soins spécialisés et ultraspécialisés, recherche fondamentale et clinique en santé de la mère et de l'enfant, enseignement auprès des futurs professionnels de la santé et des intervenants du réseau de santé et des intervenants du réseau, promotion de la santé, évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé et réadaptation, adaptation et intégration sociale pour les enfants et les adolescents présentant une déficience motrice ou de langage (3).

Le CHUSJ a commencé comme un très petit centre. Aujourd'hui, il s'agit du plus grand centre mère-enfant au Canada et un des centres pédiatriques les plus importants en Amérique. Le CHU accueille annuellement plus de 3000 accouchements, 83 000 visites à l'urgence et plus de 220 000 consultations externes. Pour se faire, le CHUSJ a une équipe de plus de 5 000 employés, 500 médecins, 200 chercheurs, 400 bénévoles et 4 000 stagiaires et étudiants (4).

En 2007, le CHUSJ a débuté le projet Grandir en Santé (GeS) – un projet de modernisation. Ce projet inclut la construction du BUS (bâtiment des unités spécialisées) et la modernisation de l'ancien bâtiment. Le BUS a été inauguré en décembre 2016. Le CHUSJ se retrouve donc en phase de consolidation de ce projet (5).

i. Le département du GBM au CHU Sainte-Justine

Le département du GBM se trouve dans la Direction des ressources informationnelles et biomédicales (DRITBM), avec le département des technologies de l'information (TI). La mission de la DRITBM est « de favoriser et de soutenir les développements prévus au plan stratégique de l'organisation. » L'expertise des employés de la DRITBM facilite l'évolution des soins et des services offerts au CHUSJ (6, 7).

2. Contexte d'impression 3D au CHU Sainte-Justine

a. Origine du projet

Les techniciens d'imagerie médicale du Génie Biomédical (GBM) du CHU Sainte-Justine ont commencé à faire de l'impression 3D pour diminuer le coût de remplacement de pièces simples. Lorsqu'une partie d'un composant devait être remplacée (ex : un bouton d'une manette), il fallait racheter le composant complet alors qu'on voulait seulement une partie. Donc, une imprimante 3D de base avait été achetée pour diminuer les coûts de remplacement lorsque c'était possible.

La médecine nucléaire avait soulevé qu'ils aimeraient trouver une solution pour tenir les jambes des jeunes patients immobiles pendant une trentaine de minutes. La médecine nucléaire et les techniciens ont collaboré pour créer des soutiens sans affecter la qualité de l'image – ce fut la première application clinique du GBM en impression 3D. Les différentes pièces créées par les techniciens sont présentées dans l'Annexe 1.

b. Stage été 2017

En été 2017, un stagiaire avait comme mandat d'explorer le potentiel clinique de l'impression 3D. Lors de cette exploration clinique, ils ont découvert que certains chirurgiens se servaient déjà de l'impression 3D pour leur planification chirurgicale, particulièrement en chirurgie maxillo-faciale. De plus, ils ont fait des impressions exploratoires avec quelques chirurgiens orthopédiques et chirurgiens plastiques, soient des modèles anatomiques de structures osseuses.

Ils ont aussi commencé à développer des prothèses de mains à moindre coût pour le Centre de Réadaptation Marie-Enfant (CRME), dont une prothèse ayant récemment été approuvée comme dépense remboursable par la RAMQ sous forme d'une demande spéciale. Ceci permet de rendre accessible des prothèses mécaniques pour enfants alors qu'actuellement les seules prothèses qui sont disponibles sur le marché pour enfant sont des prothèses cosmétiques. En choisissant de

concevoir une prothèse transcarpénienne à faible coût, ceci permet de minimiser les coûts récurrents puisque les enfants grandissent et nécessitent des changements de prothèses périodiques.

Au cours de stage, l'équipe de cardiologie avait aussi été approchée pour évaluer le niveau d'intérêt. Le cardiologue, Dr. Miro et le fellow, Dr. Francesco collaborent avec Dr. Israel Valverde, un cardiologue en Espagne pour créer des modèles cardiovasculaires avec des propriétés semblables à un vrai cœur afin de pouvoir de trouver les dimensions idéales des endoprothèse (*stent*) pour l'anatomie spécifique du patient. À l'heure actuelle, ils reçoivent occasionnellement des modèles d'Espagne – la création de modèles à proximité pourrait potentiellement couper les délais et possiblement les coûts, rendant ce type de modèle plus accessible.

Dr. Andrée Sansregret, une obstétricienne gynécologue, avait manifesté un intérêt pour l'utilisation de l'impression 3D au centre de simulation mère-enfant (CSME). Actuellement, pour certains équipements biomédicaux, le CSME utilise une boîte de carton avec une image collée sur celle-ci. Lors de ce stage d'été, un doptone avait été imprimé. Le potentiel en simulation n'a pas de limite. Dr. Sansregret a aussi parlé d'une problématique liée aux nouveaux forceps – ils sont inférieurs aux anciens et ne comblent pas les besoins actuels. En collaboration avec le manufacturier, des modifications ont été apportées mais le résultat demeure insuffisant (8).

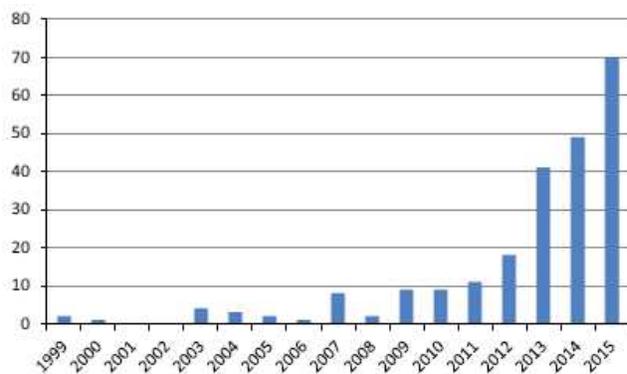


Figure 2: Publications médicales portant sur l'impression 3D (9)

L'impression 3D existe depuis une trentaine d'années mais dans les dix dernières années, un certain engouement s'est développé dans le système de la santé. Il y a eu une augmentation exponentielle des articles médicaux traitant de l'impression 3D dans les dernières années (voir Figure 2). Plusieurs études décrivent des bénéfices

potentiels d'impression 3D pour les applications pré-chirurgicales comme : une diminution du temps peropératoire, une diminution de l'exposition à la radiation et une augmentation de l'efficacité de coût de la chirurgie, une amélioration de l'issue de la maladie. Par contre, selon *Tack et al.*, il n'y a que 13% de la littérature à ce sujet qui appuient ces bénéfices avec des données (9).

c. Aperçu à haut niveau du potentiel

Dans le contexte du système de santé québécois, les coûts demeurent un inhibiteur majeur pour plusieurs technologies innovatrices en raison de la croissance accrue des coûts des établissements de santé au cours des dernières années. Un autre aspect important est de considérer la

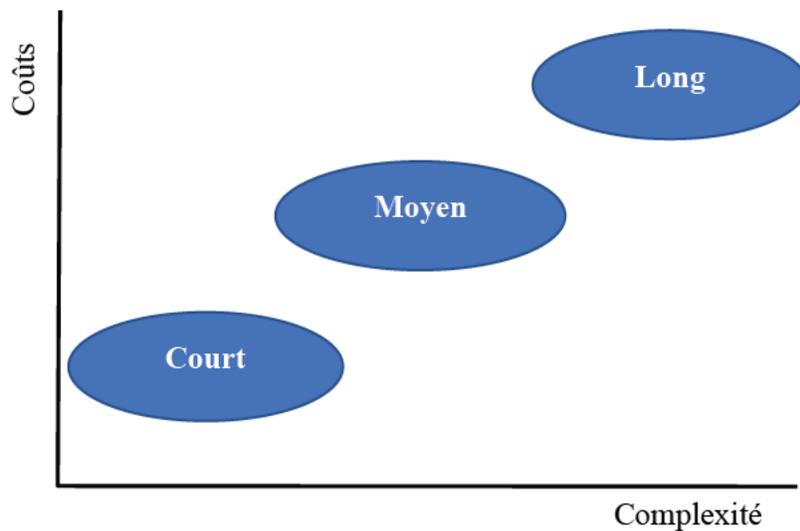


Figure 3: Aperçu du potentiel en fonction de la complexité et des coûts

complexité – certains organes et tissus sont plus faciles à segmenter dû à un meilleur contraste relatif aux tissus adjacents. La complexité englobe aussi le type et la quantité de matériaux nécessaires. L'approche priorisée est de classer les applications possibles en termes de court, moyen et long terme à partir des coûts et de la complexité. Les applications de faible complexité sont priorisées au court terme, puisque les coûts sont moins prohibitifs. Les applications de moyen terme sont les applications plus complexes et dispendieuses. Le long terme est particulièrement réservé pour des applications qui sont en développement au niveau de la recherche.

d. Portée du projet

L'objectif de ce projet se divise en deux volets. Le premier volet est d'identifier les enjeux majeurs pouvant impacter le déroulement potentiel d'implémentation d'un service d'impression 3D. Ceci inclut les enjeux techniques, réglementaires/légales et organisationnelles. Les enjeux techniques incluent l'accès aux images médicales des patients, les spécifications techniques des appareils sur le marché, les méthodes de post-traitement et l'aménagement. Les enjeux réglementaires incluent les lois portant sur l'archivage médical, les dossiers patients et la confidentialité des informations; l'homologation par Santé-Canada et les normes entourant l'impression 3D. Les enjeux organisationnels incluent les besoins de stérilisation, l'expertise clinique et technique requise, l'assurance qualité, la gestion de la demande, les structures de facturations possibles et la pertinence médicale.

Le deuxième volet du projet est la préparation d'un plan d'affaire préliminaire dans le but de quantifier les bénéfices et les coûts potentiels, déterminer les sources de financement possibles, les ressources matérielles et humaines et les partenariats possibles. Ce volet examine aussi le potentiel à court, moyen et long terme.

La portée du projet se limite aux applications où une homologation Santé-Canada n'est pas nécessaire. On considère que les implants personnalisés chirurgicaux sont à l'extérieur de la portée du projet.

3. Impression 3D

a. Définition

La fabrication additive (*additive manufacturing*), couramment appelée l'impression 3D ou la fabrication rapide (*rapid manufacturing*), est une méthode de fabrication par laquelle on construit un objet une couche à la fois à partir d'un modèle solide ou surfacique (CAD, *computer aided design*/conception assistée par ordinateur). Le terme prototypage rapide (*rapid prototyping*) est aussi utilisé dans la littérature. On utilise ce terme pour désigner la fabrication par empilement de matière (couches) pour créer un prototype alors que la fabrication additive a

pour but de créer le produit fonctionnel final. Dans cet ouvrage, cette distinction ne sera pas tenue en compte (10).

La fabrication additive se démarque de la fabrication traditionnelle, dite soustractive, par laquelle on forme un objet par découpage ou usinage. L'impression 3d permet donc de diminuer les pertes matérielles et ne nécessite pas d'outillage (11).

Il existe plusieurs différentes technologies d'impression 3D : stéréolithographie, extrusion de matériau, impression à jets multiples, jet de liant, fusion sur lit de poudre, fabrication d'objet stratifié(laminage) (10, 12).

À l'heure actuelle, ces technologies sont utilisées dans diverses types d'industries dont les biens de consommation, applications industrielles, haute technologie, services, secteur électronique et électrique, système de la santé, éducation supérieure, mécanique et métal, automobile et aéronautique et aérospatial (13).

b. Processus général

Le processus général de l'impression 3D se sépare en quatre étapes pour tous les types d'industrie : conception d'un objet CAD ou acquisition d'images, traitement du fichier, impression et post-traitement. Puisque ce rapport s'inscrit dans le contexte hospitalier, le départ de ce processus sera presque exclusivement l'acquisition d'images médicale DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) (10, 14).

i. Acquisition d'image

Pour les applications médicales, les images médicales représentent le point de départ. Les types d'imagerie priorités ont des coupes transversales permettant une reconstruction 3D. Les plus

fréquemment utilisés sont la tomodensitométrie (CT) et l'imagerie par résonance magnétique (MRI). On retrouve aussi parfois les ultrasons 3D, MRI fœtal et l'angiographie. Puisqu'il s'agit du point de départ, il faut s'assurer de choisir une modalité appropriée. Le type d'imagerie dépend de l'objectif : pour des fins diagnostiques, on peut se limiter à une imagerie plus « qualitative » ou fonctionnelle. Lorsqu'un chirurgien fait sa planification chirurgicale, une imagerie qualitative n'est pas suffisante – on nécessite plutôt une meilleure précision et souvent une reconstruction 3D (12, 14).

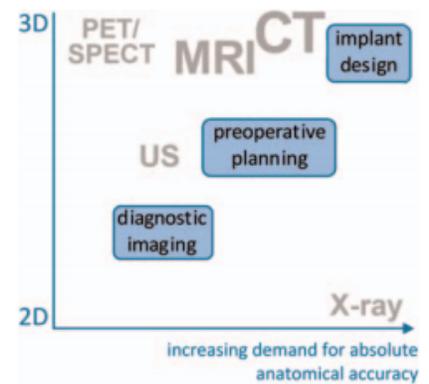


Figure 4: Nécessité des images médicales pour l'impression 3D (12)

L'image dans la Figure 4 démontre les trois objectifs principaux de l'imagerie médicale et ainsi que les imageries médicales principales selon la précision nécessaire et leurs dimensions. Les imageries de médecine nucléaire, PET et SPECT (*tomographie par émission de positron* et *tomographie par émission monophotonique*), sont des modalités en trois dimensions ayant des résolutions spatiales assez basses, entre 5-15 mm. Le CT et MRI sont des modalités tridimensionnelles avec des résolutions assez semblables, 0.25 mm et 0.3-1 mm respectivement. L'échographie (US) a une résolution inférieure aux CT et MRI. Elle se trouve entre deux et trois dimensions dépendant du mode utilisé. Finalement, les rayons X peuvent atteindre d'excellentes résolutions mais au coût du contraste. On peut remarquer que comparativement aux modalités principales, seuls les MRI et CT répondent au besoin de la planification opératoire et le design d'implant. À l'heure actuelle, la CT demeure l'imagerie la plus utilisée en impression 3D. Il s'agit de la méthode de choix pour l'imagerie des os en raison d'un contraste excellent. De plus, elle a le champ d'application le plus large. Les applications médicales avec les os ont été parmi les premières dû aux propriétés dures des matériaux en impression 3D. La MRI est la deuxième modalité la plus importante. Son avantage premier est qu'il s'agit d'une modalité non-ionisante, sans compromettre la résolution spatiale. De plus, elle offre un meilleur contraste des tissus mous. L'industrie de l'impression 3d développent et améliorent des matériaux non-rigides. L'utilisation de la MRI pour l'impression 3d deviendra plus importante

avec le développement de matériaux avec des propriétés plus semblables aux tissus mous (10, 14).

L'utilisation de l'ultrasonographie 3D pour la fabrication additive médicale figurait parmi les premières propositions. Bien qu'elle ne soit pas généralement une modalité à prioriser, elle est un choix acceptable pour des applications prénatales pour des raisons sécuritaires (10).

L'imagerie de médecine nucléaire a une résolution plus basse. Selon *Huotilainen et al.*, PET et SPECT n'ont pas la résolution spatiale individuellement à des fins de planification chirurgicale et de conception d'un implant personnalisé. Cependant, une approche d'imagerie hybride, une combinaison d'une modalité de médecine nucléaire avec une autre modalité à haute résolution (MRI, CT), peut être envisagée pour avoir une représentation anatomique juste (12, 15).

Au-delà du choix de modalité, le choix de protocole et l'épaisseur de la coupe doivent être optimisés. L'épaisseur optimale dépend de la région d'intérêt à imager. Selon *Chen et al.*, l'épaisseur devrait se situer autour de 1-2 mm alors que *Mitsouras et al.* suggèrent une épaisseur entre 0.25 et 1.25 mm. Il faut aussi penser aux agents de contraste. Pour toute étude des structures vasculaires, un agent de contraste administré par intraveineuse est nécessaire. Il faut donc optimiser les protocoles d'imagerie pour créer des modèles 3D de qualité. À titre d'exemple, le Boston Children's Hospital a créé un tableau de spécifications optimales d'imagerie selon la région d'intérêt pour l'impression 3D pour leur programme de SIMPeds3D. Ce tableau se trouve en Annexe . Il est fortement suggéré d'impliquer un radiologue dans le processus d'acquisition d'image pour l'impression 3D (10, 12, 14, 16).

ii. Traitement des images

Le traitement des images sépare en trois étapes de base : la segmentation, la conversion et l'optimisation du fichier (14).

Segmentation

La segmentation est un processus au cours duquel on sélectionne la région d'intérêt sur chaque coupe pour créer une reconstruction 3D de la structure d'intérêt. Ceci peut se faire de manière semi-automatique ou manuelle. Il est possible de combiner la segmentation semi-automatique avec la segmentation manuelle pour créer un modèle acceptable (10, 12, 14).

Conversion DICOM à STL

Les images médicales sont de format DICOM. Par contre, ce format est incompatible avec les imprimantes 3D. Les imprimantes ne reconnaissent que certains formats. Ces formats sont des interfaces entre les logiciels 3D et les imprimantes 3D. Le format le plus répandu est STL (*standard tessellation language*). Dans ce format, une surface géométrique est créée par des triangles connectés, appelée mesh. Le format STL a plusieurs limitations : aucune indication de couleur, de texture ou de matériau. Il existe quelques autres formats communs qui inclut la couleur : OBJ, WRL et ZPR. La résolution des technologies de fabrication additive s'est beaucoup amélioré au cours du temps. Ceci crée une problématique avec le format STL car les fichiers deviennent trop grands. Un standard ASTM (*American Society for Testing and Materials*) recommande l'implémentation d'un nouveau format pour la fabrication additive AMF (*additive manufacturing format*) ayant la capacité d'avoir plusieurs matériaux, plusieurs couleurs et des microstructures. Pour le moment, les fichiers STL demeurent le standard de l'industrie. À l'heure actuelle, peu de PACS (*Picture Archiving and Communications Systems*) offre l'option d'ouvrir les images dans le format STL (ou tout autre formes de fabrication additive). Une exception est le logiciel Osirix, un logiciel pour visualiser des images DICOM sur des produits Apple. Ce logiciel n'est cependant pas disponible dans la majorité des hôpitaux nord-américains. GE et Siemens ont indiqué que cette fonctionnalité sera disponible dans versions futures (10, 11, 14).

Optimisation

Le *mesh* doit être mathématiquement continu. Le processus d'optimisation d'un fichier STL implique la correction de ces discontinuités en essayant de conserver le plus de détails anatomiques possibles. Si ces discontinuités ne sont pas corrigées, l'impression 3D n'est pas possible. Le nombre de triangles doit aussi être optimiser. Si le fichier STL ne contient pas assez de triangles, des détails seront perdus. Par contre, un fichier STL contenant trop de triangles se traduira par une texture rugueuse (10, 11, 14).

iii. Impression

Lorsque le fichier STL est prêt à imprimer, il faut traduire le *mesh* corrigé de l'objet en trajectoire de l'imprimante étape-par-étape en incorporant des paramètres d'impression tels que la vitesse linéaire d'impression, la température, le matériau et le remplissage. Le produit de cette traduction est appelé le « g-code » : celui-ci est exécuté par l'imprimante couche-par-couche. Les différentes technologies seront décrites dans la section Veille technologique. L'impression représente une étape longue mais automatisée. La durée d'une impression dépend de la vitesse de l'imprimante, la grosseur de l'objet, la complexité, le remplissage et le nombre de couches (14, 17).

iv. Post-traitement

Il est souvent nécessaire de faire un post-traitement du produit. La nature de ce post-traitement est propre à chaque type de technologies. Ceci peut inclure enlever le matériau résiduel ou des structures de support, qui sont mis en place pour permettre l'impression. Les structures de support ne sont pas utilisées dans tous les types d'imprimantes. Pour les certaines imprimantes, les structures du support sont nécessaires pour presque tout type d'impression. Pour d'autres technologies, elles ne sont pas systématiquement nécessaires – son utilisation dépend de la géométrie de l'objet. La tâche d'enlever ces structures se fait de deux façons : soit mécaniquement, à l'aide de pinces, ou par dissolution. La dissolution peut se faire à l'aide d'un bain ultrasonique avec de l'eau ou avec des solvants organiques. L'approche de dissolution des supports requiert moins d'effort physique et peut se faire avec très peu d'action de l'utilisateur.

Cette approche est particulièrement avantageuse lorsque le matériel de support est différent du matériel de l'objet. La façon de faire dépend de la technologie d'impression 3D et le choix de matériel de structure de support (8, 11, 14, 18).

Pour certaines techniques, le durcissement du matériel est requis après l'impression. Pour des photopolymères, il faut durcir le matériel par cure aux rayons ultraviolets. Pour des métaux, un environnement à haute température tel qu'une fournaise peut être nécessaire afin d'atteindre les propriétés mécaniques (11, 14, 19).

Il peut être nécessaire de polir ou de sabler l'objet afin d'améliorer la texture de la surface (diminuer la rugosité) ou pour modifier les propriétés mécaniques. D'autres exemples de post-traitement sont la reconstruction (assembler des pièces séparées) et la coloration (11, 14).

c. Veille technologique

i. Stéréolithographie

Principe de base

Le principe de la stéréolithographie repose sur la photopolymérisation sélective d'une résine. Il est désigné par ASTM comme étant le processus de « vat polymerisation ». Ce processus est

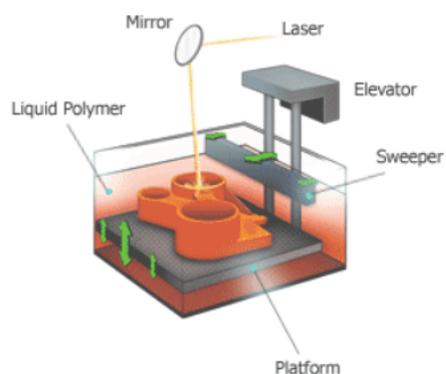


Figure 5: Schéma du principe de SLA (20)

composé de trois technologies différentes : « stereolithography apparatus » (SLA), « digital light processing » (DLP), « continuous light interface production » (CLIP) et « scan, spin and selectively photocure » (3SP). Tous ces appareils sont composés principalement d'une cuve remplie de résine photopolymérisante, une plateforme de construction et une source de laser (14, 20).

SLA

Pour SLA, on envoie des faisceaux du laser de rayons ultraviolets (UV) dans le miroir qui redirige les UV de manière sélective sur les régions à durcir via une réaction de photopolymérisation. Lorsque cette couche est terminée, la plateforme se déplace vers le bas de la cuve et cette couche est recouverte à l'aide d'un rouleau afin de laisser place à la polymérisation de la prochaine couche. Le miroir est contrôlé par deux galvanomètres (un contrôlant l'axe des x et l'autre contrôlant l'axe des y) : ceux-ci permettent de rediriger rapidement le miroir. L'utilisation d'un laser UV permet des lignes courbées (14, 21).

DLP

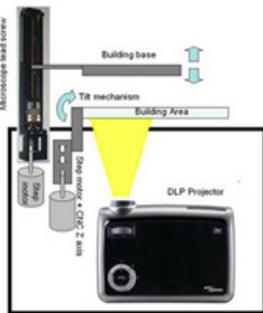


Figure 6: Schéma du fonctionnement de DLP (23)

Pour DLP, une source lumineuse est dirigée à un projecteur digital pour projeter d'un seul coup l'image de la couche complète vers la plateforme. La couche est montée et recouverte par un rouleau pour laisser place à la prochaine couche. Le projecteur est un écran; l'image de chaque est faite de pixels rectangulaires. Récemment, une imprimante cDLM (continuous digital light manufacturing) a été créée – il s'agit d'une modification de DLP pour la rendre plus rapide. La plateforme est en mouvement continu dans les appareils cDLM ce qui accélère jusqu'à dix fois plus rapide que DLP (14, 21-23).

CLIP

Cette technologie fonctionne par la projection d'images UV en séquence continue passant par un écran qui est transparent aux UV et qui est perméable à l'oxygène. Le processus se place au fond d'une cuve de résine photopolymérisante. Entre l'écran et l'objet, il y a de la résine non-

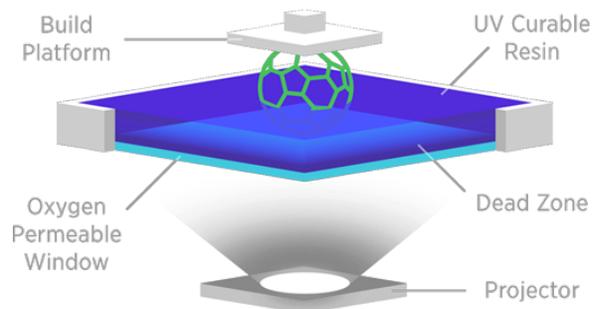


Figure 7: Schéma du principe de CLIP (25)

polymérisée (non-durcie) en contrôlant le flux d'oxygène. Puisque les images sont projetées en séquence continue, ceci permet de créer un objet sans interruption (14, 24, 25).

3SP

Cette technologie est beaucoup plus récente. Elle est basée sur la technologie DLP. Elle vient répondre à une limitation des autres appareils de stéréolithographie. En éloignant le laser UV du centre de la chambre de fabrication, on diminue le focus du faisceau, créant une distorsion. En augmentant la grosseur de la cuve, cette distorsion devient plus importante. Pour y remédier, les fabricants d'imprimantes ont utilisé des combinaisons de miroirs contrôlés par galvanomètres et des lentilles optiques ou plusieurs faisceaux. Par contre, la technologie 3SP utilise un faisceau à pointe fine, qui utilise un projecteur à haute-définition (26).

Post-traitement

Lorsque l'objet est terminé, il faut enlever l'excès de résine. Ceci peut se faire par bain chimique. Par exemple, 3D systems suggère d'utiliser du tripropylèneglycol monométhyléther (TPM), suivi d'un rinçage à l'eau et si nécessaire (lorsque le résidu est encore présent), suivi d'alcool isopropylique. Selon un groupe de recherche de l'Université de Loughboro, on peut enlever l'excès avec des rinçages d'alcool suivi d'un rinçage d'eau – ceci peut prendre beaucoup de temps. Il est important de noter que les résines non-polymérisées sont considérées comme étant toxiques. Lorsqu'on utilise un solvant pour enlever l'excès, le solvant contiendra une certaine concentration de la résine. Il faut donc manipuler les solvants avec les mêmes précautions que la résine.



Figure 8: Exemple de support en SLA (18)

Lorsqu'il ne reste plus de résidus non-polymérisés, l'objet doit durcir et sécher. Ceci peut se faire à l'air ou avec de l'air comprimé. Pour un produit plus stable et de meilleures propriétés physiques, il est fortement recommandé d'utiliser une lumière UV comme traitement final pour terminer la réaction de polymérisation. Ceci se fait en créant les liaisons additionnelles dans la pièce pour créer un objet plus rigide et dur. Les structures de support sont souvent nécessaires tout dépendant de la forme et la complexité de l'objet. Leur fonction première est de rattacher l'objet à la plateforme (voir Figure 8 pour exemple). Puisque les supports sont du même matériau que l'objet, ils doivent être retirés de manière manuelle. Un sablage est parfois nécessaire pour améliorer la texture finale – particulièrement aux endroits où ces structures se trouvaient. Le positionnement des structures de support et l'orientation de l'objet doivent être pris en compte dans la conception de l'objet particulièrement lorsque la surface doit être lisse (11, 18, 27).

Matériaux

Les matériaux possibles sont exclusivement les photopolymères sous forme de liquide (résine). Typiquement, ces matériaux sont à base d'acrylate ou d'époxyde. Il est possible qu'éventuellement la création d'objets en métal ou en céramique par DLP devienne possible – de la recherche de développement se fait actuellement. Dans son état polymérisé, les photopolymères ne représentent pas un risque. Certaines résines d'époxyde non-polymérisées peuvent rendre la peau sensible. Il faut donc éviter le contact direct avec la peau (14, 18, 27-29).

Avantages et désavantages

Les désavantages communs au quatre types d'appareil sont surtout en lien avec le post-traitement. Un des désavantages communs est l'impossibilité d'imprimer plusieurs matériaux à la fois. Ceci est désavantageux pour deux raisons – on ne peut pas imprimer un modèle ayant des sous-compartiments avec différentes propriétés ou couleurs. Les matériaux de support

doivent être enlevés manuellement – ceci peut être un processus long and fastidieux. Le processus d’enlever l’excédent de résine non-polymérisée est un long processus. De plus, les solvants utilisés doivent être disposés selon les normes applicable à la résine du gouvernement local, provincial ou fédéral. Le durcissement du produit rajoute aussi au post-traitement. Les matériaux sont relativement cher comparativement à d’autres méthodes (environ 210 \$/kg) (14, 18, 27, 28).

Pour SLA, les matériaux ont des propriétés mécaniques limitées et sont sensibles à la chaleur. Par contre, ce type d’appareil a une bonne résolution, une bonne précision et une surface lisse. De plus, il s’agit d’une modalité parfaite pour des objets détaillés et complexes (14, 21).

Pour DLP, les matériaux ont également des propriétés mécaniques limitées mais à un coût supérieur à celle de SLA. DLP est plus rapide que SLA. Ceci est particulièrement avantageux pour des grands objets avec moins de complexités. La surface est un peu moins lisse que SLA (14, 21, 24).

Pour CLIP, il faut des matériaux à base viscosité, limitant le type de matériau et peut être dispendieux. Cette méthode est plus rapide que SLA et DLP et offre la possibilité d’avoir un matériau élastomère flexible (14, 24).

La technologie 3SP est particulièrement pour des grandes cuves – donc pour fabriquer des objets plus grands ou plusieurs petits ou moyens objets. Son avantage principal est qu’elle permet d’éviter des distorsions plus loin du centre de la cuve. Les autres technologies ont remédié à cette problématique avec des lasers multiples ou une combinaison de miroirs contrôlés par galvanomètre – ces solutions sont plus complexes que 3SP. Due à sa simplicité technologique, 3SP a un coût inférieur (26).

ii. Extrusion de matériau

Principe de base

Ce type d'impression est désigné par l'ASTM comme étant *material extrusion*. L'extrusion est conceptuellement à l'inverse de la stéréolithographie puisqu'on dépose sélectivement le matériau sur la plateforme. Pour se faire, un filament est chauffé dans la buse au point de fusion. Lorsque le matériau est déposé, les deux couches se fusionnent ensemble et refroidissent rapidement. En refroidissant, ces matériaux durcissent. L'extrudeur se trouve sur un bras motorisé qui peut bouger sur les trois axes. Entre

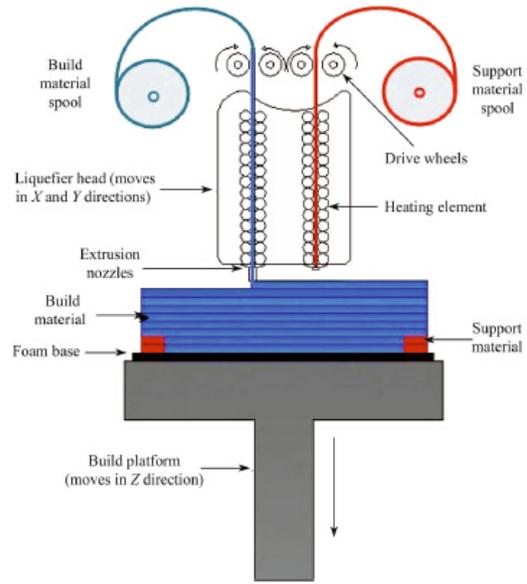


Figure 9: Diagramme de FDM (31)

chaque couche, la plateforme se déplace vers le bas pour laisser place à la prochaine couche. Les termes les plus communément utilisés en extrusion sont « *fused deposition modeling* »(FDM) et « *fused filament fabrication* »(FFF). On retrouve aussi une autre technologie – « *3D bioplotting* » (14, 29-31).

FDM et FFF

Pendant que Stratasys Ltd. développait la technologie, ils ont mis une marque de commerce sur le terme FDM. Lorsque l'impression 3D a commencé à se populariser, la communauté de RepRap a créé le terme FFF pour s'assurer de ne pas enfreindre la marque déposée. Il n'y a aucune différence au niveau de la technologie utilisée. Cette technologie peut avoir un seul extrudeur ou plusieurs. Lorsqu'il y a deux extrudeurs, il est possible d'utiliser différents matériaux pour l'objet et pour les structures de support (32).

3D bioplotting

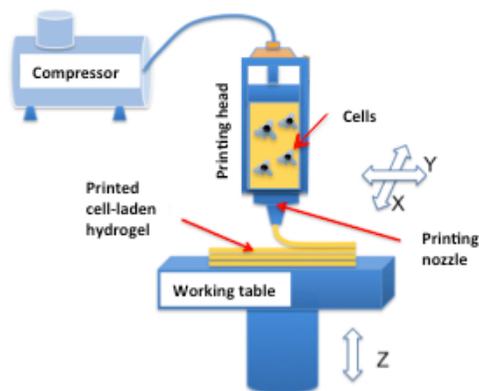


Figure 10: Schéma de 3D bioplotting (34)

Cette technologie utilise le même principe d'extrusion avec pour construire des échafauds (*scaffolds*) et des d'autres objets biocompatibles dans un but de régénérer un organe ou un tissu. Cette technique peut aussi utiliser des cellules et des protéines pour imprimer. Pour le moment, il est possible d'imprimer un large regroupement de cellules dans certaines formes. Aujourd'hui, il est possible, avec une certaine culture des cellules, de faire fonctionner ces regroupements partiellement. Pour pouvoir imprimer un organe, il faut récolter une grande quantité de cellules et les cultiver

pour les multiplier. Le nombre de cellules nécessaires pour l'impression d'un organe ou d'un tissu dépend de l'organe/tissu. Par exemple, un foie humain est composé d'environ 100 milliards de cellules pesant environ 1.5 kg. En prenant une biopsie d'environ 1 g, il faut multiplier les cellules d'au moins 1500 fois. Ceci peut prendre plusieurs semaines ou mois. Une difficulté majeure est de garder des conditions stériles et optimales pour les cellules en imprimante. Après l'impression, l'objet doit être incubé dans un bioréacteur. Pour le moment, ceci se fait au niveau de la recherche. Une imprimante domine le marché, 3D-bioplotter. Cet appareil peut avoir jusqu'à cinq extrudeurs. Il est possible d'utiliser des polymères ayant un point de fusion égale ou inférieur à 250 °C, des pâtes de céramique et presque tous les types d'hydrogel. La solidification peut se faire de manière semblable au thermoplastique (via un refroidissement soudain) ou par frittage. Il est aussi possible de créer un solide par réaction chimique puisque l'impression se fait dans un bain (33, 34).

Post-traitement

Puisqu'on dépose sélectivement le matériel, il n'y a aucun excès à enlever comme SLA et DLP. Il faut souvent utiliser des structures de support en FDM en fonction de la géométrie. Si la géométrie inclut un surplomb (*overhang*) de plus de 45°, il faut rajouter des structures de support pour éviter

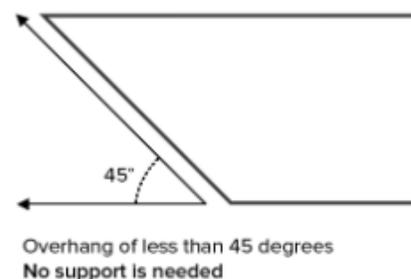


Figure 11: Besoin de surplomb (18)

l'affaissement. Il existe une technique appelée *bridging*. Cette technique consiste à étirer le filament chaud entre deux points créant un pont entre les deux. Le *bridging* ne nécessite pas de structures de support seulement dans le cas où la distance entre ces deux points est moins de 5 mm. Un exemple dans Figure 12 illustre bien ses règles. L'impression FDM peut nécessiter beaucoup de filament pour les structures de support. De plus, dans les régions plus complexes

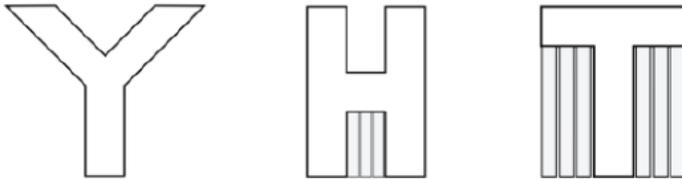


Figure 12: Utilisation de structures de support en FDM (18)

et difficile d'accès, enlever les structures de support peut devenir une tâche très difficile sans endommager le modèle (18).

Pour les imprimantes FDM à une buse, les structures de support sont inévitablement du même matériau. Il faut donc enlever les supports mécaniquement, par pince. Comme mentionné pour SLA, il s'agit d'une tâche longue et fastidieuse. Pour les imprimantes FDM à deux extrudeurs, les structures de support sont faites d'un matériau différent du reste de l'objet CAD. Dans ce cas, le matériau de support est soluble dans l'eau. Par exemple, certains appareils utilisent l'alcool polyvinylique (PVA) comme matériau de support. L'avantage majeur du PVA comme matériel de support est la possibilité de dissoudre les structures de support sans recours à des solvants organiques ni effort. La dissolution seule peut prendre plusieurs heures. Pour accélérer le processus, on peut utiliser de l'eau chaude (pas assez chaude pour déformer le modèle). Une autre solution est d'utiliser un bain ultrasonique en changeant l'eau dès qu'elle devient saturée (18, 35).

Les supports solubles sont particulièrement avantageux lorsqu'il y a des supports difficilement accessibles physiquement. Une surface plus lisse est possible dans les endroits où les structures étaient en contact avec l'objet qu'avec des supports non-solubles. Les supports solubles ont aussi des désavantages. Si le matériau de support n'est pas complètement dissous, ceci peut causer le gauchissement de l'objet. La dissolution du matériau du support peut causer des petits trous s'il y a eu une fuite de matériau de support sur l'objet pendant l'impression (35).

Les supports non-solubles peuvent être enlevés plus rapidement dans le cas lorsqu'il y a peu de supports. Il s'agit aussi d'une modalité qui n'altère pas la géométrie de l'objet. Au-delà de

l'effort nécessaire en enlevant ceux-ci mécaniquement, il est possible qu'une partie des matériaux de support soit présente après – diminuant la précision (35).

La texture de l'objet n'est pas toujours satisfaisante après avoir enlevé les structures de support. Il est possible d'améliorer celle-ci par sablage, soudage à froid (*cold welding*), remplissage de trous (*gap filling*), polissage, peinture, lissage à vapeur, plongement (*dipping*), couche d'époxy ou plaque de métal. Pour le contexte du CHU Ste-Justine, le rapport se limite à l'explication du sablage et du remplissage de trous (35).

Pour le sablage, il est recommandé de procéder par gradation jusqu'à 2000 grit (unité de taille de grains définie par ANSI, *American National Standards Institute*, pour équivalence avec la taille de grain voir Annexe 3). Le point de départ dépend de l'épaisseur des couches et la qualité d'impression. Pour une impression avec une couche inférieure ou égale à 200 microns ou avec peu d'imperfections, il est recommandé de commencer avec un papier sablé de 150 grit. Pour une impression avec une couche supérieure ou égale à 300 microns ou avec des imperfections, il est recommandé de commencer avec un papier sablé de 100 grit. La gradation recommandée est de partir du premier (100 grit ou 150 grit) à 220, 220 à 400, 400 à 600, à 1000 et finalement à 2000. Ceci réduit l'apparence des lignes (couches) laissées par la fusion des couches. Pour un objet trait lisse, on peut rajouter un sablage à 5000 grit. Il est recommandé de passer un chiffon humide entre chaque sablage (35).

Il peut être nécessaire de remplir des petits trous laissés par la dissolution des supports ou par le sablage. Ceux-ci peuvent être facilement remplis par de l'époxy. La surface peut nécessiter des traitements additionnels pour améliorer la texture. Pour des plus grands trous, on peut remplir ceux-ci avec un remplissage de carrosserie (*autobody filler*). Cette étape est fréquemment suivie d'un sablage additionnel (35).

Matériaux

En FDM, l'impression utilise exclusivement des thermoplastiques, des matériaux qui ont des propriétés plastiques lorsqu'ils sont chauffés et durcissent en refroidissant. Les matériaux principaux utilisés en FDM sont l'acide polylactique (PLA) et acrylonitrile butadiène styrène (ABS). L'utilisation du polycarbonate (PC) et *high-impact polystyrene* (HIPS)¹ sont aussi commun. Pour les matériaux de supports, on utilise du PVA, HIPS et HydroFill². Le PVA est utilisé lorsque le matériau d'objet est le PLA. On utilise le HIPS lorsque le matériau d'objet est le ABS. On utilise HydroFill pour le PLA et ABS. Le HydroFill et PVA sont solubles à l'eau. Le HIPS n'est pas soluble à l'eau – il est suggéré un mélange avec un ratio 1 :1 de (R)-(+)-limonène avec l'alcool isopropylique. Le (R)-(+)-limonène est un liquide inflammable (catégorie 3) avec des effets nocifs à la santé (toxicité aiguë par voie orale, corrosion/irritation de la peau, sensibilisation de la peau, peut être fatal si aspiré) et à l'environnement (toxicité aquatique aiguë, toxicité aquatique chronique) (36-38).

Avantages et Désavantages

La FDM permet une plus grande variété de matériaux que SLA. Les matériaux ont des propriétés mécaniques plus fortes. De plus, cette modalité permet de fabriquer des géométries complexes. L'objet final ne nécessite pas de durcissement comme en stéréolithographie. Les structures de support peuvent être solubles facilitant le processus d'enlèvement des supports, particulièrement pour des structures complexes. La FDM a les matériaux les moins chers (moins de 100 \$/kg) (10, 14).

Par contre, la surface d'objet fabriqué par FDM doit souvent être retravaillée. Le processus est plus lent que la SLA.

iii. Fusion sur lit de poudre (PBF)

¹ HIPS est produit en rajoutant polybutadiène au polystyrène pendant la réaction de polystyrène; polybutadiène devient lié au polystyrène.

² HydroFill est un mélange de polymères propriétaire à la compagnie AirWolf3D.

Principe de base

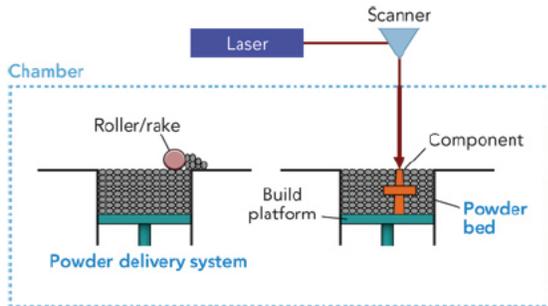


Figure 13: Principe de base du PBF (39)

Ce type de technologie repose sur l'utilisation d'un laser ou d'un faisceau d'électrons ou une source de chaleur pour chauffer et fusionner ou fondre de manière sélective un lit de poudre une couche. La plateforme est baissée d'une épaisseur. Une nouvelle couche de poudre est rajoutée par-dessus à

l'aide d'un rouleau. Cette famille de technologie inclue *selective laser sintering* (SLS), *direct metal laser sintering* (DMLS), *selective heat sintering* (SHS), *selective laser melting* (SLM) et *electron beam melting* (EBM). La poudre non-fusionnée ou non-fondue demeure en place pour le reste de l'impression agissant comme des structures de support. Cette poudre non-fusionnée peut être réutilisée en la mélangeant avec de la poudre non-utilisée. Par contre, il est important de noter que les propriétés mécaniques peuvent être affectées par la quantité de poudre recyclée (10, 14, 39).

SLS

Ce processus utilise un laser pour chauffer et fritter (*sintering*) de manière sélective pour fusionner deux couches ensemble. Ensuite, la plateforme s'abaisse d'une épaisseur de couche. Une nouvelle couche de poudre est appliquée par-dessus la couche précédente. Le laser n'amène pas les matériaux à fondre. La chambre de production est aussi chauffée jusqu'à quelques degrés sous le point de fusion pour diminuer la dépendance au laser pour le processus de fusion. Cette chambre est souvent remplie d'azote pour maximiser l'oxydation. Certains appareils sont équipés d'un système de monitoring de température couche par couche pour adapter la puissance du laser. SLS est le type d'imprimante ayant la plus grande versatilité de matériaux des PBF – incluant le papier, le plastique, des métaux, du verre, des céramiques et des matériaux composites. De manière générale, lorsqu'on réfère à l'utilisation de cette technologie pour des métaux, on utilise le terme DMLS (10, 14, 30, 40, 41).

SHS

Ce processus utilise une tête thermique d'imprimante qui fusionne sélectivement une poudre. Ces appareils nécessitent beaucoup moins de puissance et de chaleur pour produire des objets. Puisqu'il ne s'agit pas d'un laser, l'utilisation de cette technique se limite aux thermoplastiques. Pour le moment, SHS ne peut produire que des matériaux blancs avec des propriétés semblables au nylon (41-43).

DMLS

Ce type de technologie est essentiellement identique à SLS. La différence est au niveau des matériaux. SLS utilise un laser pour chauffer et fritter plusieurs types de matériaux. DMLS utilise un laser pour chauffer et fritter des alliages de métaux (40).

SLM

Ce processus est très semblable à DMLS. Ils utilisent presque les mêmes matériaux – soient des alliages de métaux. La différence est niveau de la température. DMLS chauffe pour fritter les métaux alors que SLM chauffe pour fondre les matériaux. La différence entre fondre et fritter des matériaux est qu'en fondant le matériau devient homogène, laissant moins d'espace vide. Un objet fabriqué par SLM est donc plus fort et dense. SLM nécessite un gaz inerte et plus d'énergie (40, 41, 44).

EBM

EBM est très semblable à SLM – ils peuvent produire des objets de matériaux semblables. La chambre a une pression de 1×10^{-5} mbar et est gardée à une température très près de la température de fusion. EBM utilise un faisceau d'électrons pour fondre les matériaux alors que SLM utilise un laser. Pour le moment, le choix de matériau pour EBM est plus restreint que

celui de SLM. Cette méthode crée des produits avec des propriétés excellentes dues à l'uniformité de la distribution de température (30, 41, 44).

Post-traitement SLS et SHS

Pour SLS et SHS, les structures de support ne sont pas nécessaires parce que la poudre non-fusionnée agit comme support. Puisqu'il s'agit des deux méthodes PBF produisant des objets en polymères, le post-traitement est expliqué ensemble. De plus, le SHS produit des objets faits d'un thermoplastique ayant des propriétés semblables au nylon (le polymère le plus commun en SLS). Puisqu'il n'existe qu'un modèle de SHS sur le marché, peu d'information est disponible par rapport au post-traitement. On peut supposer que les méthodes utilisées en SHS sont semblables à celles utilisées en SLS. Avant les étapes de traitement, il faut laisser la température de la chambre descendre. La première étape est d'enlever la poudre non-fusionnée. Ceci se fait habituellement avec un jet d'air comprimé. Ceci est suivi par un *blasting* avec des perles en plastique pour assurer d'avoir enlevé tout résidu de matériaux non-fusionnés. Le fini de SLS est rugueux. Cette texture est idéale pour la peinture ou le laquage. Les post-traitements les plus communs pour SLS sont par culbutage (*media tumbler* ou *vibro polish*), par teinture, par peinture ou lacquage, par enrobage pour étanchéité à l'eau et par galvanoplastie (41, 42, 45).

Le culbutage (*media tumbler*) est une méthode de polissage par laquelle des copeaux de céramiques vibrent contre l'objet pour éroder la surface externe graduellement. Par conséquent, les dimensions sont légèrement changées et les bords sont légèrement arrondis. Ce processus est déconseillé pour les objets ayant des détails plus fins. L'avantage de cette procédure est que plusieurs objets peuvent être polis à la fois. Par contre, si les dimensions et les bords sont importants, ce n'est pas recommandé (45).

La teinture est la méthode la plus efficace pour donner une couleur aux objets fabriqués par SLS en raison de leur porosité. On laisse simplement l'objet dans un bain chaud de couleur – plusieurs sont disponibles. La teinture pénètre l'objet jusqu'à environ 0.5 mm. On peut teindre plusieurs objets en même temps. De plus, la teinture est idéale pour des géométries complexes.

Cette transformation n'affecte pas les dimensions et ne laisse pas un fini brillant. La peinture et le laquage est une alternative pour colorer des produits de SLS. Il est recommandé d'appliquer quatre à cinq couches minces plutôt qu'une couche épaisse permettant un séchage plus rapide et plus uniforme. Le laquage peut améliorer les propriétés mécaniques. Ces techniques peuvent conférer une protection UV et laisser un fini brillant. Par contre, les dimensions sont affectées (45).

Il est possible d'embrober un objet SLS de silicone ou d'acrylate de vinyl afin de rehausser résistance à l'eau inhérente de ceux-ci. Cette couche peut améliorer les propriétés mécaniques. Les dimensions sont inévitablement affectées car la couche est relativement épaisse (45).

Il est possible d'utiliser la galvanoplastie pour les objets fabriqués par SLS pour améliorer la force ou la conductivité électrique. Ceci donne une apparence d'un objet en métal avec une belle surface. Par contre, il s'agit d'une méthode chère requérant une longue attente (45).

Post-traitement SLM, DMLS et EBM

Pour SLM, DMLS et EBM, il faut des supports joignant l'objet à la plateforme qui sont utilisés pour le transfert thermique. Ces structures doivent être enlevées – par contre, il est recommandé de faire cette étape après les traitements thermodynamiques (30).

Processus de post-traitement thermodynamiques

Les post-traitements thermodynamiques sont utilisés pour les objets fabriqués par PBF en métaux, à l'exception de EBM. Le changement rapide de température peut laisser des stress à l'intérieur du modèle, qui peuvent causer une distorsion. Pour soulager ces stress, il est fortement conseillé de faire un traitement de chaleur dans un fourneau à une haute température entre 550 et 650 °C pendant une à deux heures, rempli d'air, azote ou argon pour prévenir l'oxydation. Ensuite, la température du fourneau est lentement diminuée (30, 46).

Le soulagement de stress peut aussi se faire par un cycle de *annealing*. Ce type de cycle permet de restaurer la ductilité du métal. Pour le titane (Ti6Al4V), ceci se fait dans un fourneau entre 650 à 850 °C pendant une à quatre heures (46).

Le dernier processus thermodynamique est *hot isostatic processing*. Il s'agit du traitement thermodynamique le plus commun pour le titane. Cette méthode utilise des hautes températures et hautes pressions pour réduire la porosité du métal. Plusieurs propriétés mécaniques sont améliorées comme la résistance aux impacts (*impact strength*), la ductilité, la résistance à la fatigue du matériau (*fatigue resistance*) et la fiabilité du matériau. Un vaisseau de *hot isostatic processing* peut atteindre une pression de 207 MPa et une température de 2000 °C. Le vaisseau est souvent rempli d'un gaz inerte comme l'argon pour prévenir l'oxydation du métal. À titre d'exemple, ce processus se fait à 920 ± 10 °C et 103 ± 5 MPa pendant deux heures. Il faut diminuer la température jusqu'à 650 °C dans un autoclave et on peut laisser la température diminuer jusqu'à la température ambiante. Les différents processus thermodynamiques exigent un long processus de refroidissement (46).

Processus de post-traitement mécaniques

Après la fin de l'impression, lorsque la température est suffisamment basse, on introduit la plateforme dans un système de récupération de poudre (PRS) pour un *sandblasting* dans le but de détacher la poudre non-fusionnée. La durée de cette étape dépend de la forme et des dimensions de l'objet (46).

Il faut enlever les supports. Cette étape est faite à l'aide d'appareil d'usinage à électro-décharge (EDM). Certains produits peuvent nécessiter de l'usinage utilisant de la machinerie complexe (46).

Avantages et désavantages

Un avantage majeur des technologies PBF est le fait que les structures de support ne sont pas nécessaires à des fins structurelles. Ceci réduit le travail manuel comparativement à FDM. De plus, une large variété de matériaux est possible. Il s'agit d'une modalité idéale pour des géométries complexes. Par contre, ces technologies requièrent beaucoup d'énergie. La surface finale dépend de la taille des particules. Il y a aussi une limitation de la grandeur d'objet (14, 41).

Pour SLS, il s'agit d'un processus relativement rapide créant des objets avec une bonne résistance chimique et thermique. Par contre, les couleurs sont limitées (14).

Pour DMLS, la surface finale doit être retravaillée. Il n'est pas possible de créer de grands objets (14).

Pour SHS, il s'agit d'une technologie moins chère que SLS. Par contre, il s'agit d'une technologie récente avec un historique limité (14).

Pour SLM, cette technologie est idéale pour des objets hybrides entre des treillis et un solide. Cependant, la surface produite est inadéquate (14).

EBM est une modalité rapide comparativement à SLM avec moins de distorsions et moins de gaspillage de matériaux. L'appareil est plus difficile à nettoyer. Certaines précautions doivent être prises pour les rayons X (14).

iv. Jet de matériau

Principe de base

Le jet de matériau fonctionne selon un principe semblable à une imprimante à encre. L'appareil envoie un jet d'un photopolymère de manière sélective sur la plateforme. Une lumière UV durcit ensuite cette couche. La plateforme est baissée pour permettre l'imprimante de passer à la

prochaine couche. Ce type d'appareil utilise deux ou plusieurs têtes : une pour le matériau de support et au moins une (ou plusieurs) pour le matériau du modèle. Le matériau de support est semblable à un gel ou à de la cire. Les deux technologies sur le marché sont PolyJet et MultiJet Modeling (MJM) (18, 47).

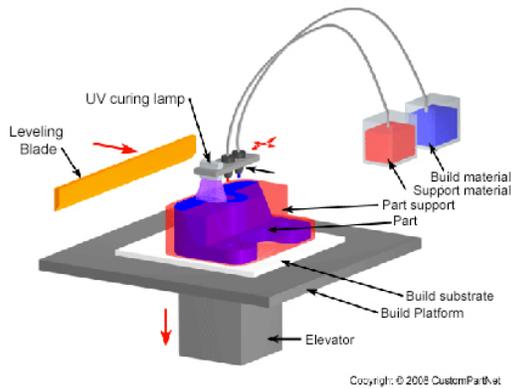


Figure 14: Principe de base du jet de matériau (48)

PolyJet et MJM

PolyJet et MJM sont des technologies très semblables. PolyJet a été développé par Stratasys alors MJM a été développé par 3D Systems. La différence entre ces deux technologies n'est pas au niveau du processus d'impression. Elle est surtout en lien avec les structures de support. PolyJet utilise

un matériau semblable à un gel – un mélange de propylène, polyéthylène, acrylique et glycérine. Le matériau de support de MJM est une cire de paraffine. Puisque les matériaux sont différents, la technique pour s'en départir est différente (47, 48).

Post-traitement de PolyJet

Après avoir enlevé l'objet de la plateforme, on utilise un jet d'eau à haute pression pour enlever le plus de structures de support possibles. Il est important de faire attention de ne pas endommager les détails plus fragiles du modèle. On laisse ensuite l'objet dans un bain chimique, avec de l'hydroxyde de sodium. Ceci est suivi par un rinçage rapide (47).

Post-traitement de MJM

Lorsque l'objet est enlevé de la plateforme, on le place dans un four pour que le matériau de support fonde. Ceci peut prendre au moins une heure mais ne nécessite pas d'actions ou de supervisions. L'excédent peut être essuyé avec une serviette. Comme étapes additionnelles, on

peut rajouter un bain d'huile ultrasonique pour nettoyer des détails fins suivi d'un bain d'eau savonneuse pour enlever l'huile (47).

Avantages et désavantages

Ce type d'impression est avantageuse parce qu'elle permet de créer des modèles avec plusieurs matériaux et plusieurs couleurs. Il est aussi possible d'utiliser des matériaux transparents. Le jet de matériau a une plus grande variété de propriétés mécaniques – elle permet d'avoir des matériaux flexibles (10, 14).

Le désavantage majeur est le coût tant au niveau de l'investissement original que des matériaux. Le coût des matériaux se situe environ à 300 \$/kg. De plus, les objets fabriqués par jet de matériaux sont moins durables que ceux produits par PBF (10, 14).

v. *Jet de liant (Binder jetting)*

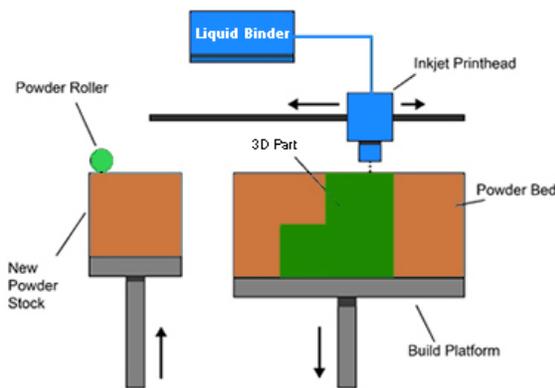


Figure 15: Diagramme du jet de liant (50)

Principe de base

Une couche de poudre est sur la plateforme. La tête d'imprimante envoie un jet d'agent liant (*binding agent*) sélectivement sur la poudre. On ajoute une nouvelle couche de poudre. Le liant crée un lien entre les deux couches. Le liant peut être de plusieurs couleurs permettant des modèles avec plusieurs couleurs. Il n'est pas possible d'utiliser des matériaux transparents.

Les structures de support ne sont pas nécessaires en parce que la poudre qui n'a pas été touchée par le liant est utilisée comme support. Il existe deux technologies de ce genre : powder bed and inkjet head 3d printing (PBIH) et plaster-based 3d printing (PP) (10, 14, 49, 50).

PBIH et PP

La différence majeure entre ces deux technologies est au niveau des matériaux utilisés. PP permet l'utilisation de matériaux à base de plâtre, limitant les types de matériaux possibles aux céramiques et matériaux composites. Le PBIH permet beaucoup plus de flexibilité en termes de matériaux. Dans les polymères, il est possible d'utiliser l'acrylique. Pour les métaux, on peut imprimer en laminés de métal. Pour les céramiques, on peut utiliser des poudres de céramique. On peut aussi utiliser des matériaux composites (14, 49).

Post-traitement

Lorsque l'impression est terminée, il faut enlever la poudre qui n'a pas été touchée par le liant en utilisant un aspirateur ou un jet d'air. Il faut faire infiltrer le modèle, soit avec du cyanoacrylate, de la cire ou une résine. Les objets en métal ou en céramique nécessitent habituellement un traitement thermique pour améliorer les propriétés mécaniques (10, 51).

Avantages et désavantages

Cette technologie est relativement rapide et simple. Le coût des matériaux est moins élevé (environ 150 \$/kg) que les technologies de jet de matériau, PBF et stéréolithographie. Les matériaux sont cependant plus chers que les matériaux en FDM/FFF. PP permet aussi la réutilisation de la poudre excédante (10, 14).

Le seul désavantage commun aux deux technologies est la fragilité des objets. De plus, PBIH a une précision limitée. PP a un choix de matériaux très limité (14).

vi. Laminage

Principe de base

Le matériau est placé sur la plateforme de coupe. On le colle à la couche précédente avec un agent adhésif. Le matériau est coupé par laser ou par une lame. La plateforme est baissée. On ajoute la prochaine couche. L'agent adhésif peut être ajouté uniformément à la couche complète avant ou sélectivement. Les technologies de laminage sont « *laminated object manufacturing* » (LOM) et « *ultrasonic additive manufacturing* » (UAM) (10, 14, 52, 53).

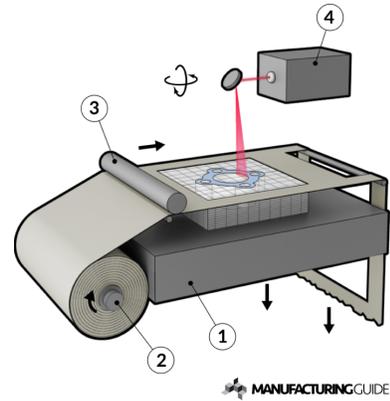


Figure 16: Diagramme du principe de laminage (53)

LOM et UAM

LOM a plusieurs matériaux possibles comme le papier, le plastique, certains métaux, du verre, des céramiques et des matériaux composites. UAM utilise exclusivement des métaux et alliages de métaux, incluant aluminium, cuivre, acier inoxydable et titane. Les deux différentes couches sont liées par soudage ultrasonique. Ce processus se fait à basse énergie (14, 52).

Post-traitement

Pour LOM, l'excès de matériel est facilement enlevé après la construction. Il y a peu de traitement car les objets créés par LOM ne sont pas habituellement destinés à des usages structurels (visuels). Pour UAM, il faut enlever l'excès par usinage (52).

Avantages et désavantages

Ces méthodes sont relativement rapides. Aucun matériau toxique n'est utilisé – facilitant la manipulation des matériaux. Les matériaux sont parmi les moins chers de toutes les technologies de fabrication additive (14, 52).

Un désavantage majeur du laminage est sa précision. Pour LOM, les objets fabriqués ne sont pas homogènes (14, 52).

vii. Bref historique, contexte de l'impression 3D et tendances

En 1981, Hideo Kodama décrit un système de prototypage rapide ayant la capacité de créer un objet solide par couche en utilisant des photopolymères. En 1984, Charles Hull invente la stéréolithographie – l'appareil fonctionne en exposant sélectivement une cuve de matériau à base d'acrylique (photopolymère). Le premier objet créé est un verre avec une hauteur de 5 cm. La période de fabrication a duré 2 mois. Cette technologie est brevetée en 1984. Hull fonde la compagnie 3D Systems en 1986 – cette même compagnie crée le premier appareil SLA en 1992 (54-57).

Quelques années plus tard, en 1988, Michael Feygin met un brevet sur la technologie LOM (56, 57).

Dans les mêmes années, Dr. Carl Deckard et son superviseur Dr. Joe Beaman, ont développé et breveté en 1988 la technologie SLS. Quelques années plus tard, une petite entreprise partie à University of Texas, DTM a produit le premier appareil de SLS (54-57).

La technologie FDM est brevetée en 1989 par Steven Scott Crump. Il fonde avec sa femme la compagnie Stratasys Ltd quelques années plus tard (54-57).

En 1993, la compagnie Soligen a commercialisé une technologie qui utilisait un jet de liant sur un lit de poudre de céramique pour former des coquilles utilisées dans un processus de moulage. Un groupe au Massachusetts Institute of Technology (MIT) a repris cette technique pour créer l'impression 3D par jet de liant (binder jetting). En 1995, la technologie SLM est développée en Allemagne par Dr Dieter Schwarze et Dr Matthias Fockele (58, 59).

Ces technologies ont été principalement à usage commercial jusqu'à récemment dû aux brevets. Ces appareils étaient de grade industriel, les rendant inatteignables à la population générale et aux petites entreprises. Entre 2013 et 2015, plusieurs brevets de SLA, SLS et FDM ont expiré. Ceci a engendré un mouvement de démocratisation de l'impression 3D.

Cette démocratisation se traduit par des logiciels « open-source » et des imprimantes qualifiées de « desktop ».

Les logiciels open-source sont gratuits et sont alimentés par une large population amatrice. Ces imprimantes sont aussi destinées au même public cible – elles ont une capacité plus basse que les imprimantes de grade industriel.

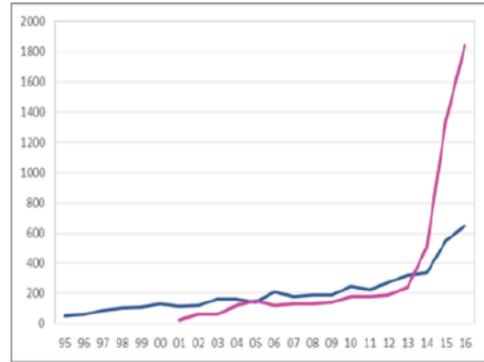


Figure 18: Nouveaux brevets au cours des dernières années (60)

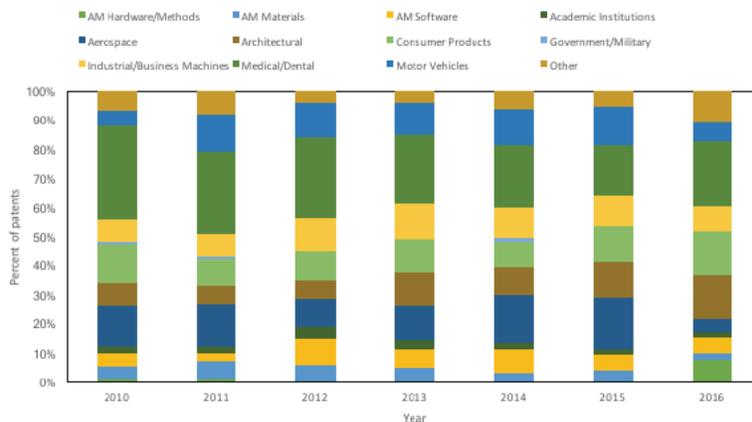


Figure 17: Proportion de brevets par secteur pendant les dernières années (60)

est le secteur médical et dentaire, représentant approximativement un quart des brevets émis au cours de ces années (un diagramme représentant la division des brevets au cours de ces années se trouve dans la Figure 17).

Les dernières années ont été marquées par une diminution marquée des prix d'imprimantes 3D et aussi d'une augmentation accrue de brevets (voir Figure 18). Le secteur ayant la plus grande proportion de brevets émis entre les années 2010 et 2016

En comparant le nombre de brevets par type de technologie, on remarque que les technologies PBF (particulièrement SLS), photopolymérisation de cuve (SLA) et l'extrusion de matériau (FDM) prédominent le nombre de brevets demandés (voir Figure 19). Ceci concorde avec l'expiration des premiers brevets en impression 3D. On prévoit donc une forte augmentation de

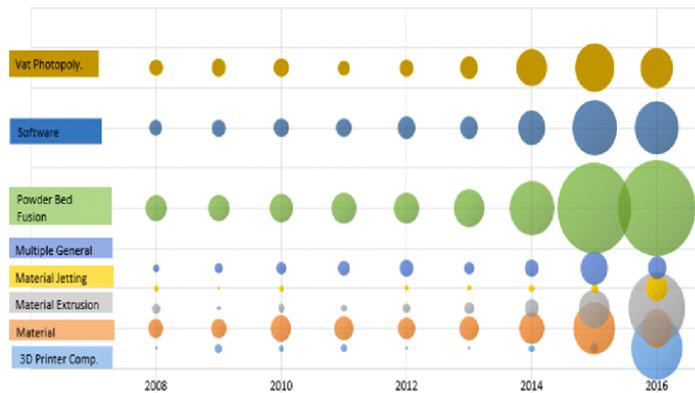


Figure 19: Brevets selon la technologie au cours des dernières années (60)

la proportion des autres technologies telles que le jet de liant (binder jetting), modelage à jets multiples (PolyJet/MJM) et des technologies d'impression de métal pendant les années suivant l'expiration de ces brevets (55, 60, 61).

Le marché de l'impression 3D est en croissance. Selon Wohlers Associates en 2013, on prévoyait une valeur d'industrie de plus de dix milliards en 2021. Un an plus tard, cette même firme a doublé ses prédictions pour la valeur de l'industrie pour une valeur de 21 milliards en 2021. La valeur du marché médical d'impression 3D augmente à un rythme semblable (59).

viii. *Compagnies et modèles*

Le marché se divise en trois segments : imprimantes 3D, logiciels 3D et services d'impression. Plusieurs compagnies appartiennent à plusieurs segments mais pour simplifier la présentation du marché, chaque segment sera présenté de manière séparée.

Imprimantes 3D

Au-delà du type de technologie utilisée, on peut catégoriser les imprimantes 3D en deux : amatrice (souvent appelée *desktop*) et industrielle. Les imprimantes amatrices sont disponibles pour les FDM, SLS et SLA.

Stratasys

Stratasys, établie en 1988, est une des premières compagnies vendant des imprimantes 3D. Elle vend des appareils de grade industriel. Elle offre des appareils de deux technologies – FDM et

PolyJet. Stratasys offre sept modèles d'imprimantes : Mojo, uPrint SE plus, Stratasys F170 (Fseries), Stratasys F270 (Fseries), Stratasys F370 (Fseries), Fortus 380mc, Fortus 450mc et Fortus 900mc. Les imprimantes Fortus et Fseries peuvent être utilisées pour la production de masse. Ces imprimantes peuvent toutes être utilisées pour du prototypage. Les différences majeures entre les sept imprimantes sont les dimensions de l'appareil, les dimensions maximales des objets produits, les matériaux supportés et l'épaisseur minimale d'une couche. L'épaisseur minimale varie en fonction des matériaux (62).

Les imprimantes FDM de Stratasys ont un point de départ de \$20 900USD pour les imprimantes uPrint SE plus et Mojo alors que la Fortus 900mc débute à un prix de \$175 000 USD – s'il s'agit de la plus grosse imprimante FDM sur le marché. Les imprimantes FDM ont une capacité de production entre 127 x 127 x 127 mm et 914 x 610 x 914 mm. Le nombre de matériaux compatible varie entre 1 et 12 matériaux. L'épaisseur minimale varie entre 0.127 et 0.508 mm dépendant du matériau utilisé (62).

Stratasys offre aussi des imprimantes PolyJet. Plusieurs modèles sont disponibles en PolyJet (11 modèles). Parmi ceux-ci, deux modèles sont considérés des « desktop printers » puisqu'ils sont compacts – Objet24 et Objet30. Ces modèles coûtent \$19 900 USD et plus. L'Objet24 est restreint à un matériau possible – VeroWhitePlus, un matériau rigide. L'Objet30 permet l'utilisation de cinq matériaux différents dont quatre matériaux rigides et opaques (de couleurs différentes) et un matériau semblable au polypropylène. L'Objet30 a aussi plusieurs options – Objet30 Prime, Objet30 Pro, Objet30 Dental Prime, Objet30 OrthoDesk. Les différences majeures sont les matériaux disponibles (jusqu'à 12 pour certains). Parmi les autres imprimantes, les plus hautes de gamme sont les Connex3 Objet 500, Connex3 Objet350 et Connex3 Objet260. Celles-ci permettent une épaisseur de 16 microns avec plus de 1000 options de matériau avec des variations de couleurs, transparence, flexibilité et résistance à la chaleur. Une imprimante comparable est la Stratasys J750 qui peut avoir une épaisseur de 14 microns avec la possibilité de jusqu'à 360 000 couleurs, textures, gradients et transparences. Les autres imprimantes (Connex1 Objet 350, Connex1 Objet 500, Objet Eden260VS, Objet Eden260V, Objet Eden350) ont moins de possibilités de matériaux – entre 14 et 17 matériaux distincts. Certains modèles ont la possibilité d'avoir un matériel de support soluble à l'eau, dont l'Objet

Eden260VS. Pour ce genre d'imprimante, les prix se situent entre \$20 000 USD (Objet Eden – pas de support soluble) jusqu'à plus de \$330 000 USD (62).

3D Systems

Une autre compagnie importante dans la fabrication d'imprimantes est 3D Systems. Cette compagnie offre des imprimantes de plusieurs types de technologies : DMP (*direct metal printing* – le nom de 3D Systems de la technologie DMLS), MJP (*multiple jet printing* – aussi appelé MJM), CJP (*color jet printing*, le nom propriétaire à 3D Systems du *binder jetting*) SLS et SLA. Les appareils vendus par 3D Systems sont plutôt de grade industriel – on cible des organisations se servant de l'impression 3D de manière professionnelle. Pour les appareils DMP, 3D Systems offre une gamme de produits partant d'appareils idéaux pour un laboratoire, avec des dimensions maximales de 100 x 100 x 100 mm et une précision de $\pm 50 \mu\text{m}$ ou $\pm 0.2\%$ (Pro DMP 100), jusqu'au modèle DMP 8500, une solution pour une production de masse, capable de produire des objets de 500 x 500 x 500 mm. Il existe sept modèles DMP chez 3D Systems (63).

Pour les imprimantes MJP de 3D Systems, il y a trois modèles : ProJet MJP 2500 Series, ProJet MJP 3600 Series et ProJet MJP 5600. Ces appareils peuvent imprimer des matériaux rigides et flexibles (semblables à un élastomère). De plus, il est possible d'imprimer en noir, blanc, transparent et en ton « naturel ». La ProJet MJP 2500 Series permet de construire un objet d'une dimension de 295 x 211 x 142 mm. La ProJet MJP 3600 permet de fabriquer un objet de 298 x 185 x 203 mm avec des matériaux résistants aux hautes températures et des matériaux biocompatibles. La dernière option permet 12 choix de matériaux avec des dimensions maximales plus élevées (518 x 381 x 300 mm) (63).

Pour les imprimantes SLS, il y a 5 modèles disponibles : ProX SLS 6100, ProX SLS 500, sPro 60 HD-HS, sPro140 et sPro 230. Ces modèles peuvent utiliser jusqu'à sept matériaux. Les différences sont particulièrement au niveau des dimensions d'objet produits et la puissance du laser. Les dimensions possibles sont entre 381 x 330 x 460 mm jusqu'à 550 x 550 x 750 mm.

La puissance des lasers CO₂ se trouve entre 70W et 200 W. Ces appareils ont un prix de départ entre \$100 000 USD et \$250 000 USD (63).

Pour les imprimantes SLA, il y a quatre modèles disponibles : ProJet 6000 HD, ProJet 7000 HD, ProX 800 et ProX 950. Les ProJet sont conçus pour une haute précision et haute reproductibilité. Les ProX sont conçus pour une haute productivité et haute précision. Les dimensions maximales produites sont entre 250 x 250 x 250 mm jusqu'à 1500 x 750 x 550 mm. Les prix se situent entre \$100 000 USD jusqu'à plus de \$500 000 USD (63).

Pour les imprimantes CJP, il y a cinq modèles : ProJet CJP 260Plus, ProJet CJP 360, ProJet CJP 460Plus, ProJet CJP 660Pro et ProJet 860Pro. La plus petite imprimante permet de créer des objets de 236 x 185 x 127 mm (260Plus). La plus grande imprimante (860Pro) permet de créer des objets de 508 x 381 x 229 mm. La ProJet 360 imprime seulement en monochrome blanc. Les modèles 260Plus et 460 Plus permettent l'impression en CMY (*cyan magenta yellow*). Les modèles 660Pro et 860Pro est en CMYK (*cyan magenta yellow key*). Le modèle 860Pro a cinq têtes d'impression (63).

3D Systems a aussi annoncé l'ajout d'une nouvelle imprimante de type *desktop* appelée FabPro™ 1000. Elle coûtera moins de \$5000 USD (63).

EnvisionTEC

EnvisionTEC est une compagnie offrant une large gamme d'imprimantes 3D. Elle offre des imprimantes DLP (type de stéréolithographie), 3SP, cDLM, la bio-impression et SLCOM (« *selective lamination composite object manufacturing* »), une technologie basée sur LOM (64).

EnvisionTEC offre des imprimantes DLP de type *desktop* et de grade industriel. Cette compagnie offre 9 modèles distincts : Vida, Vida HD, Micro Plus HD, Micro Plus XL, Micro Plus XL Advantage, Aureus, Apollo, Pixcera et Desktop. Plusieurs de ces modèles ont des options de spécialisation (dentaire, prothèse auriculaire) – ces options limitent le nombre de matériaux disponibles. Le plus petit appareil crée des objets de dimensions 45 x 28 x 100 mm.

Le plus grand appareil crée des appareils de 140 x 79 x 100 mm. L'épaisseur minimale est 25 jusqu'à 150 μm , dépendant du matériau. La résolution minimale (en x,y) est 30 μm . Les appareils ont des quantités variables de matériaux possibles – entre 6 et 39. Ces imprimantes se trouvent tous entre \$10 000 - \$63 000 USD (64).

EnvisionTEC offre une série d'imprimantes DLP appelée « perfactory », qui sont destinées pour des petites usines de fabrication ou fabrication de petits objets. Il existe 11 modèles, dont quelques-uns ont des options pour des industries spécifiques. Les dimensions d'objets possibles sont entre 44 x 33 x 230 mm jusqu'à 230 x 144 x 200 mm. On peut remarquer que ces dimensions ne sont pas très différentes de celles possibles avec leurs imprimantes « desktop » - la différence est au niveau du débit de production possible avec ces imprimantes. La résolution minimale (x,y) se situe entre 19 et 120 μm . L'épaisseur minimale se situe entre 15 et 150 μm dépendant du matériau. Ces appareils ont moins de matériaux possibles, entre 7 et 25 matériaux. Les imprimantes dans cette catégorie coûtent entre \$90 000 et \$130 000 USD (64).

La famille d'imprimante 3SP utilisent une technologie DLP propriétaire à EnvisionTEC facilitant la stéréolithographie avec une grande cuve, sans distortion et sans mécanisme complexe augmentant les coûts. En effet, ces imprimantes ont un point de départ de \$40 000 USD jusqu'à plus de \$225 000 USD. Ces appareils ont une chambre de fabrication entre 266 x 175 x 76.2 mm et 457 x 457 x 457 mm. La résolution minimale (x,y) se retrouve entre 50 et 100 μm . L'épaisseur minimale se trouve entre 50 et 100 μm , dépendant des matériaux. Ces imprimantes ont moins de possibilité en termes de matériaux – entre 1 et 7 (64).

EnvisionTEC offre aussi quatre imprimantes avec cDLM, une technologie récente (2016), permettant d'accélérer l'impression jusqu'à dix fois la vitesse de leur technologie DLP. Ces appareils ont des petites capacités en termes de volume de fabrication – entre 45 x 28 x 75 mm et 145 x 81.5 x 100 mm. La résolution minimale (x,y) est entre 31.25 et 76 μm . L'épaisseur minimale est entre 25 et 150 μm à l'exception d'un modèle particulier, Micro Plus cDLM, permettant d'avoir une épaisseur minimale de 1 μm . Les quatre modèles ont trois matériaux possibles. Ces imprimantes coûtent entre \$10 000 et \$50 000 USD (64).

EnvisionTEC offre aussi la bio-impression (bioplotting) – une forme d'impression suivant un principe semblable à l'extrusion de matériau. Il existe trois modèles- 3D Bioplotter Starter Series, 3D Bioplotter Developer Series et 3D Bioplotter Manufacturer Series. Ces modèles ont plusieurs propriétés en commun : la vitesse d'impression (0.1 à 150 mm/s), diamètre minimal de brin (0.100 mm – dépendant du matériau), résolution minimale (0.001 mm), les matériaux (2 matériaux à base de cellulose, un thermoplastique et un silicone). Les dimensions d'objet produit sont semblables – 150 x 150 x 140 mm (Starter Series) et 150 x 150 x 150 mm (Developer et Manufacturer series). Les différences se trouvent au niveau fonctionnel. La Starter Series a un maximum de deux extrudeurs (*head*) à température élevée seulement (30-250 °C). Elle est idéale lorsque les besoins d'automatisation sont faibles. Les seuls filtres inclus sont les filtres de particules. Le contrôle de la hauteur de la plateforme et la calibration des matériaux se font manuellement. La calibration d'aiguille se fait par capteur photo. Le système est équipé d'un ordinateur de base intégré. La Developer Series incluent toutes les fonctionnalités de la Starter Series. Elle peut avoir un maximum de trois extrudeurs à haute température ou basse température (0-70 °C). Elle a un système de contrôle de température intégrée (-10-80 °C, refroidisseur n'est pas inclus). Le contrôle de la hauteur de la plateforme se fait automatiquement. L'appareil a des capacités de durcissement par UV. Elle est aussi équipée d'un ordinateur professionnel. Elle a un filtre stérile et un filtre de particules. La Manufacturer Series a toutes les fonctionnalités de la Developer Series. De plus, elle peut avoir jusqu'à cinq extrudeurs à haute ou basse température. La température de la plateforme est contrôlée automatiquement (incluant le refroidisseur) en plus d'avoir quatre ports de température externes. Ceci permet une plus grande diversité de matériaux, incluant des matériaux qui ont de basses tolérances pour des variations des conditions de l'environnement. La calibration se fait par caméra. La calibration des matériaux se fait de manière semi-automatique. Les imprimantes de bio-impression se situent entre \$75 000 et \$270 000 USD sans les accessoires (64).

EnvisionTEC offre la technologie SLCOM (*selective lamination composite object manufacturing*). Il s'agit d'une technologie permettant d'imprimer des fibres composites pré-imprégnées de thermoplastiques. Ils ont pour le moment une seule imprimante utilisant cette technologie – SLCOM 1. Il s'agit d'une imprimante de grade industriel qui peut créer des objets

jusqu'à 762 x 610 x 610 mm, avec une résolution de 100 µm en x et y. Cet appareil a un coût d'environ \$1 000 000 USD (64).

Formlabs

Formlabs est une compagnie reconnue pour son imprimante de type *desktop* en stéréolithographie – Form 2. Elle a la capacité de produire des objets jusqu'à 145 x 145 x 175 mm avec une épaisseur minimale de 25-100 µm. Le laser utilisé a une puissance de 250 mW. La Form 2 se vend à \$3 350 USD. Elle offre une douzaine de résines dont des résines d'ingénierie et des résines pour la médecine dentaire. Formlabs donne l'option d'acheter un appareil pour nettoyer et pour durcir les impressions : Form Wash et Form Cure. Form Wash nettoie les objets dans 8.6 L de IPA (alcool isopropylique) pendant 15 minutes. La Form Wash se vend à \$499 USD. La Form Cure utilise une longueur d'onde de 405 nm et peut se réchauffer jusqu'à 80 °C. La Form Cure se vend à \$699 USD (65).

Formlabs a annoncé récemment une nouvelle imprimante, Fuse 1 – une imprimante SLS de type *desktop*. Elle sera disponible en version beta en fin de printemps 2018 et sera officiellement lancée en automne 2018. Elle pourra produire des objets jusqu'à 165 x 165 x 320 mm. L'épaisseur minimale sera de 100 µm avec une vitesse de 10 mm/hr. Le laser aura une puissance de 10 W et aura une longueur d'onde de 1066 nm. Le seul matériau disponible à son lancement sera le nylon-12 (polyamide-12). Le nylon-11 et d'autres matériaux sont actuellement en développement. De plus, une seule couleur sera disponible (gris) en raison de la longueur d'onde du laser. Elle coûtera \$9 999 USD, et \$19 999 USD pour un ensemble incluant une chambre de construction additionnelle, une unité de post-processing et une quantité de nylon-12 (66).

Makerbot

Makerbot est une compagnie se spécialisant dans les imprimantes *desktop* FDM. Elle a récemment été achetée par Stratasys. Elle offre quatre modèles se différenciant par les

dimensions des objets. La Makerbot Replicator+ peut créer des objets jusqu'à 295 x 195 x 165 mm avec une épaisseur de 100 µm. Elle a une précision de 11 µm au niveau des x,y et 2.5 µm pour l'axe des z. Elle est équipée d'une caméra pour pouvoir surveiller l'impression à distance. Elle n'a qu'un matériau d'impression – le PLA. La Makerbot Replicator Z18 est une option pour des objets plus grands – 300 x 305 x 457 mm, avec les mêmes caractéristiques. Le produit le plus récent de Makerbot est la Replicator Mini+. Il s'agit de leur plus petite imprimante – ayant la capacité de produire des objets jusqu'à 101 x 126 x 126 mm. Le dernier modèle de Makerbot est la Replicator 2X – cette imprimante se démarque des autres puisqu'elle a deux extrudeurs, permettant d'utiliser un matériau de support soluble. Elle est optimisée pour le matériau ABS. Les coûts sont entre \$1 299 et \$6 499 USD (67).

Ultimaker

Ultimaker est une autre compagnie créant exclusivement des imprimantes amatrices FDM. Elles offrent quatre modèles distincts, dont deux ayant des options de dimensions. La Ultimaker original + est une imprimante à monter soi-même. Les dimensions d'objet sont de 210 x 210 x 205 mm avec une précision de 12.5 µm en x et y et 5 µm en z. L'épaisseur minimale est de 20 µm. Sa vitesse maximale est 8 mm³/s et peut imprimer en trois matériaux – PLA, ABS et CPE (copolyester). Elle offre une très petite imprimante avec des propriétés semblables à celle de l'Original + avec un volume de 120 x 120 x 115 mm. La buse peut atteindre 260 °C facilitant l'impression de certains thermoplastiques ayant un point de fusion plus élevé. Elle peut cependant seulement imprimer en PLA. La Ultimaker 2+ et la Ultimaker 2+ extended ont la même précision que l'Original + et la Ultimaker 2 Go avec les dimensions de 223 x 223 x 205 mm et 223 x 223 x 305 mm respectivement. De plus, elles ont sept matériaux compatibles et une vitesse maximale de 24 mm³/s. La Ultimaker 3 et Ultimaker 3 extended ont l'avantage d'avoir deux extrudeurs permettant d'avoir un matériau de support différent de celui de l'objet. Elles ont dix matériaux possibles dont un matériau soluble à l'eau pour le matériau de support. Elles ont la même vitesse maximale que les Ultimaker 2+ et Ultimaker 2+ extended, avec une amélioration de la précision dans l'axe vertical (12.5 x 12.5 x 2.5 µm). Contrairement aux autres Ultimaker, la 3 et 3 extended peuvent atteindre 280 °C. Les dimensions sont semblables 215 x

215 x 200 mm et 215 x 215 x 300 mm. Les Ultimaker partent à \$1 250 jusqu'à \$5 550 CAD (68).

Voxeljet

Voxeljet est une compagnie allemande qui se spécialise en impression 3D industrielle. Ils offrent cinq modèles qui utilisent la technologie de binder jetting. Ils offrent des chambres de construction entre 300 x 200 x 150 mm jusqu'à 4000 x 2000 x 1000 mm. Les particules utilisées sont le plastique (PMMA) et du sable, qui ont des épaisseurs minimales de 150 et 300 µm respectivement. Leurs appareils se vendent entre \$150 000 et \$2 300 000 USD (69).

Sinterit

Sinterit est une compagnie qui se spécialise en SLS. Leur modèle unique est Sinterit Lisa – il s'agit d'une imprimante SLS de type desktop. Cette imprimante peut utiliser deux matériaux : le nylon-12 et Flexa black (TPU, polyuréthane thermoplastique). Les dimensions maximales des objets fabriqués sont 150 x 200 x 150 mm. Par contre, les dimensions maximales optimales pour assurer une meilleure précision sont plus basses et sont dépendantes du matériau de fabrication. L'épaisseur d'une couche se situe entre 0.075 et 0.175 mm. Le laser a une puissance de 5 W. Cet appareil se vend à \$6 990 USD. Par contre, pour \$9 405 USD, la compagnie inclue le Sinterit Powder Sieve (appareil pour nettoyer la poudre à recycler), le Sinterit Sandblaster (un appareil pour sabler), des accessoires au processus d'impression 3D et une quantité de poudre (70).

Sintratec

Sintratec est une compagnie suisse qui se spécialise aussi en SLS de type desktop. Leur appareil appelé S1 imprime en deux matériaux : nylon-12 et TPE (élastomère thermoplastique). Les dimensions maximales d'une impression est 130 x 130 x 180 mm. Cependant, il est recommandé de ne pas excéder 110 x 110 x 160 mm. L'épaisseur d'une couche est 100 µm.

Sintratec offre aussi un autre appareil – Sintratec Kit, qui utilise seulement le nylon-12. Les dimensions maximales sont 110 x 110 x 110 mm alors que les dimensions maximales optimales sont 90 x 90 x 90 mm. La Sintratec Kit coûte environ \$5 800 USD. La Sintratec S1 coûte \$23 000 USD (71, 72).

Zortrax

Zortrax est une compagnie spécialisée en FDM de type desktop. Elle offre quatre modèles dont un modèle à deux extrudeurs. Les dimensions varient entre 135 x 135 x 135 mm et 300 x 300 x 300 mm. Le nombre de matériaux possibles varient entre 3 et 10. Zortrax Inventure est le modèle à double-extrusion – elle a seulement 2 matériaux de construction possibles et un matériau de support qui est soluble. Les appareils ont des buses pouvant atteindre 290°C. La résolution varie entre 90 et 400 µm. Leurs imprimantes se vendent entre \$2 590 et \$4 199 CAD (73).

Carbon

La compagnie Carbon se spécialise en CLIP (technologie de stéréolithographie). Elle a deux modèles : M1 et M2. Les deux imprimantes ont les mêmes propriétés : résolution de 75 µm et 12 matériaux possible. La M1 peut créer des objets de dimension jusqu'à 141 x 79 x 326 mm. La M2 a un volume deux fois plus élevé. Carbon fonctionne par abonnement annuel. L'abonnement annuel pour la M1 est \$40 000 USD alors que celui pour la M2 est \$50 000 USD. Il faut ajouter des frais d'installation et de formation la première année de \$10 000. Pour ajouter une imprimante, il faut payer \$5 000 USD. Ils ont aussi un appareil pour nettoyer les objets produits qui coûte \$10 000 USD par année en plus d'un frais d'installation de \$5 000 USD (74).

Airwolf 3D

Airwolf 3D offre des imprimantes FDM de type *desktop*. Cette compagnie offre quatre imprimantes. Ils peuvent imprimer à une vitesse de 250 mm/s. La température maximale des

buses est 315°C pour trois modèles; 260°C pour l'autre. Deux modèles sont équipés avec deux extrudeurs, avec un matériau de support soluble. Les dimensions de construction possible sont entre 241 x 305 x 203 mm et 508 x 317 x 304 mm. Les imprimantes peuvent utiliser entre trois et six matériaux. Ces imprimantes se vendent à un coût entre \$1 795 et \$9 995 USD (75).

Fusion3

Fusion3 est une compagnie se spécialisant en FDM de type *desktop*. Ils ont deux modèles : un modèle standard et un modèle pour débit élevé. La F400-S a un volume de fabrication de 355 x 355 x 320 mm, avec une vitesse jusqu'à 250 mm/s et un débit jusqu'à 20.1 mm³/s. La F400-HFR peut accommoder un débit jusqu'à 36.1 mm³/s avec un volume de fabrication maximal de 355 x 355 x 309 mm. Pour les deux modèles, la buse peut atteindre 300 °C. Fusion3 ne vendent aucun matériau – leurs appareils accommodent la majorité des filaments vendus si le point de fusion est inférieur à 300 °C. L'appareil F400-S se vend à \$4 499 USD. L'appareil F400-HFR se vend à \$4 699 USD (76).

HP

Hewlett-Packard (HP) est une compagnie bien connue en impression. Elle offre aussi des imprimantes 3D. Elle a deux séries : Jet Fusion 3D 500/300 series et Jet Fusion 3D 4210/4200/3200 series. Leurs appareils emploient la technologie du binder jetting. La série Jet Fusion 3D 4210/4200/3200 est pour des utilisations de production industrielle – elle est composée de trois appareils qui se distinguent par leur capacité de production et débit. La 4210 et 4200 peuvent produire jusqu'à 4115 cm³/h alors que la 3200 peut produire jusqu'à 2800 cm³/h. La capacité de production est 700-1000 objets par semaine pour la 4210, 300-699 objets par semaine pour la 4200 et 130-299 pour la 3200. La série 500/300 est composée de quatre modèles : Jet Fusion 3D 580, Jet Fusion 3D 380, Jet Fusion 3D 540 et Jet Fusion 3D 340. Les imprimantes 580 et 380 sont des imprimantes en couleur. Les 540 et 340 sont des imprimantes monochromes. Les 580 et 540 ont des volumes de fabrication jusqu'à 190 x 332 x 248 mm. Les 380 et 340 ont des volumes de fabrication jusqu'à 190 x 254 x 248 mm. Pour la série

500/300, l'épaisseur minimale est 0.08 mm. La série 4210/4200/3200 débute à environ \$130 000 USD jusqu'à \$250 000 USD. La série 500/300 se situe entre \$20 000 et \$50 000 USD (77).

SLM Solutions

SLM Solutions est une compagnie spécialisée en SLM. Elle offre trois appareils, qui se distinguent principalement par le volume de production possible. Les dimensions de fabrication varient entre 125 x 125 x 125 mm et 500 x 280 x 365 mm. L'appareil le plus petit (SLM 125) a un laser de 400 W. Le plus grand appareil peut avoir deux ou quatre lasers de 400 ou de 700 W. Les appareils ont un coût entre \$400 000 et \$2 000 000 USD (78).

Arcam

Arcam est une compagnie se spécialisant en EBM. Ils offrent trois imprimantes qui se distinguent par le type d'application : Q10plus, Q20plus et A2X. L'appareil Q20plus est optimisé pour l'industrie aérospatiale. L'appareil A2X est optimisé pour l'industrie aérospatiale et pour la recherche et le développement. L'appareil Q10plus est pour la fabrication d'implants médicaux. Les matériaux compatibles sont le titane (Ti6Al4V) et cobalt-chrome (79).

Logiciels de Modélisation et Segmentation

Materialise

Materialise est une compagnie spécialisée en impression 3D – ils ont plusieurs logiciels pour le secteur médical. Leur logiciel le plus connu est Mimics inPrint – il est utilisé pour créer des modèles anatomiques 3D à partir des images médicales (CT, MRI). Ce logiciel permet de segmenter des images en quelques minutes en utilisant des outils semi-automatisés. Il s'agit d'un outil simple et intuitif pour les cliniciens. De plus, Mimics est homologué par Santé Canada (Classe 2) et approuvé par la FDA (80).

Materialise a trois logiciels de planification chirurgicale : SurgiCase, ProPlan CMF et OrthoView. SurgiCase est un système de gestion de cas chirurgicaux permettant de simplifier la planification et la commande de guides chirurgicaux et implants personnalisés. SurgiCase permet d'externaliser les aspects techniques rendant ce logiciel accessible aux cliniciens désirant créer des guides chirurgicaux et implants personnalisés. ProPlan CMF est un logiciel de planification chirurgicale virtuelle pour les chirurgies cranio-maxillofaciales. Ce logiciel permet de visualiser en 2D ou 3D l'anatomie du patient, de planifier les reconstructions mandibulaires et maxillaires, de planifier les procédures orthognatiques, d'exécuter des simulations sur les tissus mous, d'exécuter des analyses céphalométriques 3D précises et de créer des attelles virtuellement. OrthoView est un logiciel de planification chirurgicale à partir de radiographies. Ce logiciel est utile dans les cas d'arthroplastie (hanche, genou, épaule, etc.), de trauma et de fractures, de pédiatrie (déformation de membre) et déformation vertébrale. SurgiCase et ProPlan CMF sont homologués par Santé-Canada (classe 2) (80).

Materialise offre aussi des logiciels dont les publics cibles sont les ingénieurs et les chercheurs. Mimics permet d'importer plusieurs formats d'images pour créer des modèles 3D virtuels, pour faire des analyses anatomiques, pour simuler virtuellement une chirurgie et pour exporter un modèle 3D. 3-matic est un logiciel permettant de créer des implants ou guides chirurgicaux personnalisés et d'exécuter des mesures anatomiques (81).

3D Systems

3D Systems offrent plusieurs différents types de logiciel pour l'impression 3D dont des logiciels de numérisation (*scanning software*), des logiciels de design, des logiciels de préparation et optimisation pour l'impression 3D et des logiciels pour l'industrie médicale. Ils ont trois logiciels pour le secteur de la santé : D2P, PROcedure Rehearsal Studio et Symbionix MentorLean. Symbionix est un système de gestion de simulation. PROcedure Rehearal Studio permet de créer de planifier et simuler des procédures endoscopiques. D2P (DICOM to PRINT) est un logiciel permettant de créer des modèles anatomiques 3D à partir d'images médicales. Ce logiciel requiert peu d'expertise technique, et est accessible aux cliniciens. Pour le moment, D2P a été approuvé par la FDA (82).

Dolphin Imaging

Dolphin Imaging est une compagnie qui se spécialise en logiciel d'imagerie et modélisation dentaire. Dolphin 3D permet de créer des reconstructions 3D, de faire des analyses, de faire des simulations des tissus mous, de faire des mesures 2D et 3D et de planifier des procédures orthodontiques. Les versions plus récentes de ce logiciel permettent l'exportation de modèles et de attelles (*splints*) en STL. Dolphin 3D est homologué par Santé-Canada (Classe 2) et approuvé par la FDA (83).

Autodesk

Autodesk est reconnue pour AutoCAD, un logiciel de conception assistée par ordinateur. Autodesk a plusieurs logiciels 3D d'intérêt. Fusion 360 est un logiciel à stockage en ligne (*cloud-based storage*) qui permet de faire la conception, de simuler et de préparer un prototype pour l'impression 3d tout en facilitant la collaboration. Fusion 360 a un abonnement annuel de \$300 USD (84).

Autodesk Inventor est un logiciel de grade professionnel pour le développement de produit. Ce logiciel utilise la conception paramétrique. Il permet de faire des simulations de rendu 3D. Un abonnement annuel d'Inventor Professional est \$1 890 USD. Autodesk a plusieurs autres solutions en termes de logiciels de conception d'ingénierie. Ces logiciels sont généralement moins accessibles au personnel clinique (8, 84).

Able Software Corporation

Able Software Corporation offre 3D-Doctor, un logiciel d'imagerie 3D à base de vecteur, de modélisation et de mesure. Ce logiciel permet de segmenter et modéliser à partir de données CT, MRI, PET, etc. Les modèles 3D produits peuvent être exportés en STL et en plusieurs autres formats utilisés en impression 3D, planification chirurgicale, simulation et analyse quantitative.

Ce logiciel a reçu l'approbation de la FDA. Ce logiciel est compatible avec Windows et Mac. Le coût est \$4 800 USD par licence (85).

Anatome

Anatome est une compagnie spécialisée en imagerie médicale et dentaire. Ils offrent Medical Design Studio, un logiciel permettant de créer des modèles 3D à partir d'images DICOM (CT ou MRI). Le logiciel permet aussi d'améliorer des modèles 3D d'appareil biomédical et de créer des appareils biomédicaux personnalisés (86).

InVesalius

InVesalius est un logiciel *open-source* développé au Brésil qui permet de faire des reconstructions 3D à partir d'images CT ou MRI. Ce logiciel est compatible avec Windows, Apple et Linux (87).

Blender

Blender est un logiciel *open-source* de conception 3D général permettant de modéliser, de simuler, d'animer et de faire des rendus 3D. Il est compatible avec Windows, Linux et Apple (8, 88).

Slicer3D

Slicer 3D est un logiciel *open-source* pour l'analyse, le traitement et la visualisation 3D d'images médicales. Ce logiciel permet d'utiliser des images CT, MRI et d'imagerie nucléaire. Ce logiciel est compatible avec la majorité des systèmes d'opération (8, 89).

OsiriX

OsiriX MD est une des plateformes les plus communes au monde pour visualiser des images médicales. Cette plateforme permet de faire du traitement d'image en 2D et 3D et s'intègre aux PACS. OsiriX MD est seulement disponible pour des appareils Apple (90).

Dassault Systèmes

Dassault Systèmes est une compagnie spécialisée en logiciels pour le développement de produits et les simulations. Ils offrent 11 logiciels différents pour la conception de produits, la simulation, la gestion de données, la modélisation et la gestion d'opérations. CATIA est un des outils les plus utilisés en design de produit. Il s'agit d'un logiciel particulièrement utilisé en ingénierie mécanique et ingénierie des systèmes. CATIA permet de faire le design, simuler, analyser et fabriquer des produits. Un autre logiciel de Dassault Systèmes est SolidWorks. Ce logiciel est plus simple d'utilisation mais tout aussi puissant. SolidWorks peut être utilisé pour le design électrique et la gestion des données de produit. SolidWorks a des fonctions permettant d'améliorer la communication technique en pouvant générer de manière automatique des documents d'inspection par exemple. Les logiciels de Dassault Systèmes utilisent la plateforme 3DEXperience permettant la collaboration (91).

Logiciels de *slicing*

Slic3r

Slic3r est un générateur de G-code qui est *open-source*. Ce logiciel est compatible avec la majorité des imprimantes FDM *desktop* comme Ultimaker et Makerbot. Ce logiciel est aussi compatible avec certaines imprimantes DLP. Slic3r peut lire des fichiers de type STL, AMF et OBJ. Il peut exporter en G-code et fichiers SVG. Ce logiciel peut gérer des extrudeurs multiples et a une interface intuitive (92).

Simplify3D

Simplify3D est un logiciel payant. Ce logiciel est compatible avec des centaines d'imprimantes. Il permet de faire des simulations réalistes d'impression et permet d'identifier des problèmes d'impression à l'avance. Simplify3D génère la meilleure disposition des supports de manière automatique pour accélérer l'impression et pour avoir la meilleure surface possible. Il permet aussi de modifier cette disposition de support. Simplify3D peut lire les fichiers de type STL, OBJ et 3MF. Il peut exporter en G-code, x3g, makerbot, 3w, g3drem, BFB et HSV. Une licence coûte \$150 USD (93).

Cura

Cura est le logiciel d'Ultimaker. Il s'agit d'un logiciel *open-source*. Ce logiciel a plus de 200 paramètres. Cura permet l'optimisation de l'impression. Il est possible de télécharger des plugins afin de s'intégrer aux logiciels d'ingénierie et de design les plus populaires. Cura est compatible avec les fichiers de type STL, 3MF et OBJ (94).

MeshMixer

MeshMixer appartient à la compagnie Autodesk. Il s'agit d'un logiciel *open-source* qui permet d'améliorer la surface de la reconstruction 3D pour minimiser les problèmes d'impression (95).

MeshLab

MeshLab est un autre logiciel permettant d'éditer la surface de la reconstruction 3D. Il peut aussi traiter la couleur en utilisant des filtres semblables à Photoshop. Il permet aussi de comparer deux modèles 3D. MeshLab permet aussi de mesurer et analyser dans un modèle (96).

Services

Les deux compagnies les plus connues au monde sont 3D Systems et Materialise – ils sont des compagnies d'impression externes. Ils permettent de faire tout le processus d'impression à

l'externe ou seulement la partie impression et post-traitement. Les deux compagnies offrent se service pour le secteur médical – imprimant des modèles anatomiques, des guides de coupes, des attelles et des implants personnalisés (tous homologués par Santé Canada). Pour certains de ces équipements, les chirurgiens font une séance web avec les ingénieurs cliniques de ces compagnies (97, 98).

4. Revue de littérature

L'utilisation de l'impression 3D dans le domaine médical est considéré comme une technologie innovante. Pour bien structurer la recherche pour la revue de la littérature, un partenariat avec l'UETMIS (unité d'évaluation des technologies et modes d'intervention en santé) a été établi afin de confirmer ou modifier la stratégie à suivre.

a. Revue de littérature clinique et applications

i. Stratégie de recherche

À partir du stage en été 2017, les applications pré-chirurgicales avaient été privilégiées. L'objectif de la revue de littérature était d'illustrer un portrait des applications les plus communes en

planification pré-chirurgicale. Après la lecture de quelques articles utilisés par le stagiaire précédent, la stratégie de recherche a été établie. La recherche s'est faite à travers Medline via Ovid et Medline via PubMed. Google Scholar a été

consulté – par contre, la majorité des études

pertinentes étaient des doublons. Les deux concepts retenus pour la stratégie de recherche sont l'impression 3D et la planification chirurgicale. Pour le concept de l'impression 3D, il existe un terme *mesh* (« *printing, three-dimensional* »), pour lequel il y a 1439 résultats. Pour la planification chirurgicale, il n'existe pas un terme *mesh*. Pour explorer ce concept, «*surgical planning* » a été utilisé comme *text word* (recherche les termes *mesh*, les titres et les résumé), pour lequel il y avait 4977 résultats. En combinant les deux concepts, on tombe à 60 résultats (en décembre 2017, trois articles se sont rajoutés pour un total de 63). Un filtre pour la langue a été appliqué – seules les références en français et anglais ont été prises en compte, excluant quatre références. Puisque l'objectif de la revue de littérature étaient simplement d'illustrer un portrait de l'impression 3D médicale, les critères d'inclusion ne sont pas très restrictifs : un modèle anatomique ou autre appareil médical, spécifique au patient, imprimé en 3D doit être utilisé dans le cadre la planification chirurgicale ou une méthode d'impression 3D doit être

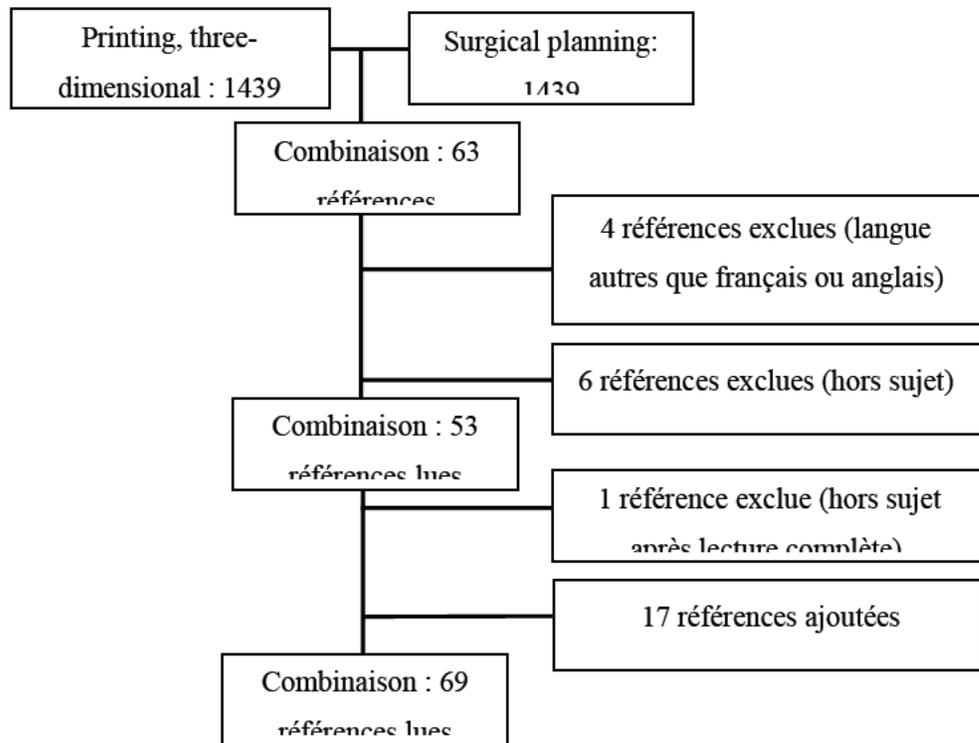


Figure 20: Stratégie de recherche

évaluée dans le texte pour une utilisation clinique chirurgicale. Les textes portant sur l'impression des implants exclusivement sont exclus. Les textes portant exclusivement sur la planification sont exclus. Les textes portant sur des données et propriétés de matériaux sont exclus. Finalement, les articles qui porte exclusivement sur la modélisation 3D sont exclus. Les types d'étude à inclure étaient des revues de littérature, des essais randomisés/cliniques, des études/séries de cas, des études de cohorte et des notes techniques. Après avoir lu les résumés, cinq références additionnelles ont été exclues car elles étaient hors sujet. Les 53 références retenues ont été lues au complet. Un article additionnel a été exclu parce qu'il traitait particulièrement de planification chirurgicale virtuelle. 17 articles additionnels ont été ajoutées à travers une recherche manuelle dans les bibliographies d'articles inclus. Pour simplifier la lecture de cette revue de littérature, les articles sont triés par discipline. Une liste des articles inclus et exclus se trouvent dans l'Annexe 4.

ii. Impression 3D médicale

Les articles portant sur l'impression 3D dans le contexte médical incluent neuf articles. La majorité (sept) de ces articles sont des revues de littérature; les deux autres articles sont des rapports techniques décrivant la méthodologie pour créer un modèle anatomique.

L'impression 3D dans le domaine médical est très récente dans la littérature – il n'y a que deux articles qui ont été publiés avant 2000. Une augmentation exponentielle a pu être noté dans les publications médicales. Les types de technologie d'impression présentés sont SLA/DLP(10, 30, 99, 100), MJP/PolyJet(10, 30, 99, 100), CJP/Binder jet(10, 30, 99-101), FDM/Extrusion(10, 30, 99-102), LOM (10, 30, 99, 100) et PBF(10, 30, 99, 100, 102). Il est important de souligner qu'une technologie en plein essor dans les processus d'extrusion est la bio-impression, qui est dans un stade de recherche (10, 100, 102, 103).

Dans le milieu médical, la liste d'applications augmente. La majorité des applications peuvent être catégorisée selon les catégories suivantes : modèle anatomique pour l'éducation médicale et la planification de traitement (planification chirurgicale, dosimétrie médicale, etc.); appareils

d'assistance externes personnalisés; implants personnalisés; bio-impression de tissus et d'organes; et produits pharmaceutiques (30). Selon *Tack et al.*, les articles portant sur la planification chirurgicale avec l'impression 3D se divisent en cinq types d'outils avec leur part des articles publiés³: guide chirurgical (60%), modèle anatomique pour la planification chirurgicale (38.70%), implant personnalisé (12.17%), modèle anatomique pour façonner l'implant (1.74%), moule pour prothèse (3.91%) et modèle anatomique pour la sélection de patient (0.87%). (9) *Kim et al.* mentionnent l'utilisation des guides chirurgicaux, des fantômes personnalisés et des implants personnalisés.

Un guide chirurgical est créé à travers la modélisation anatomique 3D de la région à opérer. C'est un appareil médical qui est temporairement attaché à un tissu dur ou mou permettant de faciliter la fixation d'un implant ou d'agir en guide de coupe. Les guides chirurgicaux sont particulièrement utilisés dans les applications de tissus durs. Selon *Tack et al.*, il s'agit de l'outil par impression 3D le plus populaire dans la littérature. L'utilisation des guides chirurgicaux a été citée en orthopédie, chirurgie maxillo-faciale, chirurgie dentaire, neurochirurgie et chirurgie de la colonne vertébrale. Les bienfaits cités des guides chirurgicaux sont la diminution des d'erreurs chirurgicales/augmentation de la justesse et la diminution du temps opératoire (9, 10, 30, 99).

Un modèle anatomique est créé par une reconstruction 3D des images médicales d'un patient. Les modèles anatomiques peuvent être utilisés dans plusieurs contextes différents : éducation médicale, simulation, communication entre le patient/la famille du patient et le chirurgien, formation, planification chirurgicale et référence intra-opératoire. La chirurgie cranio-maxillo-faciale a été une des premières applications des modèles anatomiques. En effet, il s'agit d'un outil utilisé dans plusieurs chirurgies de reconstruction. Les modèles anatomiques ont été cités en chirurgie cardiovasculaire, chirurgie dentaire, chirurgie générale, chirurgie CMF, neurochirurgie et chirurgie orthopédique. Les avantages cités sont la diminution des temps

³ Certains articles incluaient plusieurs des outils énoncés – la somme des pourcentages est donc plus élevée que 100%.

opératoires, diminution d'exposition à la radiation et amélioration du résultat chirurgical (9, 10, 30).

Les moules pour prothèse sont peu discutés dans la littérature. Cette approche a été utilisée en chirurgie cranio-maxillo-faciale (CMF) et en chirurgie de l'oreille. Les avantages cités sont amélioration du résultat médical, réduction du temps opératoire et réduction des coûts (9).

Les implants personnalisés sont une alternative intéressante aux implants standards puisqu'ils sont conçus pour l'anatomie du patient. Les implants standards ne répondaient pas toujours aux besoins des patients, particulièrement pour les cas complexes. Les chirurgiens devaient modifier les implants pendant le temps opératoire. Pour les structures osseuses, les implants en métal ont eu du succès – particulièrement en orthopédie et en chirurgie CMF. Selon la littérature, les implants personnalisés permettent d'améliorer le résultat chirurgical et de diminuer le temps opératoire (30, 99-102).

Les fantômes personnalisés sont particulièrement utilisés pour des applications des tissus mous. On les utilise pour la simulation de chirurgie. Ils sont habituellement transparents avec des couleurs. Par contre, les matériaux les moins durs en impression 3D sont encore plus durs que les tissus mous. Il faut faire du post-traitement des matériaux avec la gélatine et des techniques de moulage avec du silicone. Un autre type de fantôme personnalisé en développement sont pour la dosimétrie médicale. En radiothérapie, on utilise des fantômes pour prédire et calibrer la dose de radiation absorbée par le patient. Les fantômes personnalisés peuvent potentiellement représenter de manière plus juste pour vérifier la dose de radiation planifiée et la distribution de la dose (30, 99) .

Une des premières applications médicales de l'impression 3D est la chirurgie CMF. Elle reste la plus commune à ce jour. L'orthopédie est une autre application commune puisque les matériaux d'impression 3D ont des propriétés mécaniques semblables aux os. On retrouve aussi des articles portant sur l'impression 3D dans la neurochirurgie, la chirurgie thoracique, la chirurgie cardiovasculaire, la chirurgie de reconstruction non-faciale et la chirurgie oncologique (10).

Les avantages cités sont la réduction de temps opératoire, la réduction des coûts, l'amélioration du résultat médical, la diminution de l'exposition à la radiation et l'augmentation de l'efficacité. Selon la revue de littérature par *Tack et al.*, 14% des articles n'appuyaient pas les avantages cités avec des chiffres (9, 101).

iii. Chirurgie cranio-maxillo-faciale

Les chirurgies CMF et plastiques faciales ont été la première application de l'impression 3D. Les chirurgies CMF peuvent être divisées en chirurgie cranio-faciale et en chirurgie maxillo-

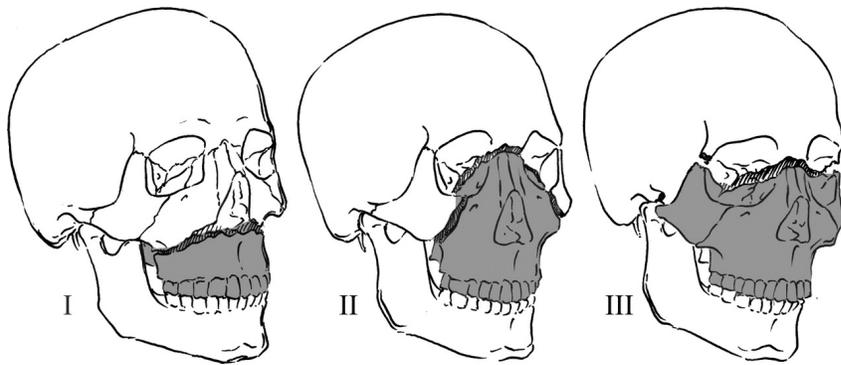


Figure 21: Lignes d'ostéotomies Le Fort I, II et III (105)

faciale. Les structures cranio-faciales sont les orbites et le crâne (à partir de la ligne d'ostéotomie maxillaire Le Fort I – les lignes d'ostéotomie Le Fort I, II et III sont montrés dans la Figure 21). Les

structures maxillo-faciales sont le maxillaire et le mandibule (structures plus basses que la ligne d'ostéotomie Le Fort I). Une revue systématique de littérature des applications de l'utilisation d'impression 3D personnalisée pour les applications de chirurgie CMF a trouvé les procédures dans le Tableau 1 pour lesquelles l'impression 3D a été utilisée (104, 105).

Tableau 1: Procédures utilisant l'impression 3D

Procédures	
Cranio-faciale	Correction d'hypertélorisme (<i>Correction of hypertelorism</i>)
	Réparation de défaut crânien (<i>Cranial defect repair</i>)
	Reconstruction de voûte crânienne (<i>Cranial vault reconstruction</i>)
	Reconstruction du sinus frontal (<i>Frontal sinus reconstruction</i>)
	Support de prothèse nasale (<i>Nasal prosthesis support</i>)
	Reconstruction nasale (<i>Nasal reconstruction</i>)
	Reconstruction du plancher orbitaire (<i>Orbital floor reconstruction</i>)
	Reconstruction du mur orbitaire (<i>Orbital wall reconstruction</i>)
Maxillo-faciale	Ostéotomie de la branche verticale mandibulaire bilatérale intraorale (<i>Bilateral intraoral vertical ramus osteotomy</i>)
	Ostéotomie sagittale mandibulaire bilatérale (<i>Bilateral sagittal split osteotomy</i>)
	Réparation du condyle (<i>Condyle repair</i>)
	Corticotomie (<i>Corticotomy</i>)
	Fixation intermaxillaire (<i>Intermaxillary fixation</i>)
	Avancement maxillaire Le Fort I (<i>Le Fort I maxillary advancement</i>)
	Avancement mandibulaire (<i>Mandibular advancement</i>)
	Ostéotomie d'angle mandibulaire (<i>Mandibular angle osteotomy</i>)
	Reconstruction mandibulaire (<i>Mandibular reconstruction</i>)
	Résection mandibulaire (<i>Mandibular resection</i>)
	Reconstruction maxillaire (<i>Maxillary reconstruction</i>)
	Base de prothèse dentaire (<i>Prosthetic teeth base</i>)

Selon *Jacobs et al.*, on peut catégoriser l'utilisation de l'impression 3D personnalisée en quatre catégories : des modèles de contour, des guides chirurgicaux, des « attelles » (*splints*) et des implants. Les modèles de contour sont définis comme étant une copie exacte de l'anatomie du patient imprimé en 3D pour pré-mouler les implants, comme des plaques de titane. Avant

l'impression 3D, les chirurgiens moulaient les implants sur le patient pendant l'intervention. Il est plus simple de former les implants sur un modèle anatomique parce que les structures osseuses sont obstruées par les tissus mous pendant la chirurgie. De plus, cela permet de diminuer le temps opératoire puisque les implants sont déjà formés. Les guides chirurgicaux sont des gabarits spécifiques au patient qui se fixent à une partie spécifique de la structure osseuse du patient permettant de guider la coupe ou le forage intra-opératoire. Les attelles sont aussi des gabarits spécifiques au patient produits à partir de l'anatomie « virtuelle » - c'est-à-dire le positionnement intermédiaire ou final du patient. Les attelles sont surtout utilisées pour le positionnement de l'occlusion dentaire pendant les chirurgies orthognatiques⁴ (104).

La distinction entre les chirurgies cranio-faciales et maxillo-faciales est importante en termes de leur utilisation d'impression 3D. En chirurgie cranio-faciale, les modèles anatomiques représentent la majorité des

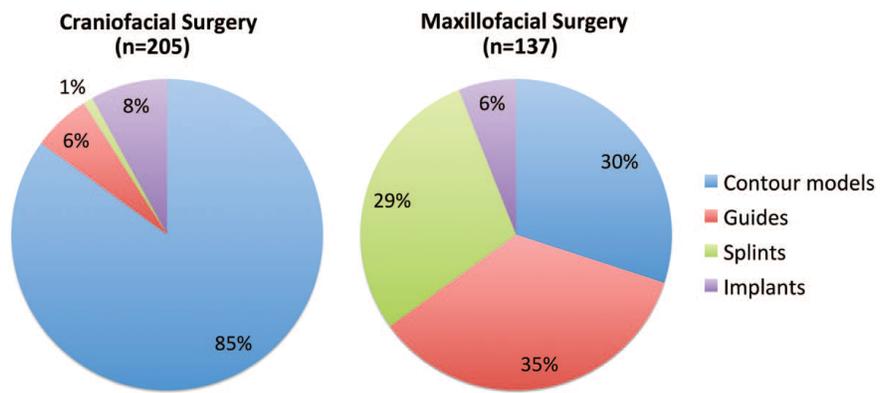


Figure 22: Proportion d'utilisation de l'impression 3D (104)

applications en impression 3D (84%). En chirurgie maxillo-faciale, l'utilisation de l'impression est presque également répartie entre les modèle anatomiques, les guides chirurgicaux et les attelles. Pour certains patients, plus d'un objet imprimé 3D a été utilisé, particulièrement en chirurgie maxillo-faciale (205 impressions pour 203 patients en chirurgie cranio-faciales et 137 impressions pour 112 patients en chirurgie maxillo-faciale). Dans cette étude, les implants personnalisés imprimés 3D occupent le moins d'importance (104).

La majorité de la littérature médicale portant sur l'impression 3D dans le domaine chirurgical sont des études de cas ou des séries de cas. Par contre, *Jacobs et al.* ont trouvé qu'il y a 16 études mesurant les résultats chirurgicaux objectifs – de ces études, huit études comparent le

⁴ Chirurgie de la mâchoire

résultat actuel avec le résultat simulé à partir de logiciel de comparaison. Ces études ont toutes présenté des résultats actuels très semblables aux résultats prédits. De plus, *Jacobs et al.* ont souligné quatre études comparatives, dont trois comparant des interventions utilisant l'impression 3D à des interventions utilisant des méthodes traditionnelles. Une de ces études a comparé l'utilisation des modèles anatomiques pour préformer les implants avec la méthode traditionnelle avec 28 patients (12 utilisant les modèles 3D et 16 utilisant la méthode traditionnelle). Cette étude menée par *Azuma et al.* a déterminé le résultat chirurgical comme étant la symétrie – l'utilisation des modèles anatomiques a donné une meilleure symétrie. Une autre de ces études, qui a été menée par *Adolphs et al.*, a comparé les attelles fabriquées par impression 3D avec les attelles conventionnelles⁵. Cette étude a démontré que sur les dix attelles fabriquées par 3D, huit étaient supérieures ou égales à celles fabriquées conventionnellement. La dernière de ces études a comparé la reconstruction mandibulaire avec l'utilisation de modèles anatomiques et des guides de coupes fabriqués par impression 3D avec les méthodes traditionnelles. Cette étude a démontré qu'en utilisant l'impression 3D, une plus petite greffe d'os fibulaire peut être utilisée et le temps opératoire a été diminué en moyenne de deux heures (104, 106-108).

L'utilisation de l'impression 3D est grandement facilitée par l'utilisation de la planification chirurgicale virtuelle (VSP). Plusieurs articles traitent de l'utilisation de la planification chirurgicale virtuelle combinée avec l'impression 3D en chirurgie maxillo-faciale. Ceci inclut plusieurs études de cas dont l'utilisation de VSP et d'impression 3D pour un cas de fracture mandibulaire comminutive, pour un cas de déficience osseuse et de perte de dent prémaxillaire et pour un cas de remplacement bilatérale de l'articulation temporo-mandibulaire. Dans ces trois cas, les résultats chirurgicaux suivaient les résultats simulés avec une haute fidélité (109-111).

Quelques articles avec plusieurs patients ont été réalisés en chirurgie orthognatique afin de comparer l'utilisation de VSP et d'impression 3D avec des méthodes traditionnelles. Une étude de cohorte a été conduite comparant les coûts et le temps entre la planification chirurgicale

⁵ Attelles conventionnelles sont fabriqués par un technicien dentaire (107)

standard et VSP pour la chirurgie orthognatique pour 43 patients nécessitant des chirurgies bimaxillaires. Selon cette étude, VSP (incluant des attelles imprimées) nécessite moins de temps et diminue les coûts de manière statistiquement significative. Une autre étude par *Li et al.* avec six patients a mesuré le temps nécessaire pour la planification chirurgicale virtuelle et les résultats cliniques. Cette étude a démontré que la chirurgie VSP a permis de diminuer le temps de planification et diminuer le temps opératoire en maintenant une précision acceptable (112, 113).

Une autre série de cas avec sept patients a comparé l'utilisation de VSP et l'impression 3D pour traiter l'ostéochondrome du condyle mandibulaire et des déformations dento-maxillo-faciales secondaires. Les guides chirurgicaux ont permis aux chirurgiens de transférer le plan chirurgical au résultat esthétique de manière précise (114).

Pour les chirurgies cranio-faciales, *Jacobs et al.* ont démontré qu'une grande proportion d'étude utilisait des modèles anatomiques pour préformer des implants. En effet, une étude de 21 patients nécessitant une reconstruction orbitaire a montré que l'utilisation d'un modèle anatomique pour préformer les implants et d'imagerie intra-opératoire diminue le risque d'un mauvais positionnement de l'implant. Aucun patient n'a eu besoin d'une chirurgie de révision. Une étude menée par *Oh et al.* a traité 104 patients avec des fractures au mur orbitaire en utilisant un modèle anatomique pour préparer les implants. Les implants ont été bien placés dans tous les cas. Aucun patient n'a eu de complications suivant la chirurgie (115, 116).

Une série de cas par *Mendez et al.* démontre l'utilisation d'une imprimante FDM *desktop* pour créer des modèles anatomiques en combinaison avec la VSP est aussi viable que l'utilisation d'une imprimante plus complexe. Une étude de cas par *Jardini et al.* a utilisé une combinaison d'implant personnalisé et d'un modèle anatomique pour prendre des mesures et pour simuler des ostéotomies pour une reconstruction crânienne. Selon les auteurs, le modèle anatomique est un outil puissant de préparation se traduisant par une diminution du temps chirurgical (117, 118).

La VSP a aussi été étudiée avec des chirurgies cranio-faciales en utilisant des guides imprimés. Une série de cinq cas de reconstructions orbitaires ont utilisé des guides imprimés avec une imprimante à coût faible. Cette série a démontré l'utilisation d'imprimante *desktop* et l'utilisation de cette technologie pour des cas de reconstruction complexes secondaires. Une série de deux cas d'avancement fronto-orbitaire a utilisé la VSP et la fabrication par impression de guides pour permettre une reconstruction à partir de mesures standardisées. *Pfaff et al.* ont utilisé la VSP et l'impression 3D pour une reconstruction crânienne, une craniosynostose métopique et un avancement de la partie moyenne du visage. Dans les trois cas, le plan chirurgical a été exécuté avec précision (119-121).

Les implants fabriqués par impression 3D occupent une faible proportion de la littérature en chirurgie CMF. Une étude comparative par *Kozakiewicz et al.* a comparé des implants personnalisés avec des implants préformés à l'aide de modèle anatomiques 3D. Cette étude n'a pas trouvé de différence significative entre ces deux méthodes. Une série de 21 cas a utilisé une combinaison d'implant personnalisé créé par EBM avec un modèle anatomique pour vérifier le design de l'implant et simuler la chirurgie. Les patients étaient tous satisfaits des résultats (122, 123).

Un article a comparé trois modèles anatomiques pédiatriques fabriqués avec une imprimante 3D *desktop* avec un modèle commercial (fabriqué par 3D Systems ou Materialise). La comparaison s'est faite avec sept mesures indépendantes, les coûts, la résilience aux manipulations et la capacité de stérilisation. Cet article a démontré qu'une impression 3D interne est viable. Par contre, la stérilisation pose un problème pour la majorité des imprimantes à faible coût (124).

L'impression 3D a été utilisée de plusieurs façon en chirurgie CMF. Elle permet de faciliter la communication entre les patients et le chirurgien. Elle permet aussi d'aider à gérer les attentes des patients à l'égard du résultat chirurgical. Le logiciel de modélisation le plus commun est Mimics de Materialise (61% selon *Jacobs et al.*). Le logiciel d'impression le plus commun est celui de 3D Systems. Le coût moyen des impressions était \$1353.31 USD variant entre \$69.75

et \$5 500 USD. Le temps moyen de production est de 18.9 heures (1.5 à 96 heures)⁶ (104, 125, 126).

L'utilisation de l'impression 3D en chirurgie CMF donne des résultats finaux égaux ou supérieurs aux méthodes conventionnelles – permettant d'exécuter la planification chirurgicale d'une manière précise. Quelques études ont pu comparer avec des méthodes traditionnelles. Les conclusions de ses études semblent indiquer que l'utilisation de l'impression 3D pour des modèles anatomiques pour préformer les implants dans les cas cranio-faciales est bénéfique au patient en raison d'une meilleure symétrie et d'une chirurgie plus courte. L'utilisation de VSP et des attelles semblent diminuer les coûts, diminuer le temps de planification chirurgicale et exécuter les plans avec une précision comparable aux attelles traditionnelles. Pour les autres utilisations, il s'agit majoritairement de série de cas ou d'étude de cas. Il est difficile de dire à partir de ces publications que l'impression 3D diminue le temps opératoire ou produit systématiquement de meilleurs résultats. Bien que quelques publications mentionnent spécifiquement une diminution de temps, les données ne sont pas toujours présentées. Il est clair que l'utilisation de l'impression 3D facilite l'exécution du plan chirurgical puisque les résultats ont été jugés par les auteurs comme étant cliniquement acceptable.

iv. Chirurgie orthopédique

Le potentiel d'utiliser l'impression 3D à des fins d'éducation et de planification chirurgicale a été proposé en 1997 par *Kacl et al.* Depuis, plusieurs articles ont été publiés étudiant l'impression 3D en orthopédie. On peut séparer l'impression 3D en orthopédie en quatre catégories : des modèles anatomiques, des instruments personnalisés (PSI), des implants personnalisés et des plâtres imprimés en 3D (127-129).

Les modèles anatomiques sont créés à partir des images de format DICOM surtout à partir de CT. Ces modèles sont utiles pour la planification chirurgicale et pour les communications entre

⁶ Les temps de production n'étaient pas mesurés de manière standard.

le chirurgien et les patients. *Starosolski et al.* ont présenté un rapport technique pour la production de modèles anatomiques de troubles orthopédiques pédiatriques. Les applications potentielles incluent des troubles congénitaux et acquis dont des déformations développementales de la hanche, barres physiques post-traumatiques, la maladie de Blount et les coalitions subtalar. *Starosolski et al.* ont conclu que l'utilisation est applicable pour plusieurs troubles orthopédiques pédiatriques. Par contre, ils soulignent que l'impression 3D d'un modèle anatomique ne peut pas remplacer l'interprétation des images médicales (CT et MRI) – il s'agit d'un complément à ces images. Les chirurgiens orthopédiques du Texas Children's Hospital ont noté une valeur ajoutée particulièrement dans les cas de troubles d'alignement ostéoarticulaire parce qu'elle permet de mieux comprendre comment corriger l'alignement (129, 130).

Une série de cas de traitement de troubles complexes de la colonne vertébrale au Shenzhen Second People's Hospital entre octobre 2014 et mars 2015 présente des procédures qui ont été exécutées avec succès sans complications. Parmi ces cas, il y avait un cas de scoliose congénital pour lequel les radiographies ne pouvaient pas capturer la rotation. La radiographie post-opératoire démontre une correction de 90.9% de l'angle Cobb. Le deuxième était la résection d'une tumeur chez un patient de sept ans pour laquelle le modèle anatomique a aidé à déterminer l'étendue de la tumeur et sa relation anatomique avec les structures adjacentes. Les deux derniers cas étaient des dislocations cervicales. Dans ces cas, les modèles anatomiques ont pu contribuer au placement de la vis. Les auteurs ont utilisé les modèles anatomiques pour sélectionner la méthode de fixation interne. Les auteurs semblent indiquer que l'utilisation de ces impressions ont diminué le temps opératoire et ont rendu la procédure plus sécuritaire. Par contre, cette réclamation n'est pas appuyée par des données (131).

Une autre étude de 30 patients conduite par Affiliated Hospital of Guizhou Medical University a comparé le traitement de patients souffrant de fracture trimalléolaire sur quatre aspects : le temps opératoire, la perte de sang peropératoire, la satisfaction/l'utilité selon les chirurgiens et la satisfaction du patient. Le temps opératoire du groupe A (avec impression 3D) était de 71 ± 23 minutes alors que le groupe B (sans impression 3D) avait un temps opératoire de 98 ± 20

minutes. La perte de sang peropératoire était de 65 ± 26 minutes pour le groupe A et 90 ± 38 minutes pour le groupe B. Ceci représente une diminution significative du temps opératoire et du sang perdu ($P < 0.05$). La satisfaction des chirurgiens et des patients ont été évaluées par deux sondages distincts. Les chirurgiens et les patients ont évalué l'utilisation de l'impression très favorablement. Les auteurs ont noté un grand potentiel d'utilisation : déterminer la stratégie d'opération, analyser la méthode de fixation interne et choisir la position d'exposition. Ils ont aussi proposé l'utilisation du prototype pour simuler le placement de la méthode de fixation, pour déterminer la grandeur de la fixation interne et pour préparer les instruments chirurgicaux (132).

Généralement, plusieurs études soutiennent un potentiel d'améliorer la planification chirurgicale à l'aide de modèles anatomiques (127-129).

Les PSI incluent les guides chirurgicaux et les guides d'implants personnalisés. *Wong et al.* citent les utilisations principales suivantes pour les guides chirurgicaux en orthopédie : arthroplastie totale, correction de malformation et résection de tumeur. Le genou est une des applications les plus présentes dans la littérature d'impression 3D. Plusieurs auteurs ont publié que l'utilisation de PSI pour une arthroplastie totale du genou n'a pas amélioré l'alignement de manière significative comparativement à l'instrumentation traditionnelle. Un article par *Rathod et al.* a trouvé que l'utilisation des PSI pouvaient réduire la perte de sang peropératoire. Un autre article a démontré une petite amélioration de la gestion du temps en salle opératoire. Une revue de littérature portant sur l'utilisation de PSI pour des cas d'arthroplastie totale du genou déclare les avantages suivant pour l'utilisation de PSI : meilleure reproductibilité d'alignement neutre, diminution du temps opératoire, amélioration d'efficacité et amélioration de la gestion du temps. Par contre, cette revue souligne qu'il n'y a pas de consensus dans la littérature sur ce sujet. Les articles présentent des résultats contradictoires. En effet, ceci reflète bien ce que *Tack et al.* avaient trouvé dans la littérature : les guides chirurgicaux pour des procédures orthopédiques permettent de diminuer légèrement le temps de procédure (9, 127, 133-135).

Les implants personnalisés sont particulièrement utiles dans le cas où les grandeurs normales ne conviennent pas à un patient. Un exemple a été signalé par des chirurgiens de Mayo Clinic qui

ont utilisés des implants personnalisés dans un cas d'arthroplastie totale bilatérale de la hanche pour une patiente atteinte de nanisme. Un autre exemple provenant de *Wong et al.* est l'utilisation d'un implant personnalisé pour une reconstruction suite à la résection d'une tumeur pelvienne (128, 129, 136).

La dernière catégorie d'utilisation potentielle en orthopédie sont les plâtres. Un nouveau type de plâtre pourrait régler plusieurs limitations des plâtres actuels : peu respirable, accès limité à la région d'intérêt, lourdeur du plâtre et nécessité de garder le plâtre sec. Par contre, cette idée n'est rendue qu'à un stade très préliminaire (129).

L'orthopédie représente un secteur important pour l'impression 3D selon la littérature. Selon *Tack et al.*, il s'agit du domaine chirurgical avec la plus grande proportion d'articles. L'impression 3D semble pouvoir compléter les images médicales en fournissant une expérience visuelle et tactile facilitant la compréhension de l'anatomie et de la pathologie (130).

Peu d'études comparent le temps opératoire et la perte de sang de chirurgies préparées avec un modèle anatomique comparativement aux chirurgies sans impression 3D avec des chiffres. Cette étude indique une amélioration pour les deux aspects mesurés. Les majorités des publications incluant un modèle anatomique sont des études de cas ou des séries de cas. Le temps opératoire et la perte de sang n'ont donc pas été quantifiés ou comparés dans la majorité des cas. Par contre, les auteurs ont généralement indiqué une satisfaction à l'égard des modèles anatomiques dans des cas complexes. L'utilisation de PSI pour les applications liées aux genoux est la plus fréquente. Par contre, les résultats semblent assez mitigés. Certains auteurs n'ont pas trouvé d'amélioration significative de l'alignement pour les cas d'arthroplastie totale du genou. Certains auteurs ont trouvé une amélioration significative. Les améliorations de temps opératoires semblent être relativement négligeables. L'utilisation d'impression 3D n'accélère pas nécessairement le temps chirurgical pour des chirurgies communes. Par contre, il semble y avoir des bénéfices pour des cas complexes où une meilleure planification permet d'éviter certaines difficultés.

v. *Chirurgie cardiaque*

L'utilisation de l'impression 3D en chirurgie cardiaque est relativement fréquente particulièrement chez la population pédiatrique pour des cardiopathies congénitales (CHD). Les patients avec le même diagnostic anatomique peuvent avoir des morphologies et pronostics très différents. De plus, les cas de CHD complexes sont rares – ceci peut être problématique, particulièrement pour des chirurgiens avec moins d'expérience. La manipulation tactile de modèle anatomique 3D peut contribuer à une meilleure compréhension des relations spatiales complexes entre les structures. De plus, les reconstructions 3D virtuelles ne peuvent pas être manipulées de manière interactive comme les modèles 3D (137, 138).

Un diagnostic de canal atrio-ventriculaire (AVSD) est un cas pour lequel le pronostic varie énormément selon les comorbidités du patient. Dans un cas de AVSD déséquilibré, la taille ventriculaire peut être sous-estimée en utilisant l'imagerie médicale sur écran (138).

L'utilisation d'un modèle anatomique peut potentiellement améliorer le résultat chirurgical d'une procédure complexe. Dans une étude de cas de *Valverde et al.*, les chirurgiens ont utilisé un modèle anatomique d'un patient de un an, avec une transposition des gros vaisseaux, une communication interventriculaire (*ventricular septal defect*) et une sténose pulmonaire, avaient donné l'impression que la procédure de Nikadoh serait plus bénéfique pour le patient que la procédure de Rastelli. Selon les auteurs, le modèle a confirmé leur impression. De plus, il a permis de mieux préparer les aspects techniques de la procédure comme l'ampleur du septum sous-aortique. Les auteurs ont aussi noté la haute fidélité du modèle avec l'anatomie actuelle du patient. Les distances, dimensions et relations spatiales semblent être plus faciles à comprendre dans un modèle 3D (137, 139).

Les modèles anatomiques ont été utilisés pour valider la pertinence d'exécuter une réparation biventriculaire pour des patients avec un ventricule droit à double sortie à la place d'une réparation univentriculaire. Ce modèle a permis de montrer une délimitation claire de l'anatomie intracardiaque d'une patiente ayant une dextrocardie, un ventricule droit à double sortie et un anneau supratricuspidé. Elle avait subi un cerclage de l'artère pulmonaire à un jeune

âge. Vers l'âge de huit ans, elle a commencé à manifester de la dyspnée à l'effort et avec une désaturation croissante. Le modèle dans ce cas a permis de mieux visualiser les corrections potentielles (137, 140).

Olejnik et al. ont aussi utilisé un modèle anatomique pour évaluer la suffisance du volume ventriculaire, la relation spatiale des ventricules et la relation spatiale entre la communication interventriculaire et les grands vaisseaux chez un patient de 2.5 ans qui avait une dextroversion, un ventricule droit à double sortie avec une communication interventriculaire sous-aortique et une coarctation de l'aorte. Une résection de la coarctation aortique avait été fait pendant la période néonatale. Basé sur le modèle, les chirurgiens ont opté pour une réparation biventriculaire avec un élargissement antérosupérieur de la communication interventriculaire (141).

Vodiskar et al. ont utilisé un modèle 3D chez un autre patient avec un ventricule droit à double sortie, avec communication interventriculaire et hypertension pulmonaire pour évaluer la relation spatiale entre l'aorte et la communication interventriculaire pour exécuter une ventriculotomie sans obstruer la valve tricuspide. Les chirurgiens ont pu simuler la chirurgie et valider la taille de la prothèse à utiliser (142).

Olejnik et al. et *Vodiskar et al.* ont démontré l'utilisation de modèles 3D pour des interruptions de l'arc aortique de type A et B respectivement. À partir du modèle, les relations anatomiques entre les différentes structures a permis aux chirurgiens de valider la stratégie opératoire (141, 142).

Olejnik et al. ont aussi utilisé un modèle anatomique pour deux cas jeunes enfants (4 mois et 11 mois) ayant une tétralogie de Fallot. À partir des observations du modèle anatomique, les chirurgiens ont choisi d'exécuter une embolisation avec des corrections additionnelles à venir. Pour l'autre cas, la sélection l'endoprothèse à utiliser s'est faite grâce au modèle anatomique (141).

Une autre application documentée des modèles anatomiques est la planification d'interventions pour traiter l'hypoplasie du cœur gauche comme les procédures de Glenn, Norwood et Fontan. Un modèle anatomique a aussi été utilisé dans le cadre d'une préparation à la transplantation chez un patient qui avait eu antérieurement une procédure de Fontan, nécessitant une approche technique différente (137, 143).

Les tumeurs cardiaques sont aussi des applications intéressantes pour l'impression 3D. La stratégie dépend principalement de la taille de la tumeur – ceci déterminera entre une résection partielle, totale et une transplantation. En utilisant une impression multicolore, le modèle peut illustrer la position de la lésion, les vaisseaux de la tumeur et d'autres relations spatiales entre les structures différentes (137).

L'impression 3D a aussi été utilisée dans le traitement de maladies aortiques. Les chirurgies correctives de ces maladies demeurent un défi puisqu'il y a plusieurs types d'anévrismes, plusieurs types de dissections et des historiques chirurgicales variées. L'impression 3D a été utilisée pour sélectionner l'endoprothèse et pour simuler des procédures (137).

L'amélioration du taux de survie chez les patients avec CHD a fait en sorte que la population adulte vivant avec CHD est plus grande que sa contrepartie pédiatrique. Il s'agit donc d'une autre population nécessitant des chirurgies très personnalisées en raison de leurs anatomies variables. L'impression 3D est bénéfique pour la planification de traitement pour cette population (144).

La proportion de troubles traitables par cathéter percutané a augmenté. La complexité de ces procédures a augmenté. L'utilisation de l'impression 3D pour simuler des interventions par cathéter percutané contribue à la préparation de ces interventions (137).

Au-delà de la planification chirurgicale, *Kurenov et al.* ont proposé l'utilisation de modèles d'artère pulmonaire pour faciliter l'étude anatomique et le développement d'appareils médicaux (145).

En chirurgie cardiaque, les articles sont presque exclusivement des études de cas et des séries de cas. Le temps opératoire est rarement abordé dans ces publications. Une raison pour cela est la nature unique des CHD. Les bénéfices cités sont surtout au niveau de la sécurité des procédures en pouvant mieux anticiper les problèmes potentiels et en pouvant simuler la procédure, pouvant en addition choisir valider la taille de la prothèse à utiliser.

vi. *Neurochirurgie*

L'utilisation de modèle anatomique est utile en neurochirurgie car cela permet aux chirurgiens de déterminer quelle approche prendre lors de la chirurgie comme le besoin d'embolisation et le besoin de pince chirurgicale. Une des applications de modèles anatomiques en neurochirurgie les plus citées dans la littérature est l'anévrisme intracrânien. Contrairement à d'autres disciplines chirurgicales, la littérature est plus axée sur la fabrication et les processus techniques pour créer des modèles. (146-150)

Frölich et al., *Wang et al.* et *Giacomelli Leal et al.* ont tous publié des articles sur la capacité d'imprimer des anévrismes intracrâniens par impression 3D par FDM. *Frölich et al.* ont créé des modèles anatomiques de dix anévrismes à partir d'images d'angiographie. Ces modèles ont ensuite été remplis d'un agent de contraste. On a ensuite repris des images angiographiques pour comparer les modèles aux images originales. Les modèles étaient hautement fidèles aux images originales. Par contre, des difficultés ont été rencontrés pour des segments de vaisseaux de moins de 1 mm (146-148).

Wang et al. ont reproduits deux modèles pour six anévrismes différents : un modèle complet incluant l'anévrisme, les artères adjacentes, les nerfs et la base du crâne et un modèle « régional » incluant seulement l'anévrisme et les artères adjacentes. Les modèles ont été comparés basés sur les mesures du diamètre, la largeur et le collet de l'anévrisme. Les dimensions avaient une bonne justesse. Les modèles ont aussi permis la sélection de pinces chirurgicales. Selon les auteurs, le modèle complet était meilleur pour une vue globale de la chirurgie alors que le modèle régional était plus réaliste pour la stimulation des pinces (147).

Giacomelli Leal et al. ont créé des modèles anatomiques d'anévrisme intracrânien utilisant un matériau élastomérique. Ils ont ensuite validé la justesse du collet de l'anévrisme. Ils ont conclu qu'un élastomère peut être utilisé pour créer des modèles anatomiques à partir d'images angiographiques (148).

Naftulin et al. ont créé 19 modèles anatomiques à partir d'images DICOM d'hémisphères du cerveau. Ils ont ensuite mesuré certaines distances pour les comparer aux mesures à partir du PACS. Ils ont aussi utilisé un sondage aux patients et au personnel clinique à leur clinique d'épilepsie pour évaluer une amélioration dans la compréhension des patients. Les auteurs ont trouvé que les mesures des modèles étaient très semblables aux mesures actuelles. Les résultats des sondages étaient très positifs (149).

Ploch et al. ont tenté de créer des modèles anatomiques avec des propriétés mécaniques semblables aux cerveaux par impression 3D. Ils ont commencé par créer un modèle du cerveau en ABS qui a une rigidité six ordres de grandeur plus élevée. À partir du modèle 3D, ils ont créé un moule en silicone qui a ensuite été utilisé pour créer un modèle à base de gélatine. Le modèle en gélatine avait une rigidité beaucoup plus semblable aux propriétés mécaniques d'un cerveau actuel (150).

La littérature consultée suggère un taux d'adhésion à l'impression 3D plus faible en neurochirurgie qu'en chirurgie cardiaque ou orthopédique. Il est possible de reproduire avec une bonne précision des modèles anatomiques d'anévrismes intracrâniens. De plus, les modèles anatomiques semblent faciliter la communication entre le personnel soignant avec les patients. De plus, les modèles intracrâniens semblent aider à la préparation pour sélectionner certains outils chirurgicaux. Par contre, la littérature semble beaucoup moins avancée dans ce domaine d'application.

vii. *Chirurgie otorhinolaryngologie*

Il y a un certain chevauchement entre la chirurgie ORL (otorhinolaryngologie) et la chirurgie CMF – particulièrement dans les cas de cancers des voies aérodigestives supérieures pour lesquelles une reconstruction mandibulaire ou maxillaire est nécessaire. Les utilisations pour les reconstructions mandibulaires et maxillaires ont déjà été discuté. Les tumeurs de la tête et du cou ne seront pas discutées en détail. L'impression 3D a été utilisé pour évaluer l'accès à des tumeurs et des pathologies de la base du crâne comme un méningiome pétroclival (151-153).

L'impression 3D est utilisée en otologie pour la planification chirurgicale, la bio-impression et les aides auditives. L'impression 3D est actuellement une technique de fabrication très utilisée pour les aides auditives – en 2013, plus de 10 000 000 aides auditives avaient déjà été fabriquées par impression 3D. Des modèles anatomiques d'os temporal ont été utilisé pour la planification chirurgicale de cas complexes. Une autre étude a utilisé un modèle anatomique pour planifier une reconstruction auriculaire (151, 152, 154, 155).

Des applications intéressantes en ORL sont en lien avec la gestion des voies respiratoires pour les patients pédiatriques. Il y a un grand potentiel pour planification chirurgicale des voies respiratoires. *Miyazaki et al.* ont utilisé un modèle anatomique des voies respiratoires d'un patient pour simuler et optimiser le placement d'une endoprothèse par endoscopie. Récemment, l'impression 3D a été utilisé à partir d'images MRI fœtal pour évaluer l'état des voies respiratoires pour des malformations du cou et de la région maxillo-faciale (151, 152, 156, 157).

Bien qu'il y a un grand potentiel en ORL, la majorité des applications (en excluant les applications en chirurgie maxillo-faciale comme les reconstructions mandibulaires et maxillaires) sont relativement jeunes et se limitent à quelques séries de cas. Par exemple, un article de *Sanchez-Gomez et al.* a utilisé une reconstruction 3D virtuelle sur la plateforme OsiriX pour aider à la planification chirurgicale dans 200 cas. L'impression 3D a seulement été utilisée dans 7 cas (158).

En excluant les procédures de reconstruction mandibulaires et maxillaires, l'utilisation principale semble être la préparation de la gestion des voies respiratoires à l'aide de modèles anatomiques pour simuler le placement d'une endoprothèse. Quelques études semblent indiquer

l'utilité de modèle anatomique en otologie. Par cette application est moins documentée avec peu de données. L'impression 3D dans ce domaine d'application est encore peu développée. Par contre, il s'agit d'applications à surveiller dans les années à venir.

viii. Urologie et néphrologie

Quelques auteurs ont décrit l'utilisation de modèles et simulateurs de laparoscopie. Une version a été produite par impression 3D, réduisant les coûts – ceci pourrait rendre ces appareils plus accessibles (159).

L'utilisation pour la communication et la planification chirurgicale entre le personnel médical et les patients en urologie a été démontrée par *Silberstein et al.* pour convier le plan de la chirurgie de résection de tumeurs rénales montrant les différentes structures avoisinantes. Dans une étude similaire, *Atalay et al.* ont évalué l'amélioration de la compréhension de la planification de leur néphrolithotripsie percutanée suite à l'utilisation de l'impression 3D. Un autre article démontrant l'utilisation de dix modèles anatomiques de tumeurs rénales pour la planification d'une procédure laparoscopie de néphrectomie partielle (159-162).

Il y a actuellement de la recherche qui se fait actuellement en ce qui concerne la bio-impression pour l'urologie et la néphrologie. Les premières tentatives de régénération de tissus urologiques ont été pour l'urètre et la vessie à partir d'une structure à base de collagène avec des cellules urothéliales et musculaires. Un des objectifs de la bio-impression est de pouvoir créer des organes fonctionnels. Un secteur de recherche actif est la création d'unités de néphrons fonctionnels pour implanter chez des patients souffrant d'insuffisance rénale (159, 163).

Les études dans ce domaine d'application semblent être plus axées sur la communication entre les patients et le personnel soignant. Par contre, ceci est largement dû à la faible quantité d'articles lus. L'impression 3D ne semble pas très utilisée en planification chirurgie en urologie et néphrologie. La bio-impression est un domaine actif en recherche présentement.

ix. Anesthésie

L'anesthésie n'est pas un domaine très étudié en impression 3D. Selon les auteurs d'une revue de littérature étudiant l'utilisation de l'impression 3D en anesthésie publiée en 2017, il n'y avait aucune revue de ce genre. L'utilisation de modèles anatomiques en planification chirurgicale en anesthésie est très semblable à celle utilisée en ORL. On l'utilise particulièrement pour étudier les voies respiratoires d'un patient. *Wilson et al.* ont imprimé un modèle des voies respiratoires d'un patient pédiatrique pour pouvoir choisir la taille des appareils pour pouvoir établir une ventilation monopulmonaire. *Han et al.* a publié une étude de cas semblable pour lequel ils ont créé un modèle anatomique des voies respiratoires d'un patient nécessitant une laryngectomie pour planifier la gestion des voies respiratoires du patient (164-166).

L'impression 3D a aussi été utilisée pour créer des endoprothèses. *Zopf et al.* ont utilisé un appareil SLS pour créer une endoprothèse biorésorbable pour un cas de trachéobronchomalacie chez un patient d'un an. *Cheng et al.* ont adopté une approche semblable en utilisant l'impression 3D pour créer des moules spécifiques à des patients adultes créant des endoprothèses à base de silicone pour des patients ayant une sténose trachéobronchique (165, 167, 168).

L'utilisation de l'impression 3D en anesthésie est essentiellement la même que celle décrite pour l'ORL. Les modèles anatomiques permettent de planifier et sélectionner les appareils nécessaires avant les chirurgies – dans les deux cas, il s'agit d'une étude de cas. Il est donc difficile d'en tirer des conclusions. Pour la création d'endoprothèses personnalisés, il s'agit d'une étude de cas et d'une série de cas. Il y a peu de conclusions à l'égard de l'impression 3D en anesthésie. Comme l'ORL, il s'agit d'un domaine d'application à surveiller.

x. Chirurgie oncologique

Bien que la chirurgie oncologique ne soit pas nécessairement considérée une discipline chirurgicale séparée, il s'agit d'une application importante de l'impression 3D. Une tumeur

peut varier en termes de grandeur, de forme et de localisation. Un aspect important à considérer en préparant une chirurgie oncologique est la relation physique de la tumeur avec les structures adjacentes. (169)

Krauel et al. ont utilisé des modèles anatomiques pour trois cas pédiatriques jugés comme étant complexes impliquant des grands vaisseaux sanguins, se trouvant dans la région thoraco-abdominale. Les deux premiers cas étaient des neuroblastomes de stade 4 chez des patients de 3 et 5 ans. Le troisième était un cas de sarcome synovial médiastinal primaire chez un patient de 11 ans. Dans les cas de neuroblastomes et de sarcomes, les tumeurs ne sont pas définies clairement – il peut donc être difficile de déterminer les limites de ceux-ci. Pour ces cas, il est donc utile pour le chirurgien de tenir dans ses mains le volume de la tumeur avant la chirurgie. Chez le premier patient, la tumeur entourait l'artère rénale droite, la veine rénale droite, la veine cave inférieure (IVC) et l'artère mésentérique supérieure (SMA). Chez le deuxième patient, la tumeur entourait le tronc cœliaque, l'artère mésentérique inférieure (IMA), la veine portale et le canal hépatique. Chez le troisième patient, il y avait invasion de la veine cave supérieure (SVC) et une partie de l'atrium droit. La tumeur impliquait aussi la bronche souche droite. Pour chaque patient, deux ou trois prototypes ont été imprimés (169).

Georges et al. ont aussi publié une série de trois patients avec des tumeurs dans la région thoraco-abdominale. Les deux premiers patients étaient des cas d'adénocarcinome du sulcus supérieur. Le troisième patient avait un sarcome synovial récurrent. Les modèles anatomiques étaient disponibles dans la salle opératoire. Les auteurs ont évalué l'utilité par un questionnaire basé sur l'échelle de Gillespie et la justesse du modèle basé leurs observations intra-opératoires par les chirurgiens. Ils ont pu créer des modèles anatomiques avec une précision suffisante. Par contre, les chirurgiens ont noté qu'ils ne croyaient pas avoir diminuer le temps opératoire (170).

Un article publié par des spécialistes de Mayo Clinic détaille une étude de cas d'une patiente avec une tumeur au sulcus supérieur gauche avec un ganglion suspect. Cette patiente avait complété la chimiothérapie néoadjuvante. Ils ont préparé un modèle anatomique en cinq dimensions : les trois dimensions spatiales, l'imagerie fonctionnelle et le temps. Pour créer le modèle, ils ont dû fusionner les images CT et PET (avec du 18F-fluorodeoxyglucose). La

dernière dimension montre la réduction tumeur suite au traitement de chimiothérapie. Ce modèle a contribué à faire une résection adéquate des régions de la tumeur qui sont impliquées en évitant de faire une résection des endroits qui ne semblent pas être impliqués (15).

Son et al. et *Al Jabbari et al.* ont publié des cas d'impression 3D pour des patients atteints de tumeur cardiaque. *Al Jabbari et al.* présentent une série de deux cas de tumeurs cardiaques récurrentes. Le premier cas était une récurrence d'un ostéosarcome – sur les images médicales, 4 masses étaient visibles. Le deuxième cas était une récurrence de carcinome de cellules rénales – les images démontraient une masse. Les modèles anatomiques ont pu démontrer l'ampleur de des tumeurs et ont permis de mieux choisir l'approche chirurgicale optimale. *Son et al.* ont publié une étude de cas d'un schwannome cardiaque; un schwannome cardiaque primaire est très rare – il y a seulement 17 cas documentés dans la littérature. Les auteurs déclarent être le premier cas de schwannoma du septum interatrial, qui a été réséquée exclusivement par énucléation. Le modèle a été utile pour établir la position de la tumeur et la relation spatiale avec les grands vaisseaux (171, 172).

Zhang et al. ont créé dix modèles anatomiques de reins chez des patients ayant une tumeur rénale de stade T1N0M0 qui étaient indiqués pour une néphrectomie partielle par laparoscopie. Les modèles ont ensuite été évalués par les urologues et les patients. Les urologues ont indiqué que ces modèles était bénéfique pour l'amélioration de la planification chirurgicale et la formation pour de nouvelles procédures. Les patients ont tous apprécié l'utilisation des modèles anatomiques. Les néphrectomies partielles ont été exécutées – la déviation de la taille de la tumeur réséquée avec le modèle était de 3.4 ± 1.3 mm (le spécimen réséqué était toujours plus grand que le modèle) (161).

Des cas d'utilisation de l'impression 3D pour les tumeurs orthopédiques ont aussi été publiés. *Zhang et al.* ont utilisé une combinaison d'impression 3D et d'un système de navigation intra-opératoire dans un cas de hémipevectomy pour guider la résection d'un ostéochondrome et la reconstruction nécessaire. Ils ont pu faire la résection et reconstruction sans complications majeures (173).

Guenette et al. ont créés des modèles anatomiques compatibles et visibles au MRI pour planifier et simuler la cryoablation de tumeurs vertébrales : un cas d'ostéome ostéoïde cervical (C7) et un cas ostéoblastome lombaire (L1). La cryoablation de tumeurs vertébrales est difficile en raison des structures neuronales majeures à proximité – il y a des risques de dommages neurologiques et de fuite de liquide céphalo-rachidien. Les modèles anatomiques ont permis de valider l'approche chirurgicale et la simuler la chirurgie (174).

L'impression 3D est particulièrement intéressante dans le contexte oncologique dû à la nature unique de certaines tumeurs et la criticité de certaines structures anatomiques adjacentes, ce qui peut augmenter les risques. Les publications lues étaient tous des séries et des études de cas. Il n'y a donc aucune comparaison. Par contre, les auteurs ont souligné les risques potentiels à ces procédures (proximité de grands vaisseaux sanguins, possibilité de dommage neurologique, etc.). Ils ont pu exécuté les plans chirurgicaux avec aucune complication – rendant ces procédures plus sécuritaires. Pour l'utilisation oncologique, l'utilisation d'imagerie hybride (combinaison d'images de CT/MRI avec l'images de médecine nucléaire) est particulièrement intéressante.

xi. Autres applications

La reconstruction des tissus mous est une autre application d'impression 3D. De manière semblable à la plastie pour des reconstructions en CMF, le résultat esthétique est très important. Une étude de cas par *Chae et al.* présentent l'utilisation d'impression 3D pour planifier une transplantation autologue pour un patient ayant une infection d'une plaie, déhiscence et une exposition de la prothèse suite à un remplacement de la cheville. Les auteurs ont pu rétablir l'esthétique de la cheville à un résultat suffisant en utilisant les images médicales de sa cheville affectée, la cheville normale et un avant-bras (tissu à transplanter) (175).

Des cas complexes d'obstétriques sont des applications pouvant bénéficier d'impression 3D. L'utilisation pour évaluer l'état des voies respiratoires fœtales dans les cas de malformations a déjà été discutée dans la section ORL. *Jarvis et al* ont décrit la méthode utilisée pour faire

l'impression 3D des cerveaux normaux et anormaux des cerveaux fœtaux. *Cromeens et al.* ont utilisé l'impression 3D de jumeaux conjoints pygopages pour la planification chirurgicale. Dans cette étude de cas, ils ont comparé la compréhension des résidents avec des images CT, avec des images CT et une reconstruction 3D virtuelle et avec l'impression 3D avec trois catégories de question : des distances et des mesures, formes et échelles et l'identification d'anatomie. Pour les questions de distances et de mesures, le taux de réussite était semblable pour tous les groupes. Pour les questions de formes et d'échelles, le taux de réussite était significativement plus élevé pour le groupe utilisant l'impression 3D. Pour les questions d'identification d'anatomie, le taux de réussite pour certaines questions était très élevé et semblable pour tous les groupes. Pour certaines autres questions, le groupe utilisant l'impression 3D avait un taux de réussite significativement plus élevé (176, 177).

xii. Méthodologies de production

Il existe dans la littérature plusieurs rapports techniques ou études de cas présentant des méthodes de production de différentes structures anatomiques avec les paramètres, l'équipement et les logiciels utilisés. Certains auteurs décrivent des méthodes utilisant des équipements et logiciels plutôt chers alors que d'autres centres utilisent des équipements et logiciels à bas coût. Un résumé des informations reliées à la production sont présentées ci-dessous (108, 178-180).

Tableau 2: Proportion des technologies d'impression 3D

Technologie	Proportion (%)
FDM/FFF	63
PolyJet/MJM	28
SLA	10
Binder	8
EBM/SLM/DLMS	8
SLS	10

Sur les 69 lus, 29 articles n'ont pas mentionné le type d'impression 3D utilisée. De plus, 9 articles ont mentionné plus d'une imprimante utilisée. En prenant en compte le nombre seulement les articles mentionnant le type d'impression, les pourcentages des différentes technologies se trouvent dans le Tableau 2. L'extrusion de matériau (FDM/FFF) est la technologie la plus communément utilisé, dont les imprimantes Replicator de Makerbot (imprimante desktop). Pour le jet de matériau (PolyJet/MJM), les imprimantes sont presque exclusivement du fabricant Stratasys. Pour les autres technologies, il n'y avait pas de fabricant prédominant. Pour les logiciels, il y avait 37 logiciels mentionnés. 21 articles n'ont pas mentionné de logiciels. La majorité des logiciels n'ont été cité qu'une seule fois. Il y a cependant quelques logiciels qui ont été utilisé par plusieurs articles. Les plus communs se trouvent dans Tableau 3. Materialise ont les deux logiciels les plus cités.

Tableau 3: Proportion des études utilisant les logiciels communs

Logiciels	Présence (%)
Materialise, Mimics	41
Materialise, Magics/3-matic	12
3D Slicer	6
InVesalius	6
MeshLab	7
Pixmeo, OsiriX	10
Vital Images, Vitrea	6

La littérature est majoritairement composée d'étude et série de cas. Il existe quelques études comparatives qui démontrent l'impression 3D peut avoir un impact sur la planification chirurgicale – les deux avantages les plus cités sont une diminution du temps opératoire et l'amélioration du résultat chirurgical. Par contre, ces deux avantages sont rarement accompagnés de chiffres à l'appui. Il est clair que l'impression 3D permet aux chirurgiens de mieux se préparer pour des cas complexes. L'impression 3D est très développée en orthopédie, chirurgie CMF, en chirurgie cardiaque et en oncologie. Les avantages soulevés à partir de cette revue de littérature se trouve dans le Tableau 4.

Tableau 4: Avantages cités dans la littérature selon le domaine

Domaine d'application	Avantages cités dans la littérature
Général	Réduction du temps opératoire Réduction des coûts Amélioration du résultat Augmentation de l'efficacité Facilite la communication avec le patient/la famille
Chirurgie crano-maxillo-faciale/plastie	Meilleure symétrie Haute fidélité au plan opératoire Facilite la gestion des attentes du résultat chirurgical Diminution de temps
Orthopédie	Meilleure compréhension de comment corriger des troubles d'alignement ostéoarticulaire Capture mieux la rotation dans les cas complexes de la colonne vertébrale Diminution de temps/meilleure gestion du temps Diminution de perte de sang
Cardiol	Meilleure compréhension des relations spatiales complexes entre les structures anatomiques Amélioration du résultat chirurgical d'une procédure complexe Validation de l'approche/la stratégie Possibilité de simuler la chirurgie et valider la taille de la prothèse
Neuro	Sélection de certains outils chirurgicaux à l'avance
ORL/Anesthésie	Amélioration de la planification chirurgicale de la gestion des voies respiratoires
Urologie/néphrologie	Possibilité de rendre les simulateurs de laparoscopie plus accessibles Amélioration de la communication entre le personnel médical et le patient
Oncologie	Meilleure compréhension de l'ampleur de la tumeur et relations spatiales Haute-fidélité au plan chirurgical Bonnes marges de résection

a. Balisage dans les hôpitaux

Un autre outil important utilisé par l'UETMIS est un balisage des hôpitaux qui utilisent actuellement l'impression 3D. La première étape était de créer une liste de ces hôpitaux en recueillant le plus d'information possible à partir de la littérature grise: type d'hôpital (pédiatrique, général, chirurgical, etc.), le pays, modèle de production (interne ou externe), le type d'imprimante et une méthode de contact. Avant d'envoyer le sondage, un premier contact a été établi auprès des institutions via l'information trouvée – soit un courriel du département des communications, un formulaire sur le site Internet institutionnel ou un courriel d'un clinicien/employé directement en lien avec le service/programme d'impression 3D. Cette liste a dû être bonifiée en raison du faible de taux de réponse et le nombre de courriels non-fonctionnels. Après avoir envoyé la première série d'invitation à participer au sondage, une deuxième série de courriels ont été envoyées à partir d'une partie des informations de contact de certains articles de la revue de littérature.

i. Méthodologie

La première série d'hôpitaux a été trouvée dans la littérature grise en utilisant des recherches sur Google avec des combinaisons des mots-clés suivants : « 3d printing », « hospital », « *medical* », « *additive manufacturing* ». Initialement, 33 centres hospitaliers avaient été trouvés (cette liste est disponible dans l'Annexe 5). Ensuite, une recherche plus approfondie a été faite pour chaque centre en lien avec leur impression 3D. Cinq centres ont été éliminés puisqu'aucune information supplémentaire sur l'impression 3D n'a été trouvée.

Après avoir composé le sondage, il a été révisé par l'UETMIS puisqu'il s'agit d'un de leurs outils principaux. La version finale du sondage peut être trouvée dans l'Annexe 6. Pour maximiser le taux de réponse, le sondage devait se faire relativement rapidement. Pour se faire, les choix de réponses ont été privilégiés lorsque c'était possible. De plus, le sondage a été rédigé pour qu'il puisse être répondu en une dizaine de minutes. La plateforme choisie a été Google

Forms puisqu'elle est simple d'utilisation et permet de visualiser les réponses individuellement et collectivement. En collaboration avec l'UETMIS, un objectif de dix réponses a été ciblé.

ii. Résultats

Taux de réponses

À partir des 28 centres avec de l'information, seulement 22 centres avaient pu être contactés (information disponible), majoritairement à travers les départements de communications des hôpitaux. 10 centres sur 22 avaient répondu au contact initial : à partir de la réponse initiale, le lien au sondage a été envoyé. De ces dix, le sondage a reçu quatre réponses.

Dans les articles de la revue de littérature, plusieurs donnent un adresse courriel comme contact. De plus, les auteurs laissent habituellement leurs affiliations académiques et hospitaliers. Un tableau a donc été préparé de tous les articles lus avec les informations potentiellement utiles : titre, le type d'article (revue, série de cas, note technique, etc.), hôpital, la localisation de l'hôpital, le modèle de production (interne ou externe), le type d'impression utilisé dans l'article, les logiciels utilisés, l'application, la catégorie d'application (cardiovasculaire, orthopédique, etc.), matériaux utilisés et méthode de stérilisation. Cette liste d'hôpitaux a été comparée à la liste initiale afin d'éviter de recontacter un centre qui avait répondu à la première série. La deuxième série a permis de contacter 36 centres additionnels. Il y a eu 10 réponses; à partir de ces 10 réponses, nous avons reçu sept réponses au sondage addition pour un total d'onze réponses au sondage.

Le tableau ci-dessous résume les taux de réponses. On peut remarquer que la première série a un meilleur taux de taux de réponse au premier contact puisqu'il s'agissait particulièrement des départements de communications et attachés de presse. Par contre, le contact direct avec les chercheurs semble avoir été plus efficace pour le taux de réponse du deuxième parce que les chercheurs qui ont répondu étaient majoritairement intéressés de répondre au sondage. De manière globale, le contact direct avec les chercheurs a suscité un retour semblable à celui via

les communications des hôpitaux. Cette approche hybride entre un contact direct et indirect semble être une bonne façon de fonctionner.

Tableau 5: Taux de réponse

	Première série	Deuxième série	Total
Nombre de courriels envoyés	22	36	58
Retour du premier contact	10	10	20
Réponse au sondage	4	7	11
Pourcentage de réponse au premier contact	45%	28%	34%
Pourcentage de réponse au deuxième contact	40%	70%	55%
Pourcentage global	18%	19%	19%

Réponses

Le secteur d'origine a été varié (voir Figure 23). On peut remarquer cependant que l'origine est principalement la chirurgie (pédiatrique, cardiovasculaire, ORL, chirurgie CMF/plastique) pour un pourcentage de 36%, ou plus globalement vient du secteur clinique (chirurgie et radiologie/imagerie médicale) pour un pourcentage de 55%.

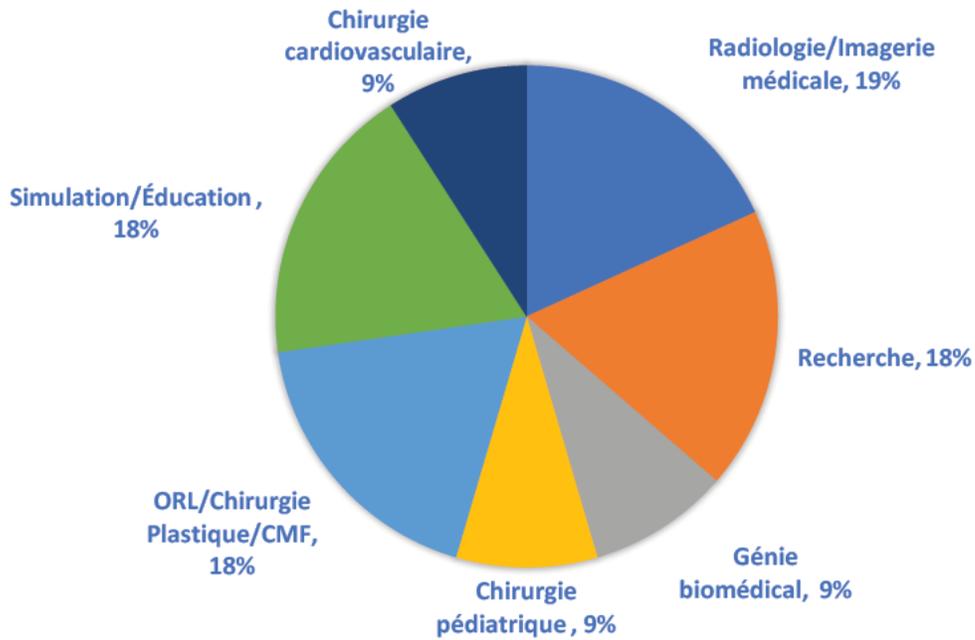


Figure 23: Secteur d'origine de l'impression 3D

Selon le sondage, les applications en chirurgie CMF, chirurgie plastique et médecine dentaire sont les plus communes (voir Figure 24). Ces applications ont été regroupés parce qu'au CHU Ste-Justine, la chirurgie plastique et CMF se fait par les mêmes chirurgiens. De plus, les dentistes et les chirurgiens travaillent habituellement en collaboration étroite. Ce résultat est peu surprenant – ceci concorde avec la littérature. De plus, il s'agit d'une des premières applications puisque les matériaux utilisés par les imprimantes de type *desktop*

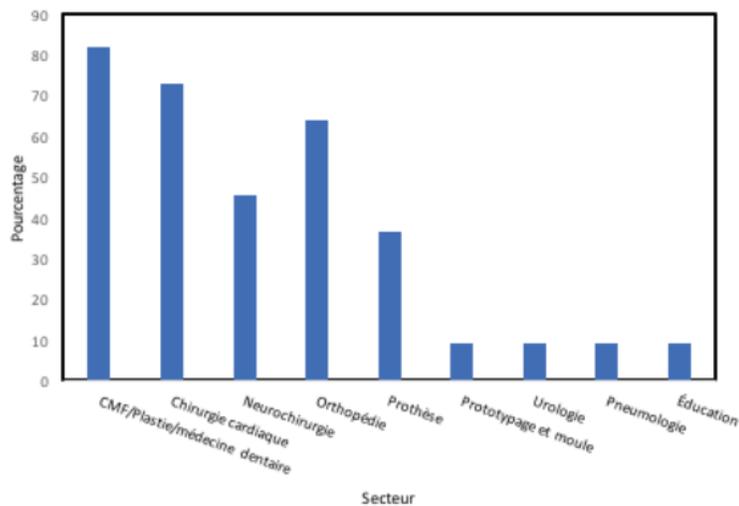


Figure 24: Application de l'impression 3D

(FDM, SLA/DLP) ont des propriétés mécaniques semblables aux os. Il s'agit aussi d'un des secteurs les plus actifs en impression 3D au CHU Ste-Justine. Les applications

cardiovasculaires représentent une autre application émergente en impression 3D. Par contre, l'infrastructure nécessaire pour l'impression avec des matériaux flexibles a un coût plus élevé. Il y a au CHU Ste-Justine des cardiologues qui collaborent avec d'autres chercheurs en Espagne pour améliorer le réalisme des propriétés mécaniques en impression 3D. Les applications neurologiques ont une proportion plus élevée qu'anticipée basée sur la littérature. Ces applications ne sont pas exploitées au CHU Ste-Justine pour le moment. La chirurgie orthopédique est très présente dans la littérature pour des raisons semblables à la chirurgie CMF. À Ste-Justine, le GBM a beaucoup collaboré avec les orthopédistes. Selon ces réponses, le CHU Ste-Justine a des besoins cliniques semblables aux autres centres exploitant l'impression 3D.

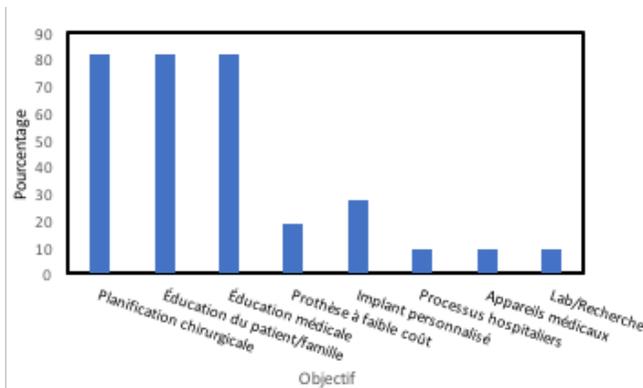


Figure 25: Utilisation de l'impression 3D

La majorité des répondants ont donné comme utilisation principale de l'impression 3D une combinaison de planification chirurgicale, éducation des patients et des familles et éducation et l'éducation médicale (voir Figure 25). Les « processus hospitaliers » réfèrent au changement ou à l'optimisation des

processus hospitaliers existants. Les « appareils médicaux » réfèrent à l'innovation des appareils médicaux - l'impression 3D peut être utilisée comme plateforme pour prototyper en collaboration avec un manufacturier d'appareils biomédicaux. En CMF/plastie, l'impression 3D est utilisée pour la planification chirurgicale et l'éducation du patient et de la famille. En orthopédie, elle est utilisée principalement pour la planification chirurgicale et en éducation médicale. Lors des explorations cliniques en été 2017, les prothèses à faible coût ont été exploré.

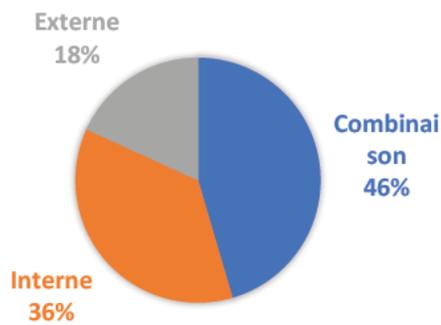


Figure 26: Mode de production

Le mode de production était une des questions les plus importantes en raison des coûts importants pour les infrastructures nécessaires pour les applications plus complexes. L'approche de combiner la production interne et externe est particulièrement intéressante pour le contexte hospitalier en raison du temps nécessaire entre l'acquisition

d'images et un modèle 3D terminé et du coût des appareils. Plusieurs raisons ont été données justifiant le choix de mode de production. La production interne a été choisie dans plusieurs centres particulièrement pour diminuer les coûts et diminuer le temps d'attente (retour plus rapide). D'autres raisons citées sont la confidentialité des données, la simplicité et la flexibilité. De plus, selon le responsable d'un centre, l'expertise devrait se trouver à l'interne. La production externe a été choisie par une minorité de centre. Une des raisons citées était le niveau de complexité des formes. Un centre avait besoin de plusieurs types de technologies différentes pour combler différents besoins cliniques de budgets différents. Il est donc plus simple pour ce centre de produire des modèles à l'externe. La majorité des centres ont choisi une combinaison d'interne et externe. Un centre a choisi ce mode parce qu'ils ont remarqué que dans la littérature plusieurs utilisaient la technologie de binder jetting. Par contre, ils ont acheté une FDM *desktop* pour des impressions rapides et petites. Pour les impressions plus complexes, ils produisent à l'externe. Un autre centre a choisi la production interne pour combler les besoins d'éducation du patient, de conseil au patient et la planification chirurgicale. Par contre, ils optent pour des modèles anatomiques commerciaux pour des interventions complexes et pour des cas où le modèle sera utilisé comme référence intra-opératoire (besoin de stérilisation). Un dernier centre a opté pour une combinaison pour pouvoir essayer différents modèles et déterminer ce qui fonctionne le mieux.

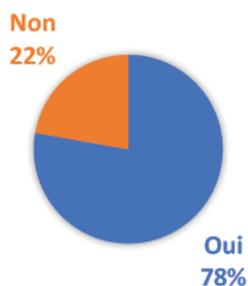


Figure 28: Proportion de centres ayant du personnel dédié

Pour les répondants ayant sélectionné une production interne ou combinée, la majorité des centres ont du personnel dédié. La majorité des centres ont des ingénieurs biomédicaux parmi le personnel impliqué dans le processus d'impression 3D. Les radiologues sont impliqués en impression 3D dans la majorité des centres. En effet, l'impression 3D semble prendre de l'ampleur dans la radiologie. Au Children's Hospital of Illinois,

la responsabilité de l'impression 3D est partagée entre le personnel du génie biomédical. Au Boston Children's Hospital, la responsabilité est partagée par des ingénieurs dédiés, qui sont soutenus par l'équipe de génie du programme de simulation et par un radiologue. Au Basel University Hospital, le département d'impression 3D est dirigé par deux cliniciens – un radiologue et un chirurgien CMF. Le département est composé de résidents, d'étudiants au doctorat et de médecins. Un autre centre a indiqué que l'impression 3D était sous la radiologie.

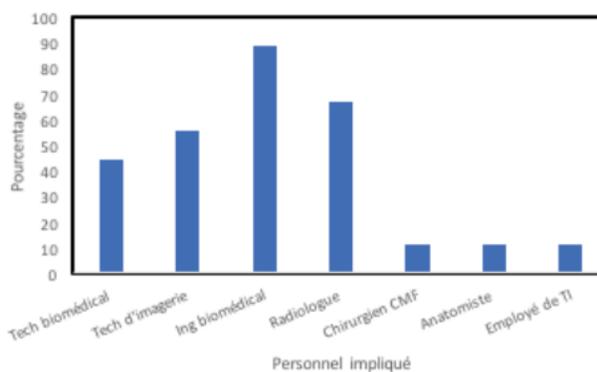


Figure 27: Type de personnel impliqué

Pour les répondants ayant sélectionné une production interne ou combinée, on leur a demandé de sélectionner les types de technologie utilisée dans leur centre. On peut remarquer que

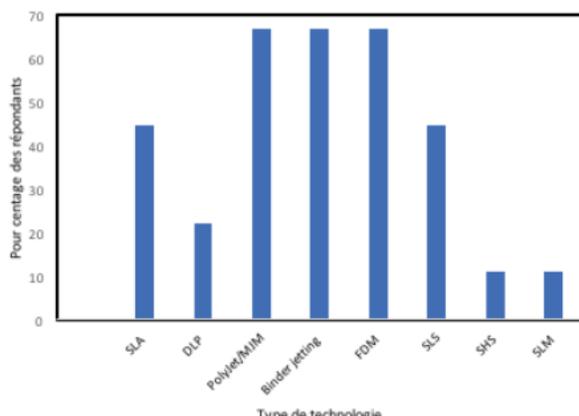


Figure 29: Type de technologie utilisé

plusieurs centres ont sélectionné plusieurs types de technologie. Les résultats attendus étaient une grande proportion de stéréolithographie (SLA/DLP) et d'extrusion de matériaux (FDM) puisqu'il s'agit des deux types d'imprimantes à coût bas les plus répondus. Par contre, la majorité des répondants ont sélectionnés FDM, PolyJet/MJM et binder jetting. Dans la

moitié des cas ayant sélectionné PolyJet/MJM et binder jetting, il s’agissait de centres avec une production seulement à l’interne. Ceci semble indiquer qu’une partie des centres sont assez établies puisqu’ils ont mis un investissement assez significatif en impression 3D.

Une question importante était liée à l’assurance qualité et la validation de la précision parce que qu’un modèle anatomique utilisé dans le cadre de la planification chirurgicale devrait avoir une certaine fiabilité. À l’heure actuelle, au CHU Ste-Justine, le GBM n’assure pas la justesse et la précision de l’impression – les modèles anatomiques sont donnés aux chirurgiens comme étant expérimentaux. La majorité des centres n’ont pas de politiques ou de procédures d’assurance qualité. Parmi les

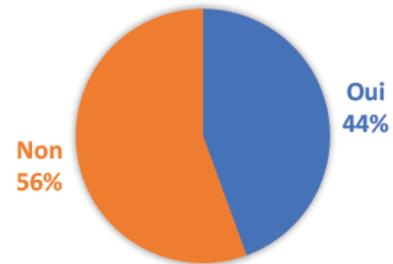


Figure 30: Procédures et politiques d’assurance qualité

répondants ayant sélectionné non, un centre est actuellement en train d’établir un système d’assurance qualité. Un autre centre a indiqué qu’ils ont conduit une étude comparant leur modèle fabriqué à l’interne aux modèles commerciaux (modèles fabriqués à l’externe), qui ont été comme le standard en termes de justesse. Ils ont trouvé que les différences étaient moins d’un millimètre. Basé sur ces résultats, ils n’ont pas implanté de procédures et politiques d’assurance qualité. Dans les centres ayant sélectionné oui, très peu de répondants ont élaboré. Au Children’s Hospital of Illinois, ils font une vérification annuelle en imprimant un modèle standard, utilisant un *scanner 3D* et en comparant la numérisation du modèle 3D avec la reconstruction 3D originale. Au Basel University Hospital, ils utilisent un logiciel certifié médical et utilisent un système de gestion de la qualité (ISO 9001).

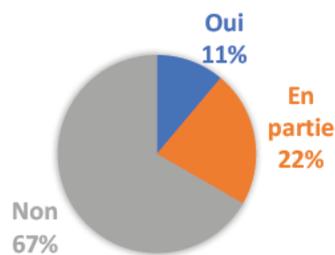


Figure 31: Préparation d’un plan d’affaires

Peu de centres ont préparé un plan d’affaires avant d’implémenter un programme/service d’impression 3D. Un répondant a indiqué qu’ils n’avaient pas préparé un plan d’affaires puisque leur service a été instauré à travers un don. Par contre, selon ce répondant, ils ont de la difficulté à faire croître le service dans d’autres disciplines parce que le don ciblait des applications spécifiques. Un autre

répondant a dit qu'un plan d'affaires est seulement conseillé si la métrique de succès est les revenus/dépenses. L'élaboration de ce plan allait rencontrer des défis par rapport aux méthodes d'obtenir un retour sur l'investissement et à la quantification de la valeur ajoutée de l'impression 3D. Une raison citée est que leur centre a acheté une imprimante de base pour quelques milliers de dollars. Un plan d'affaires serait envisagé dans le long terme après plusieurs années d'utilisation lorsqu'il considère l'ajout de ressources humaines dédiées et/ou une imprimante nécessitant un investissement plus important. Un des répondants ayant sélectionné « en partie » explique qu'ils ont fait un plan d'affaires partiel pour l'élaboration d'un modèle *fee-for-service*. Par contre, ce modèle n'est pas utilisé lorsqu'il s'agit d'un projet de collaboration plus large. Un autre répondant a fait une analyse financière pour des demandes de fonds.

Les répondants ont pu offrir plusieurs points de vue pertinents. Un répondant a souligné l'importance d'établir la quantité d'impressions 3D produites et le niveau d'urgence avant d'acheter une imprimante. Il a aussi souligné l'importance d'avoir l'équivalent d'un super-utilisateur clinique avant d'établir un programme d'impression 3D. Il a aussi suggéré d'identifier des sources locales de ressources d'impression 3D lorsque des besoins additionnels se présentent (modalité différente nécessaire, débit additionnel nécessaire). L'aspect multidisciplinaire a été soulevé par plusieurs répondants. Ceci rend l'implémentation d'un service/programme d'impression 3D complexe – il faut avoir un intérêt et une participation de la part de plusieurs départements. Ce genre de service nécessite la formation d'une équipe multidisciplinaire avec des chirurgiens, des radiologues et les autres spécialistes tels que les ingénieurs biomédicaux et des spécialistes en TI. Un répondant a noté la difficulté d'évaluer la valeur. Un autre répondant a souligné l'importance d'inclure le coût de matériau et de temps dans les impressions échouées dans les estimations de coût. Plusieurs ont abordé des problèmes de l'impression 3D à considérer. Le premier aspect est le temps nécessaire pour créer les modèles anatomiques (traitement des images, impression et post-traitement). Un autre aspect discuté est la limitation liée au détail anatomique visible. Lorsque les barrières logistiques ont été surmontées, l'implémentation s'est faite de manière facile selon un répondant.

Les répondants ont aussi pu donner plusieurs exemples de barrières qu'ils ont dues surmonter. Les barrières financières ont été citées très souvent - les investissements initiaux pour les

imprimantes, les infrastructures et les logiciels. Un autre problème est relié à la connaissance de la valeur de l'impression 3D médicale. Plusieurs cliniciens 3D ne connaissent pas le potentiel d'utilisation. Un ingénieur dans un des centres a souligné l'importance d'impliquer la radiologie – dans leur cas, la radiologie est peu impliquée dans ce processus ce qui s'est traduit par une concentration d'impression 3D en cardiologie. Un répondant a souligné l'importance d'un plan de communication et d'être localisée sur place dans l'hôpital. Une autre barrière mentionnée est en lien avec les ressources humaines. Pour un centre, ils n'ont pas de ressources humaines dédiées limitant leur capacité de produire. Pour un autre centre, ils ont un technicien formé pour utiliser l'imprimante – lorsque cette ressource est indisponible, la production n'est pas possible.

Retour sur le sondage

Idéalement, le taux de réponse aurait été plus élevé. Par contre, l'objectif était de créer un portrait de l'impression 3D dans les hôpitaux. Le sondage a pu donner un aperçu de ce portrait puisque les centres étaient à des niveaux différents de maturité. Un aspect à corriger est de demander à quel centre hospitalier le répondant est affilié. Dans la version finale du sondage, les répondants ayant indiqué qu'ils étaient ouverts à être recontactés par téléphone ont laissé leurs informations de contact dont le courriel. À travers le courriel, le centre hospitalier pouvait être déduits. Par contre, presque la moitié des répondants ont sélectionné « non ». Il est donc difficile de savoir quels hôpitaux ont répondu. Cette information est pertinente premièrement pour pouvoir mettre les réponses en contexte. Il existe plusieurs différences de normes, de lois et de financement entre des pays différents.

Lors de l'élaboration du sondage, les questions à choix de réponses ont été privilégiées lorsque c'était possible pour rendre le sondage rapide. Certaines questions ne se prêtaient pas à des choix de réponses. Pour les questions de « développement », au moins une ou deux réponses par question donnait peu d'information. De plus, pour certaines questions à développement, elles n'ont pas été marquées comme obligatoire pour compléter le sondage. Le raisonnement était d'encourager les répondants de répondre minimalement aux questions à choix de réponses. Il est possible d'avoir manqué des éléments de réponse pertinents.

Une seule question n'a pas été présentée dans les résultats de sondage par rapport au type d'initiative d'impression 3D avec les choix suivants : impression plus « opérationnelle » de base, projets de recherche, promotion de partenariats spécifiques avec l'industrie et établissement d'un centre d'excellence incorporant la recherche, l'hôpital, l'université et l'industrie. Un répondant a rajouté une réponse signifiant que toutes les réponses étaient applicables mais que les applications prédominantes étaient les applications pré-chirurgicales. Cela semblait indiquer un manque de clarté dans la question.

Dans la majorité des questions à choix de réponse, l'option de rajouter une réponse a été laissée pour laisser le plus de flexibilité possible. Par contre, dans certains cas, cette option a été utilisée pour mettre retranscrire toutes les réponses énoncées qui étaient applicables et quelques réponses additionnelles. Il fallait alors refaire les statistiques pour de manière manuelle. Puisque le sondage avait un nombre limité de réponse, il ne s'agissait pas d'un exercice très laborieux. Par contre, dans un sondage futur, il serait conseillé de rajouter « *sélectionnez toutes les réponses applicables* ».

5. Enjeux

5.1 Confidentialité des informations

Pour pouvoir créer un modèle anatomique 3D du patient, il faut avoir accès aux images médicales du patient. La confidentialité des informations devient un enjeu important à considérer. La confidentialité des données médicales est réglementée par la *Loi concernant le partage de certains renseignements de santé* et la *Loi sur les services de santé et les services sociaux*. Selon l'article 100 (*Loi concernant le partage de certains renseignements de santé*), les renseignements d'un patient ne peuvent être communiqués à des tiers sans la permission du patient. Dans le contexte de l'impression 3D, les images médicales ne peuvent pas être communiquées à une compagnie externe sans la permission du patient – dans le contexte du

CHU Ste-Justine, il faut souvent le consentement d'un parent ou d'un tuteur légal. Les renseignements de santé d'un patient peuvent être communiqués à un tiers sans consentement selon des conditions définies par l'article 60.4 du *Code des professions*, l'article 18.1 de la *Loi sur la protection des renseignements personnels dans le secteur privé*, l'article 19.0.1 de *Loi sur les services de santé et les services sociaux* ou à l'article 7 de la *Loi sur les services de santé et les services sociaux pour les autochtones cris*. Le fonctionnement actuel de l'impression 3D repose actuellement sur des applications qui ne sont pas considérées comme étant urgentes – il s'agit d'une condition sur laquelle repose la capacité des équipements; les modèles anatomiques créés sont pour des chirurgies qui sont planifiées à l'avance. Ceci implique que le chirurgien a l'occasion de faire signer un parent ou tuteur légal – les conditions de partage des données avec des tiers sans consentement explicite du patient ne seront donc pas examinés dans le contexte de ce rapport. Un chirurgien au CHUSJ utilisait les services de compagnies d'impression 3D externes. Un formulaire de consentement de partage des données à des parties externes était signé par un parent ou tuteur légal du patient pour la création de modèle anatomique (une copie est disponible en Figure 34). Avant de transmettre les images médicales, elles étaient anonymisées. La transmission de ces données devrait aussi se faire de manière chiffrée pour protéger les données (181-186).

Le traitement d'images médicales se fait actuellement, et se fera à court terme, par les techniciens GBM en imagerie médicale. L'article 69 définit les intervenants autorisés à avoir des accès à une banque de renseignements de santé. Une personne qui rend des services de soutien technique à un médecin (en clinique privé ou dans un établissement de la santé) – un technicien GBM faisant une reconstruction et un modèle 3D agit en soutien technique au médecin. La pratique d'utilisation des formulaires de consentement de partage des données ont tout de même été gardée pour la production à l'interne (184).

5.2 Accès aux images médicales

i. Reconstruction et exportation

Avant l'utilisation des modèles anatomiques 3D dans les établissements de santé, les chirurgiens pouvaient demander une reconstruction 3D virtuelle de l'anatomie en question sur le PACS. Cette reconstruction se fait par les technologues en imagerie médicale. De plus, il y a certains PACS pour lesquels l'exportation en STL est possible. Plusieurs compagnies de PACS et d'appareils d'imagerie ont annoncé que l'exportation en STL sera possible bientôt. Dans le but d'éliminer la redondance de travail, la possibilité d'utiliser les reconstructions a été explorée. Cette possibilité a été éliminée puisque la reconstruction 3D se fait après la segmentation en impression 3D.

ii. Accès aux images

Pour les deux premiers crânes créés en collaboration avec un chirurgien plastique, un disque compact (CD) était apporté au GBM par le chirurgien parce que l'imagerie médicale ne remet pas de CD. Suivant une rencontre avec le directeur de la Direction des Affaires Médicales Universitaires (DAMU) et la coordonnatrice du PACS, il a été décidé que les technologues pouvaient remettre un CD avec les images médicales d'un patient aux techniciens GBM lorsqu'un formulaire de consentement leur était présenté (187).

Les CD étaient seulement utilisés pour importer les images médicales dans le logiciel de segmentation. Pour éviter des enjeux de conservation de ces CD, les techniciens prennent les images directement sur le PACS après avoir reçu le formulaire de consentement.

iii. Archivage, entreposage et LSSSS

L'archivage est un enjeu important dans le domaine de la santé. Il faut déterminer si les modèles anatomiques 3D sont considérés comme des données appartenant au dossier patient. Le dossier patient (dossier usager) est l'ensemble des documents prescrits par le *Règlement sur l'organisation et l'administration des établissements (ROAE)* dans les articles 53-56 et 64 (ch.5, r.5). On peut aussi se référer à la *Loi sur les services de santé et les services sociaux (LSSSS)* ch. S-4.2. Puisque la réglementation est écrite d'une manière à être applicable à travers le temps,

une équivalence des modèles imprimés en 3D dans la réglementation est difficilement trouvée. Une question importante pour déterminer l'utilité de la conservation est par rapport à l'utilisation du modèle – est-ce qu'il est utilisé pour le diagnostic. Les modèles anatomiques ne doivent pas être utilisés dans une optique diagnostique mais plutôt comme complément des images pour la planification chirurgicale. Il faut déterminer s'il s'agit d'un élément dont on peut se servir lors d'une poursuite potentielle. Les règles ne définissent pas clairement si les modèles anatomiques font partie du dossier utilisateur – il est recommandé de conserver ces données jusqu'à ce que l'impression 3D devienne une partie plus importante du système de santé québécois ou que les autorités statuent spécifiquement par rapport à l'archivage de l'impression 3D médicale (182, 188).

On peut faire un parallèle avec les images biomédicales et les empreintes en médecine dentaire. Les règles de conservation sont établies par le *Calendrier de conservation* du BAnQ (Bibliothèque et Archives nationales du Québec). En imagerie médicale, la conservation des images est cinq ans après la création avec l'exception des radiographiques interventionnelles (celles-ci doivent être conservées cinq ans après le décès du patient). Les empreintes en médecine dentaire doivent aussi être conservées cinq ans après leur conservation. Il est donc raisonnable de supposer qu'un modèle anatomique doit être conservé pendant cinq ans. Cette supposition évoque des enjeux d'entreposage pour le département d'archivage. Lors du processus d'impression 3D, on crée un fichier STL et un G-code. La pratique actuelle est d'entreposer ces deux fichiers sur les postes de travail des techniciens faisant la segmentation. Une pratique recommandée serait d'entreposer les deux fichiers dans un répertoire destiné à cet usage et accessible aux intervenants appropriés. Pour le modèle anatomique 3D, il n'est pas clair si le modèle physique est nécessaire; pour le moment, l'entreposage pourrait se faire de manière semblable aux empreintes en médecine dentaire. Les empreintes sont entreposées par la médecine dentaire. Actuellement, les modèles anatomiques déjà utilisés sont dans les bureaux des chirurgiens requérants. Lorsque l'impression 3D devient une pratique plus fréquente au CHUSJ, un endroit de rangement spécifique aux modèles anatomiques pourrait être envisagé. Pour le moment, le maximum d'impressions 3D par chirurgien est moins de cinq par année (188, 189).

Il y a quelques aspects mineurs à considérer en rajoutant le modèle anatomique au dossier de l'utilisateur. Les fichiers et les modèles doivent être identifiés au patient avec minimalement le numéro de patient unique et si possible le nom du patient. Ceci est problématique lorsque les modèles sont faits par des tiers puisque les images médicales sont anonymisées. Depuis quelques mois, la pratique actuelle est de faire graver dans le modèle anatomique le numéro de patient. Les documents appartenant aux dossiers patients doivent être accessibles en cas de requête par le patient selon la *Loi sur l'accès aux documents des organismes publics et sur la protection des renseignements personnels*. Une dernière considération importante liée à l'accès des documents est le frais chargé pour la transcription, reproduction et transmission. Les frais sont régis par un guide de frais ministérielle – soit le *Règlement sur les frais exigibles pour la transcription, la reproduction et la transmission des documents et de renseignements personnels* – chapitre A-2.1 r.3 de la *Loi sur l'accès aux documents des organismes publics et sur la protection des renseignements personnels*. Les règlements ne reflètent pas les pratiques et les modalités actuelles. Pour l'imagerie, on parle de films radiographiques. Les types de support évoqués dans l'annexe sont les papiers, les photographies, les diapositives, les plans, les vidéocassettes, les audiocassettes, les disquettes, les ruban magnétiques d'ordinateurs et les microfilms. Les CD ne sont pas évoqués dans les règlements. Pour une requête de fichiers d'impression 3D, ceux-ci pourraient être mis sur un CD – les frais pourrait être le même de celui des images médicales sur un CD. Dans le cas où un modèle 3D physique est considéré comme un document pour lequel un patient fait une requête, il faut déterminer un prix raisonnable (voir en Figure 35 les frais par type de support). Il faut considérer le coût des matériaux et le coût de travail associé avec le traitement des supports. Les frais exigibles des audiocassettes et des vidéocassettes sont par heure – on peut penser à une structure de frais semblables charger par poids d'objet imprimé avec un frais fixe pour l'enlèvement des supports. (181, 189)

iv. Réglementation

Actuellement, il n'existe aucune réglementation spécifique à l'utilisation de l'impression 3D en dans le domaine de la santé. Pour le moment, les appareils médicaux créés par impression 3D doivent passer à travers les mêmes processus que les appareils médicaux faits par des moyens

conventionnels. La FDA a récemment publié un document présentant des lignes directrices et des considérations techniques pour les appareils créés par impression 3D. Ce document contient des aspects techniques à considérer dans le processus de fabrication d'un appareil médical. Le contenu est beaucoup plus axé vers les appareils médicaux fabriqués par des manufacturiers privés (190-193).

Lors de la revue de littérature, les types d'objets produits par impression 3D les plus communs étaient les modèles anatomiques, les implants, les attelles et les guides chirurgicaux. 3D Systems et Materialise sont les compagnies les plus connues au monde offrant le service d'impression d'attelles, de guides chirurgicaux et de modèles anatomiques. Les implants sont des appareils de classe 3 ou 4. Les guides chirurgicaux et les attelles de Materialise et 3D Systems sont homologués par Santé Canada comme étant des appareils de classe 2. Les modèles anatomiques ne sont pas homologués. Le processus d'homologation est un long processus avec des coûts significatifs associés. La création de guides et d'attelles par impression 3D à l'interne n'est donc pas envisageable dans le court terme (190).

La FDA a approuvé quelques logiciels de modélisation et segmentation dont D2P (3D Systems), Mimics (Materialise) et Magics (Materialise). Par contre, le logiciel de modélisation et segmentation de Materialise, Mimics, est un des seuls logiciels spécifiques à l'impression 3D qui homologué comme un appareil médical de classe 2 pour cet usage. Jusqu'à très récemment, la certification 510(k) de la FDA pour ces logiciels étaient spécifique à son utilisation pour la modélisation et la planification chirurgicale. La certification ne s'appliquait pas à l'impression 3D. Mimics est devenu le premier, et le seul logiciel de modélisation, approuvé pour l'impression 3D de modèles anatomiques avec imprimante compatible. Après avoir consulté un représentant de Materialise, les imprimantes considérées compatibles seront très limitées initialement – ils commenceront par les imprimantes les plus communes auprès de leurs clients (194, 195).

v. *Assurance qualité*

L'impression 3D est un processus avec plusieurs étapes dont plusieurs manipulations des images par des logiciels. La qualité du modèle final dépend fortement des images médicales – il faut assurer une qualité d'images par l'utilisation d'appareils d'imagerie adéquats et en utilisant des protocoles d'imagerie appropriés. Dans le contexte du CHUSJ, la disponibilité d'appareils d'imagerie adéquats n'est pas un enjeu puisqu'il s'agit d'un centre à caractère universitaire. Les spécifications de protocole d'imagerie selon l'anatomie d'intérêt du Boston Children's Hospital peut agir comme référence temporaire. Materialise détient aussi plusieurs références pour l'impression 3D médicale. Un aspect important discuté dans quelques articles est la validation du logiciel. Il est recommandé de créer un test pour valider que le logiciel (en combinaison avec l'imprimante) agit de manière appropriée. La clinique Mayo suggère l'utilisation d'un logiciel certifié – ils utilisent Mimics. Un lab d'impression 3D au Basel University Hospital utilise aussi Mimics pour cette même raison. Les logiciels utilisés sont tous gratuits (*open source*) à l'exception du logiciel optimisant les fichiers stl. Certains chercheurs ont fait la validation de ce genre de logiciel aussi (11, 196-198).

Il faut aussi valider l'imprimante. Ceci peut se faire soit en créant un objet standard à imprimé – au CHUSJ, l'impression d'un *spine phantom* pour l'osteodensitomètre a été imprimé pour évaluer la qualité d'impression. Cette approche permet de valider la partie impression. *Yeong et al.* proposent un test standardisé d'artéfact. *Leng et al.* proposent plutôt une approche avec un fantôme. Ces approches permettent de valider le processus complet. D'ailleurs *Leng et al.* ont deux générations de fantôme – la 2^e valide des formes plus proches de structures anatomiques (11, 196, 197).

Une méthode proposée pour valider chaque modèle anatomique est de faire un scan 3D du modèle est de le superposer avec les images médicales initiales pour valider la justesse. Une méthode discutée avec quelques chirurgiens est de faire valider la reconstruction 3D virtuelle (segmentée) (197, 199, 200).

La stérilisation est un enjeu qui avait été soulevé par un chirurgien du CHUSJ. Les modèles anatomiques sont utilisés particulièrement pour la planification chirurgicale et aussi pour faciliter la communication avec les patients et leurs familles. Une des raisons pour lesquelles les modèles anatomiques fabriqués par une compagnie externe sont supérieures est la capacité de stérilisation. Les crânes fabriqués à l'externe étaient faits d'acrylique. L'acrylique n'est pas un matériau utilisé en impression FDM (imprimante actuelle).

Perez et al. ont conduit des essais de stérilisation de neuf matériaux pour imprimante FDM : quatre variations de l'ABS (ABSi, ABS-ESD7, ABS-M30, ABS-M30i) , PC, PC-ABS, PC-ISO⁷, polyphénylsulfone (PPSF) et Ultem 9085⁸. Ils ont utilisé cinq méthodes de stérilisation : autoclave, autoclave rapide, oxyde d'éthylène, peroxyde d'hydrogène et la radiation gamma. Pour chaque combinaison de matériau et méthode de stérilisation, cinq spécimens ont été testés. Les seuls matériaux pour lesquels le résultat n'était pas 100% négatif pour la présence de bactéries sont ABS-M30 (autoclave – 80%, oxyde d'éthylène – 80%) et ABS-M30i (autoclave – 60%). Les auteurs ont aussi évalué l'impact physique de la stérilisation sur chaque matériau. Tous les matériaux dérivés d'ABS ont démontré des dommages par l'autoclave et l'autoclave rapide (ABSi, ABS-ESD7, ABS-M30, ABS-M30i, PC-ABS). Le PC a été endommagé seulement par l'autoclave rapide. Le PC-ISO, PPSF et Ultem 9085 n'ont pas été endommagés (201).

Selon *RapidMade*, il y a quelques matériaux qui peuvent être stérilisés. Le nylon 12 (matériau en SLS) est stérilisable par autoclave, par oxyde d'éthylène, par plasma, par stérilisation chimique et par rayons gamma. L'ABS-M30i et PC-ISO (FDM) sont stérilisables par rayons gamma et oxyde d'éthylène. Le PPSF (FDM) peut être stérilisé par l'autoclave à vapeur, l'oxyde d'éthylène, par plasma, par stérilisation chimique et par rayons gamma. Ultem1010 et Ultem 9085 (FDM) peuvent se stériliser par autoclave à vapeur (202).

⁷ PC-ISO est un matériau dérivé à partir de polycarbonate qui est biocompatible et résistante à des plus hautes températures.

⁸ Ultem 9085 est un matériau thermoplastique avec des propriétés mécaniques pour les applications nécessitant la haute performance et avec une bonne résistance thermique et chimique.

Pour faire stériliser un modèle anatomique, il y a un travail de validation à faire antérieurement. Il faut contacter les fabricants pour valider la méthode de stérilisation compatible. Puisque les fabricants d'imprimante 3D pour les amateurs, il est probable qu'aucune méthode soit validée. Dans ce cas, l'unité de retraitement des dispositifs médicaux font des tests selon la procédure de CSA. Cette évaluation est seulement nécessaire la première fois (203).

vii. *Aménagement, santé et sécurité*

Les imprimantes 3D sont avantageuses parce qu'elles ne nécessitent pas d'infrastructure particulière (besoins électriques, gaz, etc.). Par contre, il est important de noter que plusieurs études démontrent l'émission de particules ultrafines (*ultra-fine particles* UFP) et des composés organiques volatils (*volatile organic compounds* VOC) (204).

Un groupe a étudié les émissions de VOC pour quelques matériaux communs en FDM dont ABS, PLA et le nylon avec quelques imprimantes communes. En général, on peut diviser les matériaux en deux catégories différentes : émissions basses ($\Sigma VOC < 40 \mu g/min$) et émissions hautes ($\Sigma VOC > 40 \mu g/min$). Le PLA se retrouve toujours dans la catégorie d'émissions basses pour toutes les imprimantes évaluées. Les VOC émis par les imprimantes utilisant du ABS comprenaient majoritairement du styrène à un taux d'environ 2 à 180 $\mu g/min$. Le styrène est toxique par inhalation, toxique au système nerveux par des expositions répétées et toxique au système reproducteur. De plus, le styrène peut causer du dommage à l'œil. Les VOC émis par les imprimantes utilisant du PLA étaient majoritairement composés du lactide à un taux de 4 à 5 $\mu g/min$. Le lactide peut causer de l'irritation à l'œil. Les VOC émis par les imprimantes utilisant du nylon étaient majoritairement du caprolactame. Le caprolactame est toxique par inhalation, par voie orale et au contact avec la peau. Ce composé peut causer du dommage et irriter l'œil. Il est aussi toxique au système respiratoire (205, 206).

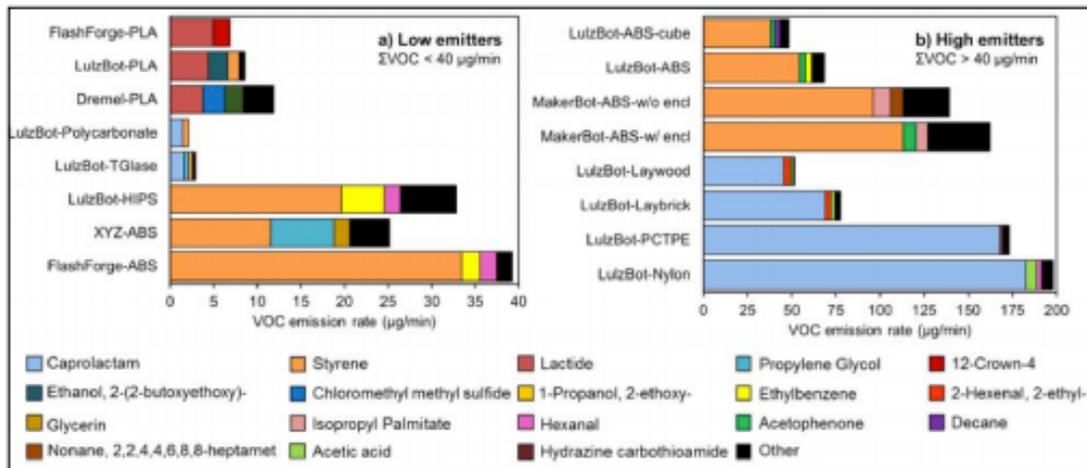


Figure 32: Émissions de VOC par impression FDM (205)

Une autre étude évaluant les émissions d'imprimantes avec quatre matériaux communs en FDM (PLA, ABS, PET et nylon) avec une température de buse de 240-250 °C. La majorité des VOC émis par ABS demeure le styrène avec une proportion significative d'éthylbenzène, de butadiène, de cyclohexanone et d'iso-butanol. La majorité des VOC émis par PLA est le méthyl-méthylacrylate avec un proportion significative d'iso-butanol et d'hydrocarbures aromatiques polycycliques (205, 207).

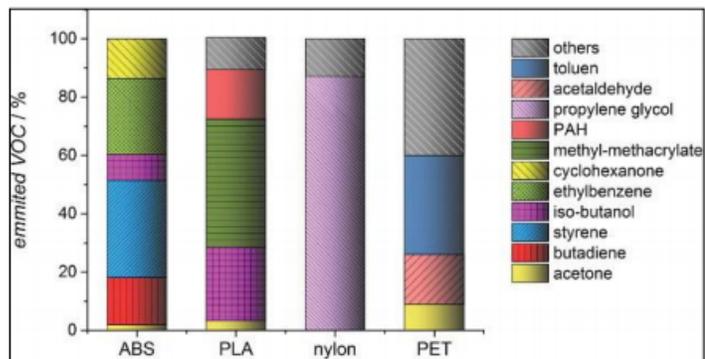


Figure 33: Composition des VOC émis(205)

Les imprimantes *desktop* émettent des hautes quantités de UFP. La quantité émise dépend de l'imprimante, le matériau d'impression (couleur et type), la température de la buse, la température de la plateforme et le temps d'impression. L'ABS est le matériau avec les plus hautes émissions de UFP avec des valeurs moyennes de 20 milliards à 90 milliards de particules par minute. Le PLA émet le moins de UFP avec une moyenne de 0.1 milliards de particules par minute. Les UFP représentent un enjeu de santé parce que ces particules sont déposées dans les

régions pulmonaires et alvéolaires des poumons – ceci est associé avec des problèmes cardiovasculaires comme des symptômes d’asthme jusqu’à la mort. Les émissions atteignent leur maximum après une quinzaine de minutes et retournent à un niveau négligeable une centaine de minutes après la fin de l’impression (204, 205).

Bien qu’il n’y ait pas de réglementation spécifique aux imprimantes 3D desktop, il est fortement recommandé de garder les imprimantes FDM dans un endroit bien ventilé et de ne pas rester à proximité de l’imprimante lors de l’impression. Il existe des produits sur le marché qui permettent de filtrer les UFP et VOC émis par l’impression 3D. L’imprimante 3D se trouve actuellement à proximité des techniciens dans un endroit non-ventilé. Selon les plans de réaménagement, l’imprimante sera réaménagée dans un local séparé permettant de diminuer l’exposition aux émissions.

viii. Qualification des ressources humaines et expertise clinique et technique

Le profil des ressources humaines impliquées au sein d’un service d’impression 3D est une considération importante. Selon les résultats du sondage, le personnel clinique représente une partie importante de plusieurs services d’impression. Actuellement, aucun personnel clinique est activement impliqué dans le processus d’impression. Ceci peut avoir des implications au niveau de la responsabilité puisque les modèles anatomiques sont utilisés dans le contexte de la préparation chirurgicale. Une structure possible est que les chirurgiens fassent leur propre segmentation en utilisant un logiciel orienté vers des professionnels de la santé avec aucune formation d’ingénierie. Quelques chirurgiens ont été consultés à cet égard – cette structure n’est pas d’intérêt pour les chirurgiens puisque ça implique plus un engagement de temps plus significatif pour le chirurgien. Une solution plus acceptable est celle proposée dans le cadre de l’assurance qualité – une validation après la segmentation et reconstruction 3D virtuelle (14, 199, 200).

Pour le moment, l’impression 3D est assurée par l’enthousiasme des techniciens GBM – des situations similaires se retrouvent dans des autres centres hospitaliers. Le problème avec cette

situation est que ceci n'assure pas nécessairement la pérennité d'un service. De plus, un département « naturel » pour l'impression 3D est la radiologie – il est donc recommandé d'impliquer ce secteur. Une autre recommandation est d'avoir l'équivalent d'un directeur médical du programme – ceci aide à assurer la pérennité d'un service et à trouver des sources de financement (195, 208-210).

L'expertise développée au sein du GBM repose aussi sur l'enthousiasme des techniciens qui font appel aux ressources *open-source* disponibles en ligne. Ceci implique un certain temps d'apprentissage avant de maîtriser la segmentation et les paramètres d'impression. Materialise offre de la formation à l'achat de leur logiciel et offre une expertise en lien avec l'impression 3D médicale puisqu'ils ont établi des partenariats dans une centaine d'hôpitaux aux États-Unis, dont 16 hôpitaux figurant dans les 20 meilleurs hôpitaux aux États-Unis (211).

ix. Structures de facturation

Il existe plusieurs structures de financement dans le système de santé. Les orthèses et prothèses sont financés à travers la facturation à la RAMQ et un budget d'opération. Certains appareils sont créés à l'interne – les autres sont fabriqués à l'externe. Cette structure pourrait être intéressante pour l'impression 3D parce que plusieurs laboratoires hospitaliers d'impression 3D commencent avec une combinaison de production interne et externe. Par contre, la facturation à la RAMQ pour des modèles anatomiques utilisés dans le cadre de la planification chirurgicale est encore très loin – il faudrait présenter un dossier d'affaires plus étoffé avec des données cliniques probantes à l'appui. Une autre structure de financement est celle de la procréation assistée – les coûts sont couverts à 100% par les utilisateurs. Cette structure n'est pas réaliste pour des modèles créés dans le cadre de la planification chirurgicale. Une autre structure est celle de l'ergothérapie – ils ont un budget d'opération avec une possibilité de vendre des outils aux familles des patients (212).

Les transferts budgétaires entre les différentes directions sont une option – il faudrait trouver un prix de facturation et charger le secteur clinique requérant le modèle anatomique. Pour justifier

ces nouveaux coûts, il faut avoir des chiffres à l'appui pour quantifier les économies potentielles (diminution du temps opératoire, comparaison avec les modèles anatomiques produits à l'externe, etc.) ou démontrer une amélioration de l'état du patient. De plus, il faut réfléchir au montant facturé – est-il possible de charger plus que les ressources humaines et matériaux pour pouvoir assurer le remplacement à long terme des appareils? Une dernière option est un budget d'opération dédié à l'impression 3D – ceci nécessite un dossier d'affaires présenté à la direction du CHUSJ.

x. Gestion des requêtes et gestion de la demande

La gestion des requêtes se fait actuellement par l'entremise de courriels à un des techniciens. Ceci entraîne quelques enjeux à adresser. Premièrement, il n'y a pas de processus officiel pour faire une requêtes – ils écrivent au technicien avec lequel ils ont eu contact par le passé. Ceci est problématique parce que les requêtes ne sont accessibles qu'au technicien en question, entraînant un problème de traçabilité. Le deuxième enjeu est que la décision de faire des impressions ne relève pas de la direction. Il ne s'agit pas d'un problème en soi – par contre, ceci veut dire que la direction a peu de contrôle sur l'utilisation des impressions. Par exemple, certaines impressions ont été faites pour l'utilisation dans le contexte d'un cours de médecine à l'Université de Montréal. Bien que le CHUSJ a une mission universitaire, il faut considérer si le CHUSJ devrait faire des impressions 3D gratuitement pour l'éducation médicale à l'extérieur de l'hôpital. L'implantation d'un formulaire accessible par l'intranet du CHUSJ pourrait être une option de gestion des requêtes permettant une meilleure traçabilité. Il s'agit de la manière actuelle pour faire une demande des services techniques. Une meilleure gestion des requêtes peut aider à gérer la demande. Pour le moment, l'impression 3D est utilisée de manière exploratoire – toutes les demandes d'impression sont tentées. Par contre, aucune ressource n'est dédiée à l'impression 3D – il est possible que la demande devienne éventuellement plus élevée que la capacité de répondre. En ayant un système de gestion des requêtes, un processus d'acceptation ou de refus peut y être incorporé.

La pertinence médicale est un aspect important à aborder qui avait été relevé par la Direction des Affaires Médicales Universitaires (DAMU). Selon plusieurs auteurs cités dans la Revue de littérature, l'utilisation de l'impression 3D pour la planification chirurgicale est particulièrement bénéfique dans des cas complexes. La notion de complexité est relative. Il faut définir la complexité des cas pour chaque domaine d'application si possible ou dresser une liste de types de procédures pour lesquelles l'utilisation de l'impression 3D est validée par la direction du bloc opératoire. Un des points soulevés par la direction du bloc opératoire est de déterminer le type et le nombre de cas. Le chef du bloc opératoire sondera les chirurgiens du bloc opératoire pour déterminer l'intérêt général et pour cibler les applications plus précisément. Des discussions préliminaires avec certains chirurgiens orthopédiques ont pu clarifier leur définition de complexité. Un chirurgien, se spécialisant dans les membres inférieurs, a défini les cas complexes comme étant des malformations en plusieurs plans (par exemple, une malformation congénitale dans les trois axes). Une autre chirurgienne, spécialisée en membres supérieurs, a définis les cas de mal-union comme étant complexe puisque les reconstructions 3D virtuelles ne démontrent pas suffisamment la rotation.

6. Plan d'affaires et vision

a. État actuel

Le GBM utilise actuellement l'imprimante FDM Mendel90 – cette imprimante de base n'a qu'une seule buse et une température maximale de 295 °C. Les logiciels utilisés sont InVesalius, Blender/Meshmixer et Simplify3D. Cette imprimante a été utilisé pour faire 10 modèles anatomiques pour des chirurgiens dans la dernière année. Le Tableau 6 présente les données prise du logiciel de gestion d'impression (Simplify3D). Le temps de production se divise en trois : temps de segmentation, temps d'impression et temps de post-traitement. Au niveau de la segmentation, il y a une possibilité d'optimiser le temps nécessaire – avec de l'expérience, avec une segmentation semi-automatisée ou avec une tablette tactile. Au niveau de l'impression, il

est difficile d'accélérer l'impression en raison des limitations de l'appareil – il est potentiellement possible de diminuer le temps d'impression avec un appareil plus performant. Pour le post-traitement, il s'agit principalement du retrait des supports. Il est possible de diminuer le nombre de supports manuellement – ceci n'est pas recommandé parce que le risque de problème avec l'impression est augmenté. La seule façon de diminuer le temps de post-traitement est en utilisant un matériau de support différent du matériau de construction – nécessitant un appareil avec deux buses. L'étape de post-traitement est celle avec le plus de potentiel d'optimisation. En principe, la diminution du temps de retrait des supports diminue le coût total du modèle anatomique. Par contre, les techniciens sont des employés à temps plein alors il ne s'agit pas d'un enjeu économique à moins de facturer les heures. Les estimations actuelles de temps nécessaires pour la production (segmentation, impression, post-traitement) se trouvent dans le Tableau 7.

Tableau 6: Détails d'impression de modèles anatomiques

Spécialité	Anatomie	Temps d'impression	Longueur de filament (mm)	Poids (g)	Coût de matériel (\$)
Ortho	Femur	22 h 12 min	24236.6	193.27	14.50
CMF/Plastie	Crâne	28 h 58 min	57338.6	457.23	34.29
Ortho	Cheville	11 h 45 min	22075.4	176.03	13.20
Ortho	Coude	4 h 2 min	2787.8	30.21	2.27
Ortho	Femur	23 h 55 min	52971.3	422.41	31.68
Ortho	Cheville	12 h 55 min	23110.9	184.29	13.82
Ortho	Poignet	5 h 53 min	5562.0	44.35	3.33
Ortho	Bras	9 h 46 min	12764.8	101.79	7.63
CMF/Plastie	Crâne	29 h 44 min	65443.2	521.86	39.14
CMF/Plastie	Crâne	34 h 0 min	53805.6	429.06	32.18

Tableau 7: Temps de production

	Temps de segmentation (h)	Temps d'impression (h)	Temps de post traitement (h)
Crâne	1	28 35	5 8
Fémur	2	20 24	1 2
Cheville	3.5 7	11 12	2 3
Coude/poignet	3.5 7	4 6	2 3
Bras	1 2	10	2 3

b. Marché potentiel

Le bloc opératoire accueille annuellement environ 10 000 patients (9 983 pour l'année financière 2016-2017). Ces patients sont répartis environ également entre des chirurgies d'un jour et des hospitalisations – cette proportion est basée le tableau de bord du Conseil d'administration en 2006. Le coûts annuels du bloc opératoire était supérieur à 14 million pour l'année financière 2016-2017 avec presque la moitié des coûts étant associés aux ressources humaines. Les coûts prennent en compte plus de 160 000 heures de personnel à temps régulier (\$4.8 millions) avec 9361 heures supplémentaires (\$400 000). Les fournitures et services achetés représentent un coût de 6.5 million\$. Le tout donne coût net unitaire d'environ \$1 500 (par patient). De plus, les coûts liés au médicaments utilisés au bloc opératoire est plus de \$300 000 (213-215).

En considérant un nombre d'usagers du bloc opératoire stable, l'utilisation de l'impression 3D actuelle se fait dans 0.1% des cas. Le but ultime n'est pas d'utiliser l'impressions 3D dans toutes les procédures mais dans les procédures pour laquelle son utilisation peut amener des bénéfices significatifs – des procédures considérées complexes ou rares. Il y a une opportunité de croissance.

c. Secteurs d'applications

i. *Plastie et CMF*

La plastie et la chirurgie CMF est la première application pré-chirurgicale explorée. Le premier essai avec le GBM s'est fait avec un des chirurgiens de la plastie qui avait fait des impressions de crânes par des compagnies externes pour la préparation chirurgicale pour un coût moyen de \$2 000 à \$3 000. Au cours de l'année 2017, il n'y avait plus de budget pour ces modèles anatomiques. Le premier essai a été effectué au cours de l'été 2017. Les modèles créés par le GBM ont un désavantage – ils ne sont pas stérilisables. Le premier crâne a pris une semaine à segmenter. Les crânes prennent maintenant une heure à segmenter. Le GBM a imprimé trois crânes pour la plastie. L'impression des crânes a pris entre 28 et 35 heures – ceci ne nécessite aucune action de la part des techniciens. Les techniciens doivent ensuite retirer les supports manuellement – ceci prend entre 5 et 8 heures. Idéalement, l'utilisation d'une imprimante FDM à deux buses pourrait simplifier le travail manuel pour retirer les supports en utilisant du PVA comme matériau de support, permettant la dissolution du support. Il n'a pas été possible de valider auprès du chirurgien en question les cas spécifiques pour lesquels il utilise l'impression 3D. Il n'a pas été possible d'avoir des données du bloc opératoire pour calculer les bénéfices potentiels.

ii. Orthopédie

Le GBM a pu réaliser des modèles anatomiques avec trois chirurgiens. Les modèles anatomiques préparés pour les chirurgiens comprennent des fémurs, des chevilles, un poignet, un coude et un avant-bras. La première cheville a pris 14 heures. Les chevilles et poignets prennent maintenant entre 3.5 à 7 heures. Le temps d'impression pour les modèles orthopédiques se situe entre 4 heures et 24 heures. Le temps de post-traitement varie entre 2 et 3 heures. Un orthopédiste, spécialisé en membres inférieurs, utilise l'impression 3D pour des cas de déformations complexes de membres. Ces déformations complexes sont des déformations angulaire – des déformations en plusieurs plans. Ces modèles anatomiques lui permettent de planifier l'endroit des ostéotomies – en effet, il a passé des broches chirurgicales dans le modèle du fémur pour montrer l'endroit des ostéotomies. Il prévoit utiliser 6 à 10 modèles anatomiques par année. Une autre orthopédiste, spécialisée en membres supérieurs, utilise les modèles anatomiques pour mieux évaluer la rotation – les modèles permettent de

donner une meilleure idée de la chirurgie à venir. Elle trouve l'utilisation des modèles anatomiques particulièrement utiles pour les cas de mal-union. Elle estime utiliser 2 à 3 modèles par année pour un total d'une vingtaine de modèles pour l'orthopédie. Il n'a pas été possible d'avoir des données du bloc opératoire pour calculer les bénéfices potentielles (199, 200).

iii. Médecine dentaire

La médecine dentaire est souvent citée dans la littérature comme application – l'application en impression 3D la plus fréquente dans la littérature de planification chirurgicale est la chirurgie orthognatique. À Ste-Justine, la chirurgie orthognatique est faite à travers la salle de plastie/CMF. Les patients nécessitant une chirurgie CMF sont souvent des patients à la clinique de médecine dentaire du CHUSJ. Les dentistes et orthodontistes s'occupent du placement des dents. Les chirurgiens travaillent le placement de la mandibule et de la maxille. La clinique cranio-faciale et plastie et la clinique de médecine dentaire travaille ensemble. L'impression 3D est aussi utilisée en orthodontie (ex. Invisalign). Une application en croissance est l'impression dentaire digitale.

Traditionnellement, les empreintes sont prises par l'hygiéniste dentaire – l'hygiéniste doit préparer le mélange, prendre l'empreinte, faire la coulée et tailler le modèle. Au total, le processus de prise d'empreinte prend une heure de temps des hygiénistes dentaires par patient. À partir de ce modèle, un technicien fabrique des appareils dentaires. Depuis quelques années, la clinique dentaire n'a plus de techniciens sur place. La clinique envoie le modèle à l'externe pour la fabrication des appareils. Typiquement, les empreintes sont prises minimalement au début et à la fin du traitement. Les empreintes doivent être conservées minimalement cinq ans selon la réglementation. Par contre, le CHUSJ conserve actuellement tous les modèles des soixante dernières années pour des raisons recherches. Certaines maladies ou troubles sont très rares – pour des projets de recherche futurs, les empreintes sont conservées. Le processus d'empreintes demande un temps significatif aux hygiénistes qui pourrait rester auprès du patient. De plus, les patients du CHUSJ ont souvent des troubles particuliers ou des troubles respiratoires rendant le processus de prise d'une empreinte particulièrement difficile. La prise d'empreinte

digitale est une technologie qui prend beaucoup d'ampleur en médecine dentaire. La prise d'empreinte digital se fait avec un scanner intraoral qui fait un balayage la bouche avec une caméra pour créer une empreinte. Cette technologie est actuellement utilisée à Holland Bloorview Rehabilitation Hospital, à Toronto – un hôpital ayant une clientèle semblable à celle du CHUSJ. L'appareil utilisé est l'iTero Element – il s'agit d'un des systèmes les plus connus (216).

La prise d'empreinte de manière digitale rejoint l'impression 3D puisque pour le moment, les appareils dentaires sont toujours fabriqués à main à partir de l'empreinte physique. Il faut alors imprimer l'empreinte. L'adoption de cette technologie apporte un changement de processus du fonctionnement. Quelques conversations préliminaires ont été entreprises avec le laboratoire fabriquant les appareils pour la clinique confirmant que ce changement pourrait être envisageable dans le futur proche. Le laboratoire est ouvert à l'idée d'acheter une imprimante 3D. À court-terme, la clinique dentaire ne se voit pas acheter une imprimante 3D. Actuellement, les empreintes sont envoyées par la poste au laboratoire. L'utilisation d'un scanner intraoral permettrait d'envoyer de manière digitale les empreintes ce qui peut accélérer la réception de celles-ci (216).

La prise d'empreinte est un processus nécessitant beaucoup de ressources – une heure par patient de l'hygiéniste dentaire avec un salaire moyen de \$30 de l'heure sans inclure les bénéfices. La médecine dentaire estime 377 empreintes par an au coût de \$65 par patient, représentant \$24 505. De plus, ceci peut être une solution pour l'entreposage des modèles – il est possible de prendre une empreinte digitale d'une empreinte physique. Ceci permettrait de garder tous les cas. Il n'est pas clair pour le personnel de la médecine dentaire si le fait de conserver seulement une empreinte digitale est suffisant pour l'archivage, mais ça permettrait au moins de diminuer le nombre d'empreintes entreposées. Un changement vers les empreintes digitales permettrait d'économiser près de \$25 000 par année. Les appareils intraoraux coûtent entre \$16 500 et \$50 000 USD. De plus, ils incluent souvent un coût souscription entre \$125 et \$400 par mois à partir de la deuxième année. Certains appareils ont des consommables qu'il faut prendre en compte. Le coût des consommables est d'environ de \$3.08 à l'unité représentant \$1160 pour l'année. Il

faut aussi considérer que le laboratoire pourrait augmenter le prix puisqu'il doit amortir des dépenses additionnelles (imprimante, matériaux d'impression)(216).

iv. CRME

Pendant l'été 2017, le GBM a collaboré avec les aides techniques du CRME pour développer une prothèse trans-carpienne (de la main) mécanique. Sur le marché, il n'existe actuellement pas de prothèse trans-carpienne mécanique pour les enfants qui sont remboursées. Typiquement, ils préparent des prothèses trans-carpiennes cosmétiques – celles-ci sont facturés à la RAMQ pour \$1228.79. Le CRME a fait une demande spéciale de remboursement pour la première prothèse pour un patient en 2017 pour \$1794.20 – elle a été approuvée par la RAMQ. Il est important de noter qu'aucune nouvelle législation approuve systématiquement ce genre de prothèse. Les détails de la demande peuvent être trouvés en Annexe 9. Il y a quand même une différence non-négligeable de prix. Bien que le GBM a pu participer et contribuer à l'optimisation de cette prothèse, le GBM ne sera plus impliqué dans ce processus. Dans le cadre du projet du Technopôle au CRME, un projet de recherche avec l'impression 3D sera installé au CRME (217).

v. Cardiologie

Aucun essai n'a été effectué avec la cardiologie pour le moment. De plus, ils ont déjà un partenariat avec un chercheur en Espagne. Il pourrait être bénéfique d'offrir un service sur place pour ce secteur lorsque l'infrastructure nécessaire (imprimante PolyJet ou MJM) est disponible. Puisque cette infrastructure nécessite un investissement majeur, l'offre de service pour des applications cardiaques n'est pas envisageable dans le court-terme. Les deux cas particulièrement présents dans la littérature sont les CHD chez les jeunes enfants et les CHD chez les adultes – en raison de la vocation pédiatrique de Ste-Justine, l'implantation éventuelle d'impression 3D cardiaque est certainement à considérer (8).

vi. Neurologie

La littérature médicale ne présente pas beaucoup de publications en neurochirurgie. Les cas d'impression 3D communément publiés sont les anévrismes intracrâniens. Ce genre d'application se présente généralement dans la population adulte entre 35 et 60 ans. Il ne s'agit pas d'une application d'intérêt pour le CHUSJ. Il est possible que l'utilisation pour des cas de résection de tumeurs cérébrales devienne une application intéressante en impression 3D – potentiellement en combinant des images fonctionnelles et anatomiques. La barrière majeure pour l'implantation d'impression 3D en neurologie est l'infrastructure nécessaire – il faut une imprimante capable avec des matériaux plus flexibles. Il serait aussi avantageux d'avoir une imprimante capable d'avoir plusieurs couleurs et des matériaux transparents (218).

d. Partenariats

i. TransMedTech

TransMedTech s'établit au CHUSJ pour former un écosystème d'innovation ouverte pour pouvoir rapprocher les chercheurs, les étudiants, les cliniciens, l'industrie et les patients pour accélérer de développement de nouvelles technologies médicales ou de nouveaux modes d'intervention. TransMedTech prévoit potentiellement acquérir une imprimante de type PolyJet/MJM avec un potentiel de partenariat en termes de ressources et connaissances (219, 220).

ii. Materialise

Materialise est une référence en termes d'impression 3D médicale. Ils ont des partenariats avec plusieurs hôpitaux au monde et ont développé une expertise en matière d'implantation de laboratoires d'impression. Ils offrent plusieurs différentes options de formation : formations sur place, formations à leur établissement et formations en ligne. De plus, ils ont des ingénieurs

cliniques qui sont spécialistes en matière d'impression 3D. Le logiciel comprend plusieurs options différentes avec des options de licences statiques ou flottantes, avec la possibilité d'ajouter des options. De plus, ils offrent la possibilité d'acheter des licences pendant 1, 3 ou 5 années (avec un rabais pour 3 et 5 années). La soumission se trouve en Annexe 10 (195).

iii. Technopôle

Le Technopôle est un projet d'envergure pour l'agrandissement et la modernisation du CRME pour créer une équipe multidisciplinaire pour trouver des solutions adaptées aux patients. Un des projets de recherche est l'impression 3D. Le GBM peut être une référence en termes d'optimisation des paramètres d'impression. Il y a aussi la possibilité de collaborer pour des projets futurs ou de faire un partage des connaissances (217, 221).

e. Sources de financement potentielles

Le coût d'utilisation de l'impression 3D est actuellement négligeable – le coût est le matériau d'impression. Ce coût est assez faible par impression et est absorbé par la DRITBM.

i. Fondation du CHU Sainte-Justine

Une demande avait été déposée au mois de septembre 2017 pour une imprimante à deux buses pour diminuer le travail manuel en utilisant un matériau de support soluble avec un bain ultrasonique pour accélérer le processus de retrait des supports. La fondation demeure une option pour des demandes de financement futures. Il y a quelques groupes dans la communauté du CHUSJ qui utilisent l'impression 3D – il est recommandé de s'arrimer avec les autres groupes dans le cas pour éviter des demandes redondantes.

ii. Défi-Jeunesse

Le Défi-Jeunesse est un fond dédié au Centre de traumatologie du CHUSJ. Le financement se fait par des jeunes de plusieurs écoles privées de la région de Montréal. Ce fond est applicable à l'impression 3D dans le contexte particulièrement de l'orthopédie et de la plastie.

iii. Fonds de soutien à l'innovation en santé et en services sociaux

Ce projet a été piloté par le ministère de l'Économie de la Science et de l'Innovation (MESI) en collaboration avec le Consortium industriel de recherche et d'innovation en technologies médicales (MEDTEQ) pour la première fois en 2017. Ce fond vise l'innovation des technologies médicales ou des modes d'intervention en santé. Il se divise en deux volets : le premier volet vise des partenariats entre un établissement des services de santé et services sociaux et l'industrie (PME québécoise), et le deuxième volet vise des projets des établissements du réseau pour évaluer et valider des innovations organisations. Dans le cas du CHUSJ, le deuxième volet pourrait être applicable. L'objectif de ce projet est de faciliter la collecte de données probantes pour améliorer l'efficacité des opérations des établissements du réseau et améliorer la qualité des soins. Ces projets ont des durées maximales de deux ans (24 mois). La contribution maximale du MESI est de \$120 000 par projet. De plus, la proportion de contribution du MESI ne peut excéder 80% des dépenses admissibles (salaire de ressources humaines, bourses à étudiants, matériaux, etc.). Il est important de noter que ce projet exige une collecte de données, une analyse et validation de ces données. Il s'agit d'un projet nécessitant un engagement en termes de temps plus substantiel que les explorations cliniques. Il faut aussi avoir l'appui et une certaine contribution du personnel clinique (particulièrement de chirurgiens) et potentiellement de l'UETMIS pour aider à structurer la méthodologie de validation (222).

7. Recommandations et prochaines étapes

a. Mise en place

i. Court-terme

Les applications à privilégier sont la chirurgie CMF/plastique et la chirurgie orthopédique. Ces applications sont plus simples à segmenter et peuvent être créées par FDM. Il serait important de déterminer un cadre de définition pour la pertinence médicale de l'impression 3D pour pouvoir définir plus clairement les cas des applications à court-terme (plastie et orthopédie) et pour faciliter le processus pour les applications à moyen-terme.

Une problématique importante à adresser est le temps nécessaire pour retirer les structures de support. Ceci nécessite un temps important particulièrement dans le cas des crânes. L'utilisation de matériau de support soluble à l'eau comme le PVA, qui est compatible avec le PLA comme matériau de construction. Ceci permettrait d'éliminer du temps de ressources humaines. Il ne s'agit pas d'une question économique puisque les techniciens sont des employés à temps plein. Par contre, leur charge de travail pourrait prévenir la fabrication de modèles anatomiques. Le temps de segmentation devrait aussi être examiné et optimisé. Les crânes et gros os se font relativement rapidement. Par contre, des structures comportant des petits os comme le pied et la main demandent un temps important de segmentation. Il est donc recommandé de voir la possibilité d'optimiser cette étape – des solutions à évaluer sont l'utilisation d'une tablette tactile pour la segmentation ou l'utilisation d'un logiciel spécialisé comme Mimics de Materialise. Ce logiciel représente un important investissement alors il est recommandé de valider son utilisation avec un essai gratuit. Pour cet aspect, il est recommandé de suivre les développements au niveau de Santé-Canada – la FDA a récemment déterminé que le logiciel Mimics est un appareil médical de classe 2 pour l'impression 3D avec une imprimante compatible. Si Santé-Canada suit la conclusion de la FDA, Mimics (ou un autre logiciel homologué si possible) deviendra un incontournable.

Les imprimantes FDM produisent des VOC et UFP, qui ont des effets nocifs sur la santé. Il est suggéré de relocaliser l'impression dans un endroit qui n'est pas à proximité des techniciens. De plus, des cabinets spéciaux pour l'impression 3D devraient être envisagés pour filtrer les VOC et UFP (voir Annexe 11).

Pour l'archivage, il est recommandé d'identifier les modèles anatomiques minimalement avec le numéro de patient et de créer un répertoire pour mettre les fichiers STL et G-code. Il est aussi

important de valider que le fichier est suffisant – sinon, un endroit physique d’entreposage de modèle physique sera nécessaire.

Une formalisation des processus est recommandée, particulièrement pour la méthode de requête – une méthode claire et spécifique pour faire une requête de modèle anatomique devrait être disponible aux chirurgiens.

La radiologie est incorporée dans la majorité des laboratoires d’impression 3D – il est important de les inclure dans le processus. Des discussions devraient être entreprises pour déterminer leur rôle et implication. De plus, une validation du modèle anatomique 3D créé (fichier STL) devrait être validé par le chirurgien requérant. Il serait aussi intéressant d’étudier à court-terme l’utilisation du format AMF pour remplacer l’utilisation du format STL pour augmenter les informations du fichier et pour améliorer la qualité des modèles anatomiques.

ii. Moyen-terme

En moyen-terme, des applications à plus haute complexité pourrait être envisagées comme la cardiologie et la neurologie. Celles-ci nécessitent des investissements majeurs et pourraient se faire en collaboration avec TransMedTech.

On pourrait examiner la possibilité d’offrir ce service à l’externe. Ce service serait particulièrement avantageux pour les établissements du réseau n’ayant pas nécessairement les ressources pour se lancer dans un tel projet. Pour pouvoir penser à offrir un tel service, les aspects légaux devront être abordés pour examiner la responsabilité de la DRITBM de Ste-Justine.

iii. Long-terme

L'impression 3D de tissus et d'organes n'est pas une technologie envisageable dans les prochaines années. L'ajout de ce type de service pourrait se faire à long-terme. Ceci nécessite une collaboration avec des groupes de recherche du réseau CHUSJ.

b. Conclusion

L'impression 3D est en pleine essor dans le domaine de la santé. Cette technologie s'implante dans les hôpitaux les plus réputés partout au monde et dans plusieurs hôpitaux pédiatriques aux États-Unis. Ste-Justine est le plus grand centre mère-enfant au pays et est reconnu au niveau mondial pour son excellence et sa recherche. Une institution de cette renommée doit être à l'affût des technologies émergentes et innovantes en santé. L'impression 3D représente une opportunité pour le CHUSJ d'implanter une technologie innovante permettant d'améliorer l'efficacité et la qualité des soins particulièrement en chirurgie. Par contre, l'impression 3D représente une déviation importante des méthodes de fabrication traditionnelle des dispositifs médicaux et du processus de planification chirurgicale. La réglementation et les lois en place demeurent flous à cet égard. Santé-Canada et le MSSS n'ont pas formellement adressé cette problématique. On peut supposer que Santé-Canada prendra une direction semblable à celle de la FDA. Les prochains développements de réglementation doivent être suivis de près puisque cela pourrait rendre certaines applications possibles comme des guides chirurgicaux en milieu hospitalier – pour le moment, le processus rend ces applications inaccessibles au système de la santé.

Annexes

Annexe 1

Tableau 8: Pièces conçues par impression 3D par les techniciens GBM du CHUSJ

Description	Modèle	Fabricant	Matériaux	Poids (g)
Languettes pour dôme de témoins d'appel de garde des chambres	LCO4-C	Maxivox	CPE	5
Bouton Joystic Aplio 500	Aplio 500	Toshiba	CPE	2
Bracket Lampe salle plâtre	Mach M3 DF/H	Dr Mach	PLA	10
COR Holder	Brightview XCT	Philips	PLA	210
Balance support plateau	E0H110	Baxa	PLA	2
Fluorosca Attache Bras Velcro	Insight	Hologic	PLA	20
Busing Frein Fluorosca	Insight	Hologic		0.2
Shimatzu Support Manette	MobilArt	Shitmatzu	PLA	
Levier Lampe Fente	SL4	Keeler	PLA	2
Spacer Flex Table Irix	Irix et Axis	Philips	CPE	0.1
Guide Bucky Mural	Buckey Diagnost	Philips		

Support pieds Médecine Nucléaire	Support à pieds	CHUSK	PLA	
Adaptateur entre aspirateur à plâtre American Orthopedic à scie Stryker	0295-400 à Stryker	American Orthopedic et Stryker	PLA	
Retaining clip Captive Screw ¼ tour Brightview	Brightview XCT	Philips	CPE	0.05
Cache-bouton pompe pharm- assist	Pharm-assist	Excelsior	PLA	5

Annexe 2

Tableau 9: Tableau de spécifications des paramètres d'imagerie par anatomie du Boston Children's Hospital (16)



SIMPeds3D Print: OPTIMAL IMAGING SPECIFICATIONS BY ANATOMY			
	Modality (CT, MR, etc)	Slice Thickness (mm) isotropic [unless otherwise specified]	Phase
CARDIAC SURGERY			
Heart	CT	< 1.0	CTA [optimized for visualizing both ventricles]
	MR	1.5	MRA [ideally Ablavar, but can use either Gadavist or Magnevist MRA as well]
NEUROSURGERY			
Brain	MR	≤ 1.0	Sag vol. T1 MPRAGE/SPGR
Arteries	MR	≤ 1.0	MRA
Veins	MR	≤ 1.0	Venogram post contrast/SPGR
Skull	CT	0.7	
	MR	≤ 1.0	T1 MPRAGE Volumetric
ONCOLOGY			
Bone	CT	≤ 0.7	
Tumor/Mass	CT	≤ 1.0	Fluid T2 Post Contrast
Muscle	CT	≤ 1.0	T2 MPD
Nerve	CT	≤ 0.7	Volumetric T2 Space FIESTA
OPHTHALMOLOGY			
Eye	MR	≤ 2.0	T1 weighted & T2 Space
OTOLARYNGOLOGY			
Skull	CT	≤ 0.7	
Tumor/Mass	CT	≤ 1.0	Post contrast
	MR	≤ 1.0	T1 Volumetric post contrast
ORTHOPEDIC SURGERY			
Bone	CT	≤ 1.0	
Vertebral Discs	CT or MR	≤ 1.0	T2 weighted
Cartilage	MR	≤ 1.0	3D Medic, Sag 3D space
Ligaments	MR	≤ 1.0	Sag 3D space
Muscle	MR	≤ 1.0	Sag 3D space
Vasculature	MR	≤ 1.0	MRA and post contrast volumetric isotropic
PLASTIC SURGERY			
Skull	CT	≤ 1.0	
Nerves	CT	≤ 0.7	Volumetric T2 Space FIESTA
SURGERY			
Organ (liver, kidney, etc)	CT	≤ 1.0	Fluid T2 Post Contrast
Tumor/Neuroblastoma	CT	≤ 1.0	Fluid T2 Post Contrast
Vasculature	MR	≤ 1.0	MRA and post contrast volumetric isotropic
Cartilage	MR	≤ 1.0	Medic Sag 3D space
Bone	CT	≤ 0.7	

Please contact [Dr. Sanjay Prabhu](#) with questions.

Annexe 3

Tableau 10: Conversion des différentes mesures d'abrasion ()

ABRASIVE GRADE COMPARISON CHART

Micron (μ) Avg Size	JIS (Mesh)	ANSI (Grit)	FEPA (P-Grade)	Flexible Diamond (μ)	Diamond Cloth (μ)	Trizact (μ)	Emery
		12	P12				
		16	P16				
		20	P20				
		24	P24				
		36	P36				
		40	P40				
		50	P50				
250	60	60	P60	M250			
200	80	80	P80			A300	
160	100	100	P100		165	A200	
125	120	120	P120	M125	125	A160	
100	150	150	P150			A130	
80	180	180	P180			A110	3
75	200					A100	
	220		P220	M74	70	A90	
60	240	220	P240			A85	2
						A80	
			P280			A75	
50	280	240				A65	
			P320			A60	
	320	280					1
40	360	320	P360			A45	
	400	360	P500	M40	45		1/0
35			P600			A35	
30	500	400		R30		A30	2/0
			P800			A25	
20	600	500	P1000		30	A20	3/0
	800			M20			
	1000	600				A16	
15	1200	800	P1200		15		
12	1500	1000	P1500				
	1800			M10	9	A10	
9	2000	1200	P2000	R10			4/0
6		1400				A6	
5	2500		P2500				
	3000				6		
3	4000	1800	P3000			A3	
	6000						
	7500			R2			
1	8000	2000			3		
0.5							
0.3	10000						
0.1	25000						
0.05	50000				0.5		

Annexe 4

Articles inclus

- Cromeens, B. P., et al. (2017). "Facilitating surgeon understanding of complex anatomy using a three-dimensional printed model." J Surg Res **216**: 18-25.
- George, E., et al. (2017). "Utility and reproducibility of 3-dimensional printed models in pre-operative planning of complex thoracic tumors." J Surg Oncol **116**(3): 407-415.
- Ma, J., et al. (2017). "The use of 3D-printed titanium mesh tray in treating complex comminuted mandibular fractures: A case report." Medicine (Baltimore) **96**(27): e7250.
- Wang, L., et al. (2017). "Comparison of Three-Dimensional Printed Models of Complex Intracranial Aneurysms for Surgical Simulation." World Neurosurg **103**: 671-679.
- Zhang, Y., et al. (2017). "Three-dimensional printing and computer navigation assisted hemipelvectomy for en bloc resection of osteochondroma: A case report." Medicine (Baltimore) **96**(12): e6414.
- Herford, A. S., et al. (2017). "The use of virtual surgical planning and navigation in the treatment of orbital trauma." Chinese Journal of Traumatology **20**(1): 9-13.
- Valverde, I. (2017). "Three-dimensional Printed Cardiac Models: Applications in the Field of Medical Education, Cardiovascular Surgery, and Structural Heart Interventions." Rev Esp Cardiol (Engl Ed) **70**(4): 282-291.
- Wong, T. M., et al. (2017). "The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery." J Orthop Surg (Hong Kong) **25**(1): 2309499016684077.
- Weissler, J. M., et al. (2017). "Combining virtual surgical planning, intraoperative navigation, and 3-dimensional printing in prosthetic-based bilateral microtia reconstruction." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **75**(7): 1491-1497.
- Legocki, A. T., et al. (2017). "Benefits and Limitations of Entry-Level 3-Dimensional Printing of Maxillofacial Skeletal Models." JAMA Otolaryngol Head Neck Surg **143**(4): 389-394.
- Li, C., et al. (2017). "Applications of three-dimensional printing in surgery." Surgical innovation **24**(1): 82-88.
- Tack, P., et al. (2016). "3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review." Biomed Eng Online **15**(1): 115.

- Guenette, J. P., et al. (2016). "Computer-Based Vertebral Tumor Cryoablation Planning and Procedure Simulation Involving Two Cases Using MRI-Visible 3D Printing and Advanced Visualization." AJR Am J Roentgenol **207**(5): 1128-1131.
- Leal, A. G., et al. (2016). "Elastomers three-dimensional biomodels proven to be a trustworthy representation of the angiotomographic images." Arq Neuropsiquiatr **74**(9): 713-717.
- Kaye, R., et al. (2016). "Three dimensional printing: A review on the utility within medicine and otolaryngology." Int J Pediatr Otorhinolaryngol **89**: 145-148.
- Shui, W., et al. (2017). "The production of digital and printed resources from multiple modalities using visualization and three-dimensional printing techniques." Int J Comput Assist Radiol Surg **12**(1): 13-23.
- Al Jabbari, O., et al. (2016). "Use of three-dimensional models to assist in the resection of malignant cardiac tumors." J Card Surg **31**(9): 581-583.
- Yang, L., et al. (2016). "Application of 3D Printing in the Surgical Planning of Trimalleolar Fracture and Doctor-Patient Communication." Biomed Res Int **2016**: 2482086.
- Ryu, J., et al. (2016). "Bilateral Temporomandibular Joint Replacement Using Computer-Assisted Surgical Simulation and Three-Dimensional Printing." J Craniofac Surg **27**(5): e450-452.
- Javan, R., et al. (2016). "Understanding Spatially Complex Segmental and Branch Anatomy Using 3D Printing: Liver, Lung, Prostate, Coronary Arteries, and Circle of Willis." Acad Radiol **23**(9): 1183-1189.
- Resnick, C. M., et al. (2016). "Is There a Difference in Cost Between Standard and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery?" J Oral Maxillofac Surg **74**(9): 1827-1833.
- Vodiskar, J., et al. (2017). "Using 3D Physical Modeling to Plan Surgical Corrections of Complex Congenital Heart Defects." Thorac Cardiovasc Surg **65**(1): 31-35.
- Gillaspie, E. A., et al. (2016). "From 3-Dimensional Printing to 5-Dimensional Printing: Enhancing Thoracic Surgical Planning and Resection of Complex Tumors." Ann Thorac Surg **101**(5): 1958-1962.
- Jarvis, D., et al. (2016). "Demonstration of Normal and Abnormal Fetal Brains Using 3D Printing from In Utero MR Imaging Data." AJNR Am J Neuroradiol **37**(9): 1757-1761.

- Wang, Y. T., et al. (2016). "Clinical application of three-dimensional printing in the personalized treatment of complex spinal disorders." Chin J Traumatol **19**(1): 31-34.
- Farooqi, K. M., et al. (2016). "3D Printing to Guide Ventricular Assist Device Placement in Adults With Congenital Heart Disease and Heart Failure." JACC Heart Fail **4**(4): 301-311.
- Kim, G. B., et al. (2016). "Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology." Korean J Radiol **17**(2): 182-197.
- Ploch, C. C., et al. (2016). "Using 3D Printing to Create Personalized Brain Models for Neurosurgical Training and Preoperative Planning." World Neurosurg **90**: 668-674.
- Shirakawa, T., et al. (2016). "Morphological analysis and preoperative simulation of a double-chambered right ventricle using 3-dimensional printing technology." Interact Cardiovasc Thorac Surg **22**(5): 688-690.
- Shafiee, A. and A. Atala (2016). "Printing technologies for medical applications." Trends in molecular medicine **22**(3): 254-265
- Steinbacher, D. M. (2015). "Three-dimensional analysis and surgical planning in craniomaxillofacial surgery." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **73**(12): S40-S56.
- Krauel, L., et al. (2016). "Use of 3D Prototypes for Complex Surgical Oncologic Cases." World J Surg **40**(4): 889-894.
- Kurup, H. K., et al. (2015). "Hybrid 3D printing: a game-changer in personalized cardiac medicine?" Expert Rev Cardiovasc Ther **13**(12): 1281-1284.
- Son, K. H., et al. (2015). "Surgical Planning by 3D Printing for Primary Cardiac Schwannoma Resection." Yonsei Med J **56**(6): 1735-1737.
- Gur, Y. (2014). "Additive Manufacturing of Anatomical Models from Computed Tomography Scan Data." Mol Cell Biomech **11**(4): 249-258.
- Naftulin, J. S., et al. (2015). "Streamlined, Inexpensive 3D Printing of the Brain and Skull." PLoS One **10**(8): e0136198.

- Wong, K. C., et al. (2015). "One-step reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection." Comput Aided Surg **20**(1): 14-23.
- Li, Y., et al. (2016). "Treatment of Dentofacial Deformities Secondary to Osteochondroma of the Mandibular Condyle Using Virtual Surgical Planning and 3-Dimensional Printed Surgical Templates." J Oral Maxillofac Surg **74**(2): 349-368.
- Mendez, B. M., et al. (2015). "Customized "In-Office" Three-Dimensional Printing for Virtual Surgical Planning in Craniofacial Surgery." J Craniofac Surg **26**(5): 1584-1586.
- Youssef, R. F., et al. (2015). "Applications of three-dimensional printing technology in urological practice." BJU Int **116**(5): 697-702.
- Soleman, J., et al. (2015). "Computer-assisted virtual planning and surgical template fabrication for frontoorbital advancement." Neurosurg Focus **38**(5): E5.
- Farooqi, K. M., et al. (2015). "Use of 3-dimensional printing to demonstrate complex intracardiac relationships in double-outlet right ventricle for surgical planning." Circulation: Cardiovascular Imaging **8**(5): e003043.
- Zhang, Y., et al. (2016). "Evaluation of three-dimensional printing for laparoscopic partial nephrectomy of renal tumors: a preliminary report." World J Urol **34**(4): 533-537.
- Kurenov, S. N., et al. (2015). "Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic surgery." J Thorac Cardiovasc Surg **149**(4): 973-979.e971.
- Sanchez-Gomez, S., et al. (2015). "Improved planning of endoscopic sinonasal surgery from 3-dimensional images with Osirix(R) and stereolithography." Acta Otorrinolaringol Esp **66**(6): 317-325.
- Jardini, A. L., et al. (2014). "Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing." J Craniomaxillofac Surg **42**(8): 1877-1884.
- Chae, M. P., et al. (2015). "3D-printed haptic "reverse" models for preoperative planning in soft tissue reconstruction: a case report." Microsurgery **35**(2): 148-153.
- Valverde, I., et al. (2015). "Three-dimensional patient-specific cardiac model for surgical planning in Nikaidoh procedure." Cardiol Young **25**(4): 698-704.

- Adolphs, N., et al. (2014). "RapidSplint: virtual splint generation for orthognathic surgery - results of a pilot series." Comput Aided Surg **19**(1-3): 20-28.
- Li, B., et al. (2013). "A novel method of computer aided orthognathic surgery using individual CAD/CAM templates: a combination of osteotomy and repositioning guides." Br J Oral Maxillofac Surg **51**(8): e239-244.
- Furlow, B. (2017). "Medical 3-D Printing." Radiol Technol **88**(5): 519ct-537ct.
- Hsieh, T. Y., et al. (2017). "3D Printing: current ues in facial plastic and reconstructive surgery." Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg **25**(4): 291-299.
- Pham Dang, N., et al. (2017). "Virtual Surgery Planning and Three-Dimensional Printing Template to Customize Bone Graft Toward Implant Insertion." J Craniofac Surg **28**(2): e173-e175.
- Bauermeister, A. J., et al. (2016). "Three-Dimensional Printing in Plastic and Reconstructive Surgery: A Systematic Review." Ann Plast Surg **77**(5): 569-576.
- Frolich, A. M., et al. (2016). "3D Printing of Intracranial Aneurysms Using Fused Deposition Modeling Offers Highly Accurate Replications." AJNR Am J Neuroradiol **37**(1): 120-124.
- Park, E. K., et al. (2016). "Cranioplasty Enhanced by Three-Dimensional Printing: Custom-Made Three-Dimensional-Printed Titanium Implants for Skull Defects." J Craniofac Surg **27**(4): 943-949.
- Callahan, A. B., et al. (2017). "Low-Cost 3D Printing Orbital Implant Templates in Secondary Orbital Reconstructions." Ophthal Plast Reconstr Surg **33**(5): 376-380
- Oh, T. S., et al. (2016). "Customized Orbital Wall Reconstruction Using Three-Dimensionally Printed Rapid Prototype Model in Patients With Orbital Wall Fracture." J Craniofac Surg **27**(8): 2020-2024.
- Olejník, P., et al. (2017). "Utilisation of three-dimensional printed heart models for operative planning of complex congenital heart defects." Kardiologia Polska (Polish Heart Journal) **75**(5): 495-501.

- Azuma, M., et al. (2014). "Mandibular reconstruction using plates prebent to fit rapid prototyping 3-dimensional printing models ameliorates contour deformity." Head Face Med **10**: 45.
- Lim, C. G., et al. (2015). "A case series of rapid prototyping and intraoperative imaging in orbital reconstruction." Cranio-maxillofacial Trauma Reconstr **8**(2): 105-110.
- Kozakiewicz, M. and P. Szymor (2013). "Comparison of pre-bent titanium mesh versus polyethylene implants in patient specific orbital reconstructions." Head Face Med **9**: 32.
- Starosolski, Z. A., et al. (2014). "Application of 3-D printing (rapid prototyping) for creating physical models of pediatric orthopedic disorders." Pediatr Radiol **44**(2): 216-221.
- Atalay, H. A., et al. (2017). "Impact of personalized three-dimensional 3D- printed pelvicalyceal system models on patient information in percutaneous nephrolithotripsy surgery: a pilot study." Int Braz J Urol **43**(3): 470-475.
- Nunley, R. M., et al. (2012). "Are patient-specific cutting blocks cost-effective for total knee arthroplasty?" Clin Orthop Relat Res **470**(3): 889-894.
- Mattei, L., et al. (2016). "Patient specific instrumentation in total knee arthroplasty: a state of the art." Ann Transl Med **4**(7): 126.
- Leng, S., et al. (2017). "Anatomic modeling using 3D printing: quality assurance and optimization." 3D Printing in Medicine **3**(1): 6.
- Bortolotto, C., et al. (2016). "3D Printing of CT Dataset: Validation of an Open Source and Consumer-Available Workflow." J Digit Imaging **29**(1): 14-21.
- Liu, Y. F., et al. (2014). "Technical procedures for template-guided surgery for mandibular reconstruction based on digital design and manufacturing." Biomed Eng Online **13**: 63.

Articles exclus

- Atalay, H. A., et al. (2016). "Impact of Three-Dimensional Printed Pelvicalyceal System Models on Residents' Understanding of Pelvicalyceal System Anatomy Before Percutaneous Nephrolithotripsy Surgery: A Pilot Study." Journal of endourology **30**(10): 1132-1137.

- Badiali, G., et al. (2014). "Augmented reality as an aid in maxillofacial surgery: validation of a wearable system allowing maxillary repositioning." Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery **42**(8): 1970-1976.
- Gray, E., et al. (2016). "Estimation of nasal tip support using computer-aided design and 3-dimensional printed models." JAMA facial plastic surgery **18**(4): 285-291.
- Huang, H., et al. (2015). "Patient-specific geometrical modeling of orthopedic structures with high efficiency and accuracy for finite element modeling and 3D printing." Australasian physical & engineering sciences in medicine **38**(4): 743-753.
- Lanis, A. and O. Á. del Canto (2015). "The combination of digital surface scanners and cone beam computed tomography technology for guided implant surgery using 3Shape implant studio software: a case history report." International Journal of Prosthodontics **28**(2).
- Li, Y., et al. (2016). "The application of three-dimensional surface imaging system in plastic and reconstructive surgery." Ann Plast Surg **77**: S76-S83.
- Mobbs, R. J., et al. (2017). "The utility of 3D printing for surgical planning and patient-specific implant design for complex spinal pathologies: case report." Journal of Neurosurgery: Spine **26**(4): 513-518.

Annexe 5

Tableau 11: Listes des centres hospitaliers

Hôpital	Localisation
The Ottawa Hospital (223)	Ottawa, ON, Canada
Elisabeth-Tweesteden Hospital (224)	Tillburg, Pays-Bas
Fuwai Hospital (225)	Beijing, Chine
Pheonix Children's Hospital (226)	Pheonix, AZ, USA
Texas Children's Hospital (227)	Houston, TX, USA
Basel University Hospital (228)	Basel, Suisse
Nicklaus Children's Hospital (229)	Miami, FL, USA
MSF Reconstructive Surgery Hospital (230)	Amman, Jordanie
NYC Health + Hospitals/Jacobi (231)	NYC, NY, USA
Mount Sinai Health System (232)	NYC, NY, USA
Walter Reed National Military Medical Center (233)	Bethesda, MD, USA
C.S. Mott Children's Hospital (234)	Ann Arbor, MI, USA
Henry Ford Hospital (235)	Detroit, MI, USA
Boston Children's Hospital (236)	Boston, MA, USA
Loma Linda University Medical Center (237)	Loma Linda, CA, USA
Children's Hospital of Illinois(238)	Peoria, IL, USA
Lurie Children's Hospital (238)	Chicago, IL, USA
Children's National Health System (238)	Washington D.C., USA
University of Washington Medical Center	Seattle, WA, USA
Cincinnati Children's Hospital (239)	Cincinnati, OH, USA
Kosair Children's Hospital (239)	Louisville, KY, USA
Houston Methodist Hospital (239)	Houston, TX, USA
Cedars-Sinai Medical Center (240)	Los Angeles, CA, USA

Hospital for Sick Kids(241)	Toronto, ON, USA
Children's Hospital Los Angeles (242)	Los Angeles, CA, USA
St. Louis Children's Hospital (243)	St. Louis, MO, USA
Morgan Stanley Children's Hospital (244)	NYC, NY, USA
Peking University Third Hospital (244)	Beijing, Chine
Hospital General Universitario Gregorio Marañon (245)	Madrid, Espagne
Sawai Man Singh Hospital (246)	Jaipur, Inde
Alder Hey Children's Hospital (247)	Liverpool, Royaume-Uni
Al Qassimi Hospital (248)	Sharjah, Émirats Arabes Unis
Mayo Clinic (249)	Rochester, MN, USA Scottsdale/Phoenix, AZ, USA Jacksonville, FL, USA

Annexe 6

3D printing survey

I am currently in my final year of my Masters in Biomedical Engineering, specializing in Clinical Engineering. As per my program requirements, I am working on my thesis in the form of a clinical-based project: the analysis and presentation of recommendations regarding the implementation of a 3D printing service within the CHU Sainte-Justine, a pediatric hospital in Montreal, Canada. Our biomedical engineering team has explored a few clinical applications. I have compiled a list of hospitals that have experimented to varying extents with 3d printing within their establishments. I have prepared a short survey in order to gain knowledge from as many different centers as possible. Your collaboration is extremely appreciated.

Anikke Rioux,
M. Eng. candidate, Université de Montréal
3175, Côte Sainte-Catherine
Montréal, Canada
(514)345-4931 ext. 3016

NEXT

Never submit passwords through Google Forms.

General questions



CHU Sainte-Justine

Le centre hospitalier
universitaire mère-enfant

Université 
de Montréal

From which unit/department did the idea of 3d printing originate? *

- Research
- Biomedical Engineering
- Radiology/Medical imaging
- Cardiology
- Plastic surgery/Craniomaxillofacial surgery
- Other:

To what extent are you currently pushing 3d printing initiatives? *

- Basic printing services for clinical production units
- Research projects
- Promoting specific partnerships with industry
- Establishing a center of excellence involving academia, a hospital, research centers and industry
- Other:

For which applications do you use 3d printing ? (Select all that apply) *

- Craniomaxillofacial surgery/plastic surgery
- Cardiovascular surgery
- Neurosurgery
- Orthopedic surgery
- Prosthetics
- Other:

What is the main purpose of the printed structures? *

- Surgical planning
- Patient & family education
- Medical education
- Patient-specific implants
- low-cost prosthetics
- Other:

What production structure have you chosen? *

- In-house
- Outsource
- Both

[BACK](#)

[NEXT](#)

Never submit passwords through Google Forms.

Additional questions for in-house and mixed printing

Do you have dedicated personnel to 3D printing? *

- Yes
- No

How is the personnel structured?

Your answer

What type of personnel is involved? (Select all that apply) *

- Biomedical technician
- Imaging technician
- Biomedical engineer
- Radiologist
- Other:

What type of 3d printing technology do you have/use? (select all that apply if there are several)

- Stereolithography (SLA)
- Digital light processing (DLP)
- Multijet Modeling (MJM)/PolyJet
- Binder jetting
- Fused Deposition Modeling (FDM)
- Selective Laser Sintering (SLS)
- Direct Metal Laser Sintering (DMLS)
- Selective Heat Sintering (SHS)
- Selective Laser Melting (SLM)
- Electron Beam Melting (EBM)
- Other:

BACK

NEXT

Never submit passwords through Google Forms.

Organizational questions

Why have you chosen this production structure? (in-house, outsource or both)

Your answer

How do you ensure quality and accuracy of the products? Do you have any quality assurance policies/procedures? *

Your answer

Was a business plan prepared before instilling a service/program? Do you have any suggestions?

Your answer

What lessons have you learned from the start-up of your 3d printing ? *

Your answer

Did you encounter any barriers or problems to start up your 3d printing program/service? If so what were they?

Your answer

Is there any further documentation, that you are willing to share, that may be helpful?

Yes

No

Would you be open to a follow-up conversation over the phone?

Yes

No

BACK

NEXT

Never submit passwords through Google Forms.

Contact information

Name: *

Your answer

Job title

Your answer

Phone number: *

Your answer

E-mail: *

Your answer

BACK

SUBMIT

Never submit passwords through Google Forms.

Annexe 7

AUTORISATION DE COMMUNIQUER DES RENSEIGNEMENTS CONTENUS AU DOSSIER



0110002

Nom et prénom de la personne
 Nom institutionnel utilisé
 Adresse actuelle de l'utilisateur
 N° de la RAMO
 Date de naissance
 Année Mois Jour
 IT no dossier
 Date d'adhésion

Nom et prénom du père
 Nom et prénom de la mère
 Autres noms utilisés antérieurement

Je, soussigné-e, _____
Nom et prénom

En ma qualité de _____
Usager ou personne autorisée

Autorise l'établissement _____

A faire parvenir à _____

Les renseignements suivants : _____

Pour les soins ou services reçus se rapportant à la période suivante : _____

Contenus dans le dossier de l'usager ci-dessus identifié.

Cette autorisation est valable pour une période de _____ jours à compter de la date de la signature de ce document.

Signature : usager ou personne autorisée

Témoin à la signature

Année Mois Jour

Date

Année Mois Jour

Date

N.B. : On doit s'assurer que les signataires de cette formule sont autorisés à le faire conformément aux textes législatifs en vigueur. Et le cas échéant, prière de mentionner à quel titre (curateur ou titulaire de l'autorité parentale) la personne est autorisée à signer.

04-278 07 Rev. 04-100 **AUTORISATION DE COMMUNIQUER DES RENSEIGNEMENTS CONTENUS AU DOSSIER**

Figure 34: Formulaire de consentement

Annexe 8

FRAIS EXIGIBLES PAR TYPE DE SUPPORT POUR LA REPRODUCTION

	Frais prescrits
1. Feuille de papier	<ul style="list-style-type: none">• 0,38 \$ pour chaque page par un photocopieur• 0,38 \$ pour chaque page d'imprimante• 0,38 \$ pour chaque page provenant d'un microfilm• 0,38 \$ pour chaque page provenant d'une microfiche
2. Photographie	<ul style="list-style-type: none">• 7,65 \$ pour produire un négatif
format 8 × 10 po	<ul style="list-style-type: none">• 6,15 \$ pour chaque photographie
format 5 × 7 po	<ul style="list-style-type: none">• 4,75 \$ pour chaque photographie
3. Diapositive	<ul style="list-style-type: none">• 1,60 \$ pour chaque diapositive
4. Plan	<ul style="list-style-type: none">• 1,70 \$/m²
5. Vidéocassette	<ul style="list-style-type: none">• 60,75 \$ pour chaque cassette• et 67,50 \$/heure d'enregistrement (pour une cassette d'une durée maximale d'une heure)
3/4 de pouce	
1/2 pouce	<ul style="list-style-type: none">• 23,75 \$ pour chaque cassette• et 55 \$/heure d'enregistrement (ce type de cassette pouvant contenir de 6 à 8 heures d'enregistrement)
1/4 de pouce (ou 8 mm)	<ul style="list-style-type: none">• 16,75 \$ pour chaque cassette de 60 minutes• 30,75 \$ pour chaque cassette de 120 minutes• et 42,75 \$/heure d'enregistrement
6. Audiocassette	<ul style="list-style-type: none">• 15,50 \$• et 42,75 \$/heure d'enregistrement
7. Disquette (tous formats)	<ul style="list-style-type: none">• 15,75 \$
8. Ruban magnétique d'ordinateur	<ul style="list-style-type: none">• 61 \$
6250 BPI	
1600 BPI (jusqu'à 2 400 pi)	
9. Microfilm	
Bobine de 16 mm	<ul style="list-style-type: none">• 39 \$
Bobine de 35 mm	<ul style="list-style-type: none">• 61 \$
10. Étiquette autocollante	<ul style="list-style-type: none">• 0,10 \$ pour chaque étiquette

Figure 35: Frais par type de medium

Annexe 9

Tableau 12: Coût des ressources humaines pour les prothèses

Total excluant main d'œuvre d'adaptation des plans d'impression 3D + manutention avant/pendant impression 3D	19 hres
Coût excluant main d'œuvre d'adaptation des plans d'impression 3D + manutention avant/pendant impression 3D (62.40\$ /hre)	1185.65 \$
Total incluant main d'œuvre GBM incluant d'adaptation des plans d'impression 3D + manutention avant/pendant impression 3D	25.5 hres
Coût incluant main d'œuvre GBM incluant d'adaptation des plans d'impression 3D + manutention avant/pendant impression 3D (62.40\$ /hre)	1591.20\$

Tableau 13: Coûts des matériaux

Forme en polyuréthane(Bloc)	45.00\$
Filament de plastique ABS (2 bobines)	98.00\$
Câbles de nylon (1 bobine)	30.00\$
Quincaillerie (élastique, élastiques, teinture)	30.00 \$
Total estimé des coûts de matériaux	203.00\$

Annexe 10



4 April 2018

[Redacted content]

Materialise
44650 Helm Court
Plymouth, MI 48170
USA
Phone: 734 259 6445
Fax: 734 259 6441
materialise.com

****All listed prices are confidential. Prices are non-binding and subject to change.***

Figure 36: Soumission de Materialise

Annexe 11



QUOTE

CHU Sainte-Justine
Attention: Anikke Rioux
3175, Chemin de la Côte-des-neiges
MONTREAL QUEBEC H3T 1C5
CANADA

Date
Feb 9, 2018

Expiry
Feb 23, 2018

Quote Number
QU-0132

3DPrintClean
Attention: Mark Hulswit
1086 Sunny Slope Dr
MOUNTAINSIDE NJ 07092
USA

3D Printer Safety Enclosure - MD660

Features include - thermal runaway protection, humidity monitoring, heated build chamber, custom formulated EPDM sponge rubber door seals, touch screen UI, studio LED lighting, door sensors, WiFi, noisedampening, USB passthrough, locking doors, 3 door access.

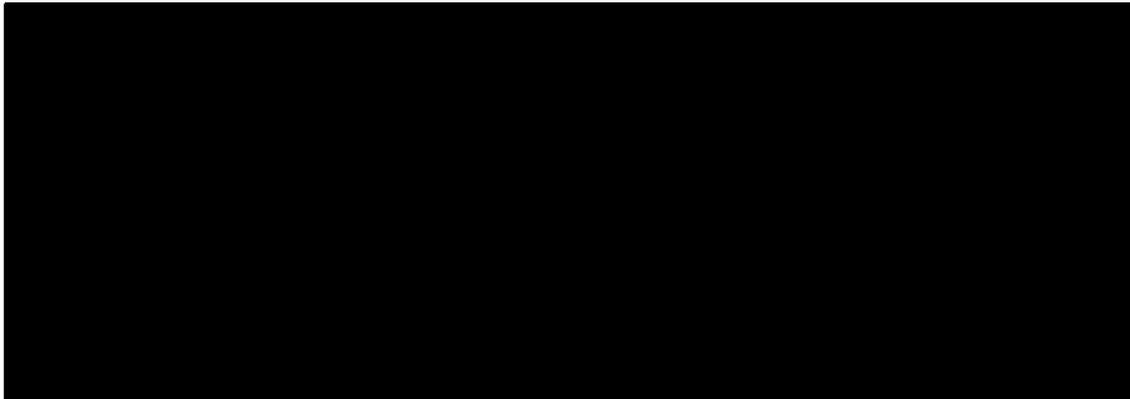


Figure 37: Soumission pour filtration de l'air

Bibliographie

1. Institut de génie biomédical. Génie clinique Université de Montréal; [Available from: <http://www.igb.umontreal.ca/specialisation/gc.html>].
2. CHU Sainte-Justine. Notre histoire: Sainte-Justine 2014.
3. CHU Sainte-Justine. Mission. 2014.
4. CHU Sainte-Justine. Le CHU en Bref. 2014.
5. CHU Sainte-Justine. Grandir en santé: présentation du projet. 2014
6. Lalonde N, Schnebelen J. Guide pour nouveaux employés et aide-mémoire. 2016.
7. Lalonde N, Cloutier L, Dupuis S, Renaud C. Guide pour nouveaux conseillers/ingénieurs GBM et aide-mémoire. 2015.
8. Blais S. Exploration du potentiel d'impression 3D en santé; études de cas au CHU Sainte-Justine. CHU Sainte-Justine; 2017.
9. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. Biomedical engineering online. 2016;15(1):115.
10. Mitsouras D, Liacouras P, Imanzadeh A, Giannopoulos AA, Cai T, Kumamaru KK, et al. Medical 3D Printing for the Radiologist. Radiographics. 2015;35(7):1965-88.
11. Yeong W, Chua C, editors. Implementing additive manufacturing for medical devices: a quality perspective. High Value Manufacturing: Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping Proceedings of the 6th International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping; 2013: CRC Press-Taylor & Francis Group.
12. Huutilainen E, Paloheimo M, Salmi M, Paloheimo K-S, Bjorkstrand R, Tuomi J, et al. Imaging requirements for medical applications of additive manufacturing. Acta Radiologica 2014;55(1):78-85.
13. Core-Baillais M, Bensoussan H, Richardot A, Kusnadi H. The state of 3D printing Sculpteo; 2017.
14. Chen H, Gabriel M. A Roadmap from Idea to Implementation: 3d Printing for Pre-surgical Application; Operational Management for 3d Printing in Surgery: CreateSpace Independent Publishing Platform; 2016.
15. Gillaspie EA, Matsumoto JS, Morris NE, Downey RJ, Shen KR, Allen MS, et al. From 3-Dimensional Printing to 5-Dimensional Printing: Enhancing Thoracic Surgical Planning and Resection of Complex Tumors. The Annals of thoracic surgery. 2016;101(5):1958-62.
16. Boston Children's Hospital Simulator Program. SIMPeds3D: optimal imaging specifications by anatomy [Web]. 2015 [Available from: <http://zew1k2c4b1iul8c3siwdzu5n.wpengine.netdna-cdn.com/wp-content/uploads/2015/07/SIMPeds3D-Print-Modality-and-Thickness.pdf>].
17. Meckes A. Today's 3d printing workflow: at least 6 steps [Web]. GrabCAD Blog 2016 [Available from: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/supports-3d-printing-technology-overview>].
18. Cain P. Supports in 3D Printing: A technology overview [Web]. 3D Hubs [Available from: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/supports-3d-printing-technology-overview>].
19. CM Furnaces INC. Furnaces for Metal 3d Printing Processes and Additive Manufacturing [Web]. WIN Marketing Group; [Available from: <https://cmfurnaces.com/furnaces-metal-3d-printing-processes/>].

20. C3. Stereolithography process (SLA) [Available from: <http://www.c3plasticdesign.co.uk/stereolithography-process.html>]
21. Formlabs. 3D Printing Technology Comparison: SLA vs. DLP [Web]. 2017 [
22. Molitch-Hou M. EnvisionTEC Unveils 10x Faster cDLM 3D Printer 2017. Available from: <https://www.engineering.com/3DPrinting/3DPrintingArticles/ArticleID/14410/EnvisionTEC-Unveils-10x-Faster-cDLM-3D-Printer.aspx>.
23. Categories of 3D printing technologies Aniwaa; [Available from: <https://www.aniwaa.com/3d-printing-technologies-and-the-3d-printing-process/>].
24. Addive3d. Insights into continuous liquid interface production (clip) and digital light processing 3d printers [Web]. 2016 [Available from: <https://www.additive3d.com/insights-continuous-liquid-interface-production-clip-digital-light-processing-dlp-3d-printers/>].
25. 3D-Printing technologies: 3DCompare; [Available from: <https://3dcompare.com/support/3d-printing-technologies>].
26. Webster S. 3D printing deep dive: what's the big difference between SLA, DLP and 3SP 2017. Available from: <https://www.linkedin.com/pulse/3d-printing-deep-dive-whats-big-difference-between-sla-sarah-webster>.
27. Additive Manufacturing Research Group. Vat polymerization Loughborough University [Available from: <http://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/vatphotopolymerisation/>].
28. Systems D. Resin safety & handling guide [Available from: <http://3dsystems.ru/global/files/materials/rshg.pdf>].
29. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing Chemical Reviews 2017;117(15):10212-90.
30. Furlow B. Medical 3-D Printing. Radiologic technology. 2017;88(5):519ct-37ct.
31. Mohamed OA, Masood SH, Bhowmik JL. Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. Advances in Manufacturing. 2015;3(1):42-53.
32. 3d printer power. FFF vs FDM - what's the real difference [Available from: <http://3dprinterpower.com/fff-vs-fdm/>].
33. Fox C. BioPlotting is people Medical Design Technology 2014.
34. Termis. Hands-on sessions [Available from: <http://eu-workshop-2018.termis.org/hands-on-sessions/>].
35. Armstrong C. Post processing for FDM printed parts [Available from: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/post-processing-fdm-printed-parts>].
36. Recycled plastics. Polystyrene (PS) [Available from: <http://www.recycledplastic.com/index.html%3Fp=10212.html>].
37. AirWolf 3D. HydroFill
38. Sigma-Aldrich. (R)-(+)-limonene Safety Data Sheet 2015 [Available from: <https://www.sigmaaldrich.com/MSDS/MSDS/DisplayMSDSPage.do?country=CA&language=en&productNumber=183164&brand=SIGMA&PageToGoToURL=https%3A%2F%2Fwww.sigmaaldrich.com%2Fcatalog%2Fproduct%2Fsigma%2F183164%3Flang%3Den>].
39. Dunskey C. Process monitoring in laser additive manufacturing Industrial lasers; 2014 [Available from: <https://www.industrial-lasers.com/articles/print/volume-29/issue-5/features/process-monitoring-in-laser-additive-manufacturing.html>]

40. Eaton R. What's the difference between SLS and SLM - and why care? : RapidMade 2014 [Available from: <http://www.rapidmade.com/rapidmade-blog/2014/6/30/ycjnxytvp8n85gqutk5wj67cmx4t7>].
41. Additive Manufacturing Research Group. Powder Bed Fusion Loughborough University [Available from: <http://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/powderbedfusion/>].
42. Baumers M, Tuck C, Hague R. Selective heat sintering versus laser sintering: comparison of deposition rate, process energy consumption and cost performance. Solid Freeform Fabrication Symposium Austin, USA: University of Texas; 2015.
43. 3d printer pro. Selective Heat Sintering rapid prototyping & SHS 3d printing services [Available from: <http://www.3dprinterpro.com/selective-heat-sintering-service/>].
44. Castells R. DMLS vs SLM 3D printing for metal manufacturing: Element; 2016 [Available from: <https://www.element.com/nucleus/2016/06/29/dmls-vs-slm-3d-printing-for-metal-manufacturing>].
45. Redwood B. Post processing for SLS printed parts 3D Hubs; [Available from: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/post-processing-sls-printed-parts-water>].
46. MANSYS. Quality assurance and quality control in metal AM: post processing [Available from: www.mansys.info/publish/pages/8446/post_process_final.pdf].
47. Wolf J. Mastergraphics - 3D support specialist 2014 [Available from: <http://mastergraphics.com/blog/multi-jet-and-poly-jet-post-processing/>].
48. Additive Manufacturing Research Group. Material Jetting: Loughborough University [Available from: <http://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/materialjetting/>].
49. Cotteleer M, Holdowsky J, Mahto M. The 3D opportunity primer - the basics of additive manufacturing. 2013.
50. A N. 3D Printing Processes - Binder Jetting: Engineers garage; [Available from: <https://www.engineersgarage.com/articles/3d-printing-processes-binder-jetting>].
51. Design Research and Education for Additive Manufacturing Systems. Binder Jetting [Available from: <http://seb199.me.vt.edu/dreams/binder-jetting/>].
52. Additive Manufacturing Research Group. Sheet lamination Loughborough University [Available from: <http://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/sheetlamination/>].
53. Manufacturing Guide. Laminated Object Manufacturing, LOM [Available from: <https://www.manufacturingguide.com/en/laminated-object-manufacturing-lom>].
54. Lonjon C. The history of 3d printer: from rapid prototyping to additive fabrication: Sculpeo; 2017 [Available from: <https://www.sculpteo.com/blog/2017/03/01/whos-behind-the-three-main-3d-printing-technologies/>].
55. Schoffer F. How expiring patents are ushering in the next generation of 3d printing: Techcrunch; 2016 [Available from: <https://techcrunch.com/2016/05/15/how-expiring-patents-are-ushering-in-the-next-generation-of-3d-printing/>].
56. Savini A, Savini GG. A short history of 3D printing, a technological revolution just started. History of High-Technologies and their Socio-Cultural Contexts Conference (HISTELCON); Tel-Aviv, Israel IEEE; 2015.

57. Goldberg D. History of 3D printing: it's older than you are (that is if you're under 30): Redshift by Autodesk; 2014 [Available from: <https://www.autodesk.com/redshift/history-of-3d-printing/>].
58. Evans J. DMLS: a bumpy road in history: Design and motion 2014 [Available from: <https://designandmotion.net/design-2/manufacturing-design/dmls-a-little-history/>].
59. Wohlers T, Gornet T. History of additive manufacturing. Wohlers Associates; 2014.
60. Hornick J. 3D printing patent landscape: 3dprint.com; 2017 [Available from: <https://3dprint.com/181207/3d-printing-patent-landscape/>].
61. Hornick J, Roland D. Many 3D printing patents are expiring soon: here's a round up & overview of them 3D Printing Industry; 2013 [Available from: <https://3dprintingindustry.com/news/more-3d-printing-patents-are-expiring-soon-heres-a-roundup-96561/>].
62. Stratasys Ltd. Our solutions [Available from: <http://www.stratasys.com/challenges-we-solve>].
63. 3D Systems Inc. 3D printers [Available from: <https://www.3dsystems.com/3d-printers>].
64. EnvisionTEC. 3D printer families [Available from: <https://envisiontec.com/3d-printers/>].
65. Formlabs. Form 2 the most advanced desktop 3d printer ever created.
66. Formlabs. Meet the Fuse 1.
67. Makerbot Industries. 3d printers [Available from: <https://www.makerbot.com/products/3d-printers/>].
68. Ultimaker. Ultimaker products [Available from: <https://ultimaker.com/en/products>].
69. Voxeljet. Industrial 3D printing [Available from: <https://www.voxeljet.com/3d-drucksysteme/>].
70. Sinterit. Sinterit Lisa [Available from: <https://www.sinterit.com/sinterit-lisa/>].
71. Sintratec. Sintratec S1 [Available from: <http://sintratec.com/products/s1>].
72. Sintratec. Sintratec Kit [Available from: <http://sintratec.com/products/kit>].
73. Zortrax. Ecosystem [Available from: <https://zortrax.com/products/>].
74. Carbon. Carbon Stop prototyping. Start producing. [Available from: <https://www.carbon3d.com/>].
75. AirWolf 3D. 3D printer price comparison [Available from: <https://airwolf3d.com/3d-printer-price-comparison/>].
76. Fusion3. Fusion3 high performance 3d printer [Available from: <https://www.fusion3design.com/f400-enclosed-3d-printer/>].
77. HP. Introducing the NEW HP Jet Fusion 500/300 series 3d printers [Available from: <http://www8.hp.com/ca/en/printers/3d-printers.html>].
78. SLM Solutions. Machines [Available from: <http://slm-solutions.us/products/selective-laser-melting-systems/>].
79. Arcam. Products [Available from: <http://www.arcam.com/technology/products/>].
80. Materialise. Certified hospital applications from surgical planning to patient-specific treatment [Available from: <http://www.materialise.com/en/medical/mimics-innovation-suite>].
81. Materialise. Materialise Mimics Innovation Suite [Available from: <http://www.materialise.com/en/medical/mimics-innovation-suite>].
82. 3D systems Inc. Software [Available from: <https://www.3dsystems.com/software>].
83. Dolphin Imaging. 3D Imaging Software [Available from: https://www.dolphinimaging.com/product/ThreeD?Subcategory_OS_Safe_Name=3D_Surgery_-_ThreeD].

84. Autodesk. All products [Available from: <https://www.autodesk.com/products>.
85. Able Software Corp. 3D-Doctor.
86. Anatomage. Medical Design Studio [Available from: <https://www.anatomage.com/medical-design-studio/>].
87. Centro de Tecnologia de Informaçao Renato Archer. InVesalius [Available from: <https://www.cti.gov.br/en/invesalius>].
88. Blender. About [Available from: <https://www.blender.org/about/>].
89. 3D Slicer. Documentation [Available from: <https://www.slicer.org/wiki/Documentation/4.8/Announcements>].
90. OsiriX. OsiriX MD [Available from: <http://www.osirix-viewer.com/osirix/osirix-md/>].
91. Dassault Systèmes. 3DExperience Portfolio [Available from: <https://www.3ds.com/products-services/>].
92. Slic3r. G-code generator [Available from: <http://slic3r.org/>].
93. Simplify3D. Amazing features [Available from: <https://www.simplify3d.com/software/features/>].
94. Ultimaker. Ultimaker Cura software [Available from: <https://ultimaker.com/en/products/ultimaker-cura-software>].
95. Autodesk. Autodesk Meshmixer [Available from: <http://www.meshmixer.com/>].
96. Visual Computing Laboratory. MeshLab [Available from: <http://www.meshlab.net/> - [about](#)].
97. 3D Systems Inc. On demand manufacturing
98. Materialise. Materialise manufacturing
99. Kim GB, Lee S, Kim H, Yang DH, Kim YH, Kyung YS, et al. Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology. Korean journal of radiology. 2016;17(2):182-97.
100. Vijayavenkataraman S, Fuh JY, Lu WF. 3D printing and 3D bioprinting in pediatrics. Bioengineering. 2017;4(3):63.
101. Li C, Cheung TF, Fan VC, Sin KM, Wong CWY, Leung GKK. Applications of three-dimensional printing in surgery. Surgical innovation. 2017;24(1):82-8.
102. Ventola CL. Medical applications for 3D printing: current and projected uses. Pharmacy and Therapeutics. 2014;39(10):704.
103. Shafiee A, Atala A. Printing technologies for medical applications. Trends in molecular medicine. 2016;22(3):254-65.
104. Jacobs CA, Lin AY. A New Classification of Three-Dimensional Printing Technologies: Systematic Review of Three-Dimensional Printing for Patient-Specific Craniomaxillofacial Surgery. Plastic and reconstructive surgery. 2017;139(5):1211-20.
105. McKenzie's jaw surgery. Procedures [Available from: <http://mckenziejawsurgery.com/procedures/>].
106. Azuma M, Yanagawa T, Ishibashi-Kanno N, Uchida F, Ito T, Yamagata K, et al. Mandibular reconstruction using plates prebent to fit rapid prototyping 3-dimensional printing models ameliorates contour deformity. Head & face medicine. 2014;10:45.
107. Adolphs N, Liu W, Keeve E, Hoffmeister B. RapidSplint: virtual splint generation for orthognathic surgery - results of a pilot series. Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery. 2014;19(1-3):20-8.

108. Liu YF, Xu LW, Zhu HY, Liu SS. Technical procedures for template-guided surgery for mandibular reconstruction based on digital design and manufacturing. *Biomedical engineering online*. 2014;13:63.
109. Ryu J, Cho J, Kim HM. Bilateral Temporomandibular Joint Replacement Using Computer-Assisted Surgical Simulation and Three-Dimensional Printing. *The Journal of craniofacial surgery*. 2016;27(5):e450-2.
110. Pham Dang N, Lafarge A, Depeyre A, Devoize L, Barthelemy I. Virtual Surgery Planning and Three-Dimensional Printing Template to Customize Bone Graft Toward Implant Insertion. *The Journal of craniofacial surgery*. 2017;28(2):e173-e5.
111. Ma J, Ma L, Wang Z, Zhu X, Wang W. The use of 3D-printed titanium mesh tray in treating complex comminuted mandibular fractures: A case report. *Medicine*. 2017;96(27):e7250.
112. Li B, Zhang L, Sun H, Yuan J, Shen SG, Wang X. A novel method of computer aided orthognathic surgery using individual CAD/CAM templates: a combination of osteotomy and repositioning guides. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2013;51(8):e239-44.
113. Resnick CM, Inverso G, Wrzosek M, Padwa BL, Kaban LB, Peacock ZS. Is There a Difference in Cost Between Standard and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery? *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2016;74(9):1827-33.
114. Li Y, Jiang Y, Ye B, Hu J, Chen Q, Zhu S. Treatment of Dentofacial Deformities Secondary to Osteochondroma of the Mandibular Condyle Using Virtual Surgical Planning and 3-Dimensional Printed Surgical Templates. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2016;74(2):349-68.
115. Lim CG, Campbell DI, Cook N, Erasmus J. A case series of rapid prototyping and intraoperative imaging in orbital reconstruction. *Cranio-maxillofacial trauma & reconstruction*. 2015;8(2):105-10.
116. Oh TS, Jeong WS, Chang TJ, Koh KS, Choi JW. Customized Orbital Wall Reconstruction Using Three-Dimensionally Printed Rapid Prototype Model in Patients With Orbital Wall Fracture. *The Journal of craniofacial surgery*. 2016;27(8):2020-4.
117. Mendez BM, Chiodo MV, Patel PA. Customized "In-Office" Three-Dimensional Printing for Virtual Surgical Planning in Craniofacial Surgery. *The Journal of craniofacial surgery*. 2015;26(5):1584-6.
118. Jardini AL, Larosa MA, Maciel Filho R, Zavaglia CA, Bernardes LF, Lambert CS, et al. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2014;42(8):1877-84.
119. Soleman J, Thieringer F, Beinemann J, Kunz C, Guzman R. Computer-assisted virtual planning and surgical template fabrication for frontoorbital advancement. *Neurosurgical focus*. 2015;38(5):E5.
120. Callahan AB, Campbell AA, Petris C, Kazim M. Low-Cost 3D Printing Orbital Implant Templates in Secondary Orbital Reconstructions. *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery*. 2017;33(5):376-80.
121. Pfaff MJ, Steinbacher DM. Plastic Surgery Applications Using Three-Dimensional Planning and Computer-Assisted Design and Manufacturing. *Plastic and reconstructive surgery*. 2016;137(3):603e-16e.

122. Kozakiewicz M, Szymor P. Comparison of pre-bent titanium mesh versus polyethylene implants in patient specific orbital reconstructions. *Head & face medicine*. 2013;9:32.
123. Park EK, Lim JY, Yun IS, Kim JS, Woo SH, Kim DS, et al. Cranioplasty Enhanced by Three-Dimensional Printing: Custom-Made Three-Dimensional-Printed Titanium Implants for Skull Defects. *The Journal of craniofacial surgery*. 2016;27(4):943-9.
124. Legocki AT, Duffy-Peter A, Scott AR. Benefits and Limitations of Entry-Level 3-Dimensional Printing of Maxillofacial Skeletal Models. *JAMA otolaryngology-- head & neck surgery*. 2017;143(4):389-94.
125. Hsieh TY, Dedhia R, Cervenka B, Tollefson TT. 3D Printing: current use in facial plastic and reconstructive surgery. *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*. 2017;25(4):291-9.
126. Bauermeister AJ, Zuriarrain A, Newman MI. Three-Dimensional Printing in Plastic and Reconstructive Surgery: A Systematic Review. *Annals of plastic surgery*. 2016;77(5):569-76.
127. Wong TM, Jin J, Lau TW, Fang C, Yan CH, Yeung K, et al. The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)*. 2017;25(1):2309499016684077.
128. Mulford JS, Babazadeh S, Mackay N. Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: review of current and future applications. *ANZ journal of surgery*. 2016;86(9):648-53.
129. Eltorai AE, Nguyen E, Daniels AH. Three-dimensional printing in orthopedic surgery. *Orthopedics*. 2015;38(11):684-7.
130. Starosolski ZA, Kan JH, Rosenfeld SD, Krishnamurthy R, Annapragada A. Application of 3-D printing (rapid prototyping) for creating physical models of pediatric orthopedic disorders. *Pediatric radiology*. 2014;44(2):216-21.
131. Wang YT, Yang XJ, Yan B, Zeng TH, Qiu YY, Chen SJ. Clinical application of three-dimensional printing in the personalized treatment of complex spinal disorders. *Chinese journal of traumatology = Zhonghua chuang shang za zhi*. 2016;19(1):31-4.
132. Yang L, Shang XW, Fan JN, He ZX, Wang JJ, Liu M, et al. Application of 3D Printing in the Surgical Planning of Trimalleolar Fracture and Doctor-Patient Communication. *BioMed research international*. 2016;2016:2482086.
133. Rathod PA, Deshmukh AJ, Cushner FD. Reducing blood loss in bilateral total knee arthroplasty with patient-specific instrumentation. *The Orthopedic clinics of North America*. 2015;46(3):343-50, ix.
134. Nunley RM, Ellison BS, Ruh EL, Williams BM, Foreman K, Ford AD, et al. Are patient-specific cutting blocks cost-effective for total knee arthroplasty? *Clinical orthopaedics and related research*. 2012;470(3):889-94.
135. Mattei L, Pellegrino P, Calo M, Bistolfi A, Castoldi F. Patient specific instrumentation in total knee arthroplasty: a state of the art. *Annals of translational medicine*. 2016;4(7):126.
136. Wong KC, Kumta SM, Geel NV, Demol J. One-step reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection. *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*. 2015;20(1):14-23.
137. Valverde I. Three-dimensional Printed Cardiac Models: Applications in the Field of Medical Education, Cardiovascular Surgery, and Structural Heart Interventions. *Revista espanola de cardiologia (English ed)*. 2017;70(4):282-91.
138. Kurup HK, Samuel BP, Vettukattil JJ. Hybrid 3D printing: a game-changer in personalized cardiac medicine? *Expert review of cardiovascular therapy*. 2015;13(12):1281-4.

139. Valverde I, Gomez G, Gonzalez A, Suarez-Mejias C, Adsuar A, Coserria JF, et al. Three-dimensional patient-specific cardiac model for surgical planning in Nikaidoh procedure. *Cardiology in the young*. 2015;25(4):698-704.
140. Farooqi KM, Nielsen JC, Uppu SC, Srivastava S, Parness IA, Sanz J, et al. Use of 3-dimensional printing to demonstrate complex intracardiac relationships in double-outlet right ventricle for surgical planning. *Circulation: Cardiovascular Imaging*. 2015;8(5):e003043.
141. Olejník P, Nosal M, Havran T, Furdova A, Cizmar M, Slabej M, et al. Utilisation of three-dimensional printed heart models for operative planning of complex congenital heart defects. *Kardiologia Polska (Polish Heart Journal)*. 2017;75(5):495-501.
142. Vodiskar J, Kutting M, Steinseifer U, Vazquez-Jimenez JF, Sonntag SJ. Using 3D Physical Modeling to Plan Surgical Corrections of Complex Congenital Heart Defects. *The Thoracic and cardiovascular surgeon*. 2017;65(1):31-5.
143. Sodian R, Weber S, Markert M, Loeff M, Lueth T, Weis FC, et al. Pediatric cardiac transplantation: three-dimensional printing of anatomic models for surgical planning of heart transplantation in patients with univentricular heart. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*. 2008;136(4):1098-9.
144. Farooqi KM, Saeed O, Zaidi A, Sanz J, Nielsen JC, Hsu DT, et al. 3D Printing to Guide Ventricular Assist Device Placement in Adults With Congenital Heart Disease and Heart Failure. *JACC Heart failure*. 2016;4(4):301-11.
145. Kurenov SN, Ionita C, Sammons D, Demmy TL. Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic surgery. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*. 2015;149(4):973-9.e1.
146. Frolich AM, Spallek J, Brehmer L, Buhk JH, Krause D, Fiehler J, et al. 3D Printing of Intracranial Aneurysms Using Fused Deposition Modeling Offers Highly Accurate Replications. *AJNR American journal of neuroradiology*. 2016;37(1):120-4.
147. Wang L, Ye X, Hao Q, Chen Y, Chen X, Wang H, et al. Comparison of Two Three-Dimensional Printed Models of Complex Intracranial Aneurysms for Surgical Simulation. *World neurosurgery*. 2017;103:671-9.
148. Leal AG, Pagnan LB, Kondo RT, Foggiatto JA, Agnoletto GJ, Ramina R. Elastomers three-dimensional biomodels proven to be a trustworthy representation of the angiotomographic images. *Arquivos de neuro-psiquiatria*. 2016;74(9):713-7.
149. Naftulin JS, Kimchi EY, Cash SS. Streamlined, Inexpensive 3D Printing of the Brain and Skull. *PloS one*. 2015;10(8):e0136198.
150. Ploch CC, Mansi C, Jayamohan J, Kuhl E. Using 3D Printing to Create Personalized Brain Models for Neurosurgical Training and Preoperative Planning. *World neurosurgery*. 2016;90:668-74.
151. Kaye R, Goldstein T, Zeltsman D, Grande DA, Smith LP. Three dimensional printing: A review on the utility within medicine and otolaryngology. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*. 2016;89:145-8.
152. Crafts TD, Ellsperman SE, Wannemuehler TJ, Bellicchi TD, Shipchandler TZ, Mantravadi AV. Three-Dimensional Printing and Its Applications in Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery. *Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*. 2017;156(6):999-1010.
153. Muelleman TJ, Peterson J, Chowdhury NI, Gorup J, Camarata P, Lin J. Individualized Surgical Approach Planning for Petroclival Tumors Using a 3D Printer. *Journal of neurological surgery Part B, Skull base*. 2016;77(3):243-8.

154. Rose AS, Webster CE, Harrysson OL, Formeister EJ, Rawal RB, Iseli CE. Pre-operative simulation of pediatric mastoid surgery with 3D-printed temporal bone models. *International journal of pediatric otorhinolaryngology*. 2015;79(5):740-4.
155. Nishimoto S, Sotsuka Y, Kawai K, Fujita K, Kakibuchi M. Three-dimensional mock-up model for chondral framework in auricular reconstruction, built with a personal three-dimensional printer. *Plastic and reconstructive surgery*. 2014;134(1):180e-1e.
156. Miyazaki T, Yamasaki N, Tsuchiya T, Matsumoto K, Takagi K, Nagayasu T. Airway stent insertion simulated with a three-dimensional printed airway model. *The Annals of thoracic surgery*. 2015;99(1):e21-3.
157. VanKoevering KK, Morrison RJ, Prabhu SP, Torres MF, Mychaliska GB, Treadwell MC, et al. Antenatal Three-Dimensional Printing of Aberrant Facial Anatomy. *Pediatrics*. 2015;136(5):e1382-5.
158. Sanchez-Gomez S, Herrero-Salado TF, Maza-Solano JM, Ropero-Romero F, Gonzalez-Garcia J, Ambrosiani-Fernandez J. Improved planning of endoscopic sinonasal surgery from 3-dimensional images with Osirix(R) and stereolithography. *Acta otorrinolaringologica espanola*. 2015;66(6):317-25.
159. Youssef RF, Spradling K, Yoon R, Dolan B, Chamberlin J, Okhunov Z, et al. Applications of three-dimensional printing technology in urological practice. *BJU international*. 2015;116(5):697-702.
160. Silberstein JL, Maddox MM, Dorsey P, Feibus A, Thomas R, Lee BR. Physical models of renal malignancies using standard cross-sectional imaging and 3-dimensional printers: a pilot study. *Urology*. 2014;84(2):268-72.
161. Zhang Y, Ge HW, Li NC, Yu CF, Guo HF, Jin SH, et al. Evaluation of three-dimensional printing for laparoscopic partial nephrectomy of renal tumors: a preliminary report. *World journal of urology*. 2016;34(4):533-7.
162. Atalay HA, Canat HL, Ulker V, Alkan I, Ozkuvanci U, Altunrende F. Impact of personalized three-dimensional -3D- printed pelvicalyceal system models on patient information in percutaneous nephrolithotripsy surgery: a pilot study. *International braz j urol : official journal of the Brazilian Society of Urology*. 2017;43(3):470-5.
163. Orabi H, Bouhout S, Morissette A, Rousseau A, Chabaud S, Bolduc S. Tissue engineering of urinary bladder and urethra: advances from bench to patients. *TheScientificWorldJournal*. 2013;2013:154564.
164. Wilson CA, Arthurs OJ, Black AE, Schievano S, Hunt C, van Hoog S, et al. Printed three-dimensional airway model assists planning of single-lung ventilation in a small child. *British journal of anaesthesia*. 2015;115(4):616-20.
165. Chao I, Young J, Coles-Black J, Chuen J, Weinberg L, Rachbuch C. The application of three-dimensional printing technology in anaesthesia: a systematic review. *Anaesthesia*. 2017;72(5):641-50.
166. Han B, Liu Y, Zhang X, Wang J. Three-dimensional printing as an aid to airway evaluation after tracheotomy in a patient with laryngeal carcinoma. *BMC anesthesiology*. 2016;16:6.
167. Zopf DA, Hollister SJ, Nelson ME, Ohye RG, Green GE. Bioresorbable airway splint created with a three-dimensional printer. *The New England journal of medicine*. 2013;368(21):2043-5.
168. Cheng G, Folch E, Ochoa S, Wilson A, Garcia N, Gangadharan S, et al., editors. Creating personalized airway stents via 3D printing. *American Journal of Respiratory and Critical Care*

Medicine; 2015: AMER THORACIC SOC 25 BROADWAY, 18 FL, NEW YORK, NY 10004 USA.

169. Krauel L, Fenollosa F, Riaza L, Perez M, Tarrado X, Morales A, et al. Use of 3D Prototypes for Complex Surgical Oncologic Cases. *World journal of surgery*. 2016;40(4):889-94.

170. George E, Barile M, Tang A, Wiesel O, Coppolino A, Giannopoulos A, et al. Utility and reproducibility of 3-dimensional printed models in pre-operative planning of complex thoracic tumors. *Journal of surgical oncology*. 2017;116(3):407-15.

171. Al Jabbari O, Abu Saleh WK, Patel AP, Igo SR, Reardon MJ. Use of three-dimensional models to assist in the resection of malignant cardiac tumors. *Journal of cardiac surgery*. 2016;31(9):581-3.

172. Son KH, Kim KW, Ahn CB, Choi CH, Park KY, Park CH, et al. Surgical Planning by 3D Printing for Primary Cardiac Schwannoma Resection. *Yonsei medical journal*. 2015;56(6):1735-7.

173. Zhang Y, Wen L, Zhang J, Yan G, Zhou Y, Huang B. Three-dimensional printing and computer navigation assisted hemipelvectomy for en bloc resection of osteochondroma: A case report. *Medicine*. 2017;96(12):e6414.

174. Guenette JP, Himes N, Giannopoulos AA, Kelil T, Mitsouras D, Lee TC. Computer-Based Vertebral Tumor Cryoablation Planning and Procedure Simulation Involving Two Cases Using MRI-Visible 3D Printing and Advanced Visualization. *AJR American journal of roentgenology*. 2016;207(5):1128-31.

175. Chae MP, Lin F, Spychal RT, Hunter-Smith DJ, Rozen WM. 3D-printed haptic "reverse" models for preoperative planning in soft tissue reconstruction: a case report. *Microsurgery*. 2015;35(2):148-53.

176. Jarvis D, Griffiths PD, Majewski C. Demonstration of Normal and Abnormal Fetal Brains Using 3D Printing from In Utero MR Imaging Data. *AJNR American journal of neuroradiology*. 2016;37(9):1757-61.

177. Cromeens BP, Ray WC, Hoehne B, Abayneh F, Adler B, Besner GE. Facilitating surgeon understanding of complex anatomy using a three-dimensional printed model. *The Journal of surgical research*. 2017;216:18-25.

178. Gur Y. Additive Manufacturing of Anatomical Models from Computed Tomography Scan Data. *Molecular & cellular biomechanics : MCB*. 2014;11(4):249-58.

179. Javan R, Herrin D, Tangestanipoor A. Understanding Spatially Complex Segmental and Branch Anatomy Using 3D Printing: Liver, Lung, Prostate, Coronary Arteries, and Circle of Willis. *Academic radiology*. 2016;23(9):1183-9.

180. Shui W, Zhou M, Chen S, Pan Z, Deng Q, Yao Y, et al. The production of digital and printed resources from multiple modalities using visualization and three-dimensional printing techniques. *International journal of computer assisted radiology and surgery*. 2017;12(1):13-23.

181. Loi sur l'accès aux documents des organismes publics et sur la protection des renseignements personnels (1982).

182. Loi sur les services de santé et les services sociaux, (1991).

183. Code des professions, (1973).

184. Loi concernant le partage de certains renseignements de santé, (2012).

185. Loi sur les services de santé et les services sociaux pour les autochtones cris, (1991).

186. Loi sur la protection des renseignements personnels dans le secteur privé, (1993).

187. Girard M, Hubert G. Rencontre par rapport aux enjeux d'imagerie In: Rioux A, editor. 2017.
188. Recueil des règles de conservation des documents des établissements de santé et de services sociaux du Québec, (2017).
189. Demers N. Rencontre par rapport à l'archivage In: Rioux A, editor. 2017.
190. Medical Device Active Licence Listing (MDALL) - your reference tool for licensed medical devices in Canada. In: Canada H, editor.
191. Di Prima M. Technical Considerations for Additive Manufactured Medical Devices - Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff. In: Administration UFA, editor. 2017.
192. Di Prima M, Coburn J, Hwang D, Kelly J, Khairuzzaman A, Ricles L. Additively manufactured medical products—the FDA perspective. *3D Printing in Medicine*. 2015;2(1):1.
193. Morrison RJ, Kashlan KN, Flanagan CL, Wright JK, Green GE, Hollister SJ, et al. Regulatory Considerations in the Design and Manufacturing of Implantable 3D-Printed Medical Devices. *Clinical and translational science*. 2015;8(5):594-600.
194. Materialise first company to receive FDA clearance for diagnostic 3d-printed anatomical models [press release]. 2018.
195. O'Connell B. Appel conférence avec Materialise (2018/04/03). In: Rioux A, editor. 2018.
196. Yeong WY, Chua CK. A quality management framework for implementing additive manufacturing of medical devices: This paper argues that establishment of a quality management framework for additive manufacturing will accelerate its adoption in high value manufacturing industries. *Virtual and Physical Prototyping*. 2013;8(3):193-9.
197. Leng S, McGee K, Morris J, Alexander A, Kuhlmann J, Vrieze T, et al. Anatomic modeling using 3D printing: quality assurance and optimization. *3D Printing in Medicine*. 2017;3(1):6.
198. Bortolotto C, Eshja E, Peroni C, Orlandi MA, Bizzotto N, Poggi P. 3D Printing of CT Dataset: Validation of an Open Source and Consumer-Available Workflow. *Journal of digital imaging*. 2016;29(1):14-21.
199. Hupin M. Rencontre par rapport à l'utilisation en orthopédie. In: Rioux A, editor. 2018.
200. Glavas P. Rencontre sur l'impression 3D en orthopédie. In: Rioux A, editor. 2018.
201. Perez M, Block M, Espalin D, Winker R, Hoppe T, Medina F, et al., editors. Sterilization of FDM-manufactured parts. *Proceedings of the 2012 Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin, TX, Aug; 2012*.
202. RapidMade. 3D printing in the medical field [Available from: <https://static1.squarespace.com/static/51b94f0ce4b01efb8e2bde98/t/58cc1d06e58c62b7fdd2a5cb/1489771783281/RapidMade+medical+applications.pdf>].
203. Merkich NK. Impression 3D et stérilisation. In: Rioux A, editor. 2018.
204. Stephens B, Azimi P, El Orch Z, Ramos T. Ultrafine particle emissions from desktop 3D printers. *Atmospheric Environment*. 2013;79:334-9.
205. Environmental Health and Safety. 3D printer safety Concordia University, ; [Available from: https://www.concordia.ca/content/dam/concordia/services/safety/docs/EHS-DOC-148_3DPrinterSafety.pdf].
206. Azimi P, Zhao D, Pouzet C, Crain NE, Stephens B. Emissions of ultrafine particles and volatile organic compounds from commercially available desktop three-dimensional printers with multiple filaments. *Environmental science & technology*. 2016;50(3):1260-8.

207. Wojtyła S, Klama P, Baran T. Is 3D printing safe? Analysis of the thermal treatment of thermoplastics: ABS, PLA, PET, and nylon. *Journal of occupational and environmental hygiene*. 2017;14(6):D80-D5.
208. Stefanowicz EA, O'Connell W, Pietila T, Patel AA. Establishing a hospital-based 3-d printing laboratory: a guide for implementation *Radiologic technology*. 2018;89(3).
209. Pietila T. Materialise 2016. Available from: <http://www.materialise.com/en/blog/6-questions-to-ask-yourself-before-getting-started-3d-printing-your-hospital-part-1>.
210. Brantner P. Materialise, 2017. Available from: <http://www.materialise.com/en/blog/hospitals-and-3d-labs-why-how-and-what-now>.
211. Slagmolen P. Materialise, 2017. Available from: <http://www.materialise.com/en/blog/3D-printing-us-hospitals>.
212. Malas K. Rencontre sur l'innovation et structures de financement. In: Rioux A, editor. 2018.
213. CHU Sainte-Justine. Rapport financier annuel CHU Ste-Justine, ; 2017.
214. CHU Sainte-Justine. Le CHU Sainte-Justine de demain, c'est aujourd'hui! Rapport annuel. CHU Ste-Justine, ; 2017.
215. CHU Sainte-Justine. Tableau de bord du conseil d'administration CHU Sainte-Justine, ; 2006.
216. Arpin J, Faille J-N, Mancini S, Asselin M-È. Rencontre pour l'impression 3D et empreinte digitale. In: Rioux A, editor. 2018.
217. Nadeau C. Appel téléphonique en lien avec les prothèses par impression 3D. In: Rioux A, editor. 2018.
218. Brain Aneurysm Foundation. Brain aneurysm statistics and facts [Available from: <https://www.bafound.org/about-brain-aneurysms/brain-aneurysm-basics/brain-aneurysm-statistics-and-facts/>].
219. École Polytechnique de Montréal. Institut TransMedTech [Available from: <http://www.polymtl.ca/transmedtech/>].
220. Aubin K-É. Rencontre sur la collaboration avec TransMedTech. In: Rioux A, editor. 2018.
221. Brunet F. Feu vert au Technopôle en réadaptation Interblocs. 2017.
222. Intégration des innovations en santé: démonstration en milieu de soins. In: Ministère de l'Économie de la Science et de l'Innovation, editor. 2017.
223. The Ottawa Hospital. 3D printing our way to better health care. 2017.
224. Brouwers L. Implementing in-hospital 3D printing. *Physician's Weekly*. 2017.
225. Molitch-Hou M. Materialise helps to open 3d printing center in beijing hospital: 3D Printing Industry; 2015 [Available from: <https://3dprintingindustry.com/news/materialise-opens-3d-printing-center-in-beijing-hospital-51951/>].
226. Pheonix Children's Heart Center. Cardiac 3D Print Lab: Pheonix Children's Hospital; [Available from: <http://heart.phoenixchildrens.org/cardiac-3D-print-lab>].
227. Texas Children's Hospital. 3D printing & post processing [Available from: <https://www.texaschildrens.org/departments/radiology/3d-printing-post-processing>].
228. Sambaer M. Materialise. 2017. Available from: <http://www.materialise.com/en/blog/hospital-3d-printing-lab>.
229. Zaleski A. 3d printing saved a 5-year-old's life. *Fortune*. 2015.
230. Hayden S. Inside the Middle Eastern hospital 3d-printing for war victims *VICE*. 2017.

231. NYC Health + Hospitals/Jacobi doctor, using 3d printing, creates prosthetic forearm and hand for youngest patient yet [press release]. Bronx, USA2017.
232. Mount Sinai establishes 3d printing services for clinicians and researches [press release]. New York, USA2016.
233. Walter Reed National Military Medical Center. 3D medical applications center [Available from: <http://www.wrnmmc.capmed.mil/ResearchEducation/3DMAC/SitePages/3DPrinting.aspx>].
234. C.S. Mott Children's Hospital. 3D printing in health care [Available from: <http://www.mottchildren.org/3dprinting>].
235. Henry Ford Health System. In the news: medgaget profiles 3d printing innovation at Henry Ford Hospital's Center for structural heart disease 2017 [Available from: <https://www.henryford.com/news/2017/12/in-the-news-medgadget-profiles-3d-printing>].
236. Boston Children's Hospital 3d printing helps doctors rehearse complex brain procedures Boston, USA2015 [Available from: <http://www.childrenshospital.org/news-and-events/2015/july-2015/3d-printing-helps-doctors-rehearse-complex-brain-procedures>].
237. Burg N. How 3d printing is taking healthcare to a whole new dimension. Forbes. 2015.
238. Schencker L. Hospitals printing 3d hearts to help in surgeries. Chicago Tribune. 2016.
239. Jaglom J. A hospital 3d prints to practice medicine: Maketbot; 2015 [Available from: <https://www.makerbot.com/media-center/2015/08/17/hospital-uses-3d-prints-for-surgical-planning>].
240. 3d printing for beginners. Desktop 3d printing in medicine 2015 [Available from: <https://3dprintingforbeginners.com/desktop-3d-printing-in-medicine/>].
241. Craig D. 3d printing unfolds in hospitals and universities Canadian Healthcare Technology. 2016.
242. 3D printing makes heart surgery safer for children. Newswise [Internet]. 2015. Available from: <http://www.newswise.com/articles/3d-printing-makes-heart-surgery-safer-for-children>.
243. Bernhard B. 3D printing comes to the hospital. St Louis Post-Dispatch [Internet]. 2016. Available from: http://www.stltoday.com/lifestyles/health-med-fit/health/d-printing-comes-to-the-hospital/article_bd0ac87b-2f02-5d37-ae75-c761e10f7e45.html.
244. Latour P. Future of 3-d printing is bright, but cost remains an obstacle. Radiological Society of North America News [Internet]. 2015. Available from: <http://www.rsna.org/NewsDetail.aspx?id=15035>
245. Scott C. Team of surgeons and engineers create fablab, accelerate development of 3d printing technology in Madrid hospital 2016 Available from: <https://3dprint.com/159719/madrid-hospital-fablab-3d-printing/>
246. Mendoza HR. Surgeons in India embrace 3d technology2016. Available from: <https://3dprint.com/144484/indian-surgeons-3d-technology/>.
247. Matisons M. Alder Hey is first UK hospital to use 3d printed model in operating theatre2016. Available from: <https://3dprint.com/125206/uk-hospital-3d-printed-models/>
248. Scott C. UAE hospital first in the Middle East to use 3d printed models: reassuring patients about to undergo plastic surgery2015. Available from: <https://3dprint.com/111017/al-qassimi-hospital-3d-models/>.
249. SharingMayoClinic. 3D printed paves the way for precision surgeries 2017. Available from: <https://sharing.mayoclinic.org/2017/04/05/3d-printing-paves-the-way-for-precision-surgeries/>.

