

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Ecole Nationale Supérieure Vétérinaire



Domaine : Sciences de la nature et de la vie
Filière : Sciences vétérinaires

Mémoire de fin d'études

Pour l'obtention du diplôme de Docteur
en

Médecine vétérinaire

THEME

Utilisation de l'imprimante 3D en médecine vétérinaire

Présenté par :

Mr. MAROUF Noufel Ouail

Mr. BENCHABANE Aymene

Soutenu publiquement, le 18 Novembre 2020 devant le jury :

Mme HACHEMI Amina	MCB (ENSV)	Présidente
Mme BAAZIZI Ratiba	MCA (ENSV)	Examinatrice
Mme MIMOUNE Nora	MCA (ENSV)	Promotrice

Déclaration sur l'honneur

Je soussigné, MAROUF NOUFEL OUAIL, déclare être pleinement conscient que le plagiat de documents ou d'une partie d'un document publiés. Sous toute forme de support, y compris l'internet, constitue une violation des droits d'auteur ainsi qu'une fraude caractérisée. En conséquence, je m'engage à citer toutes les sources que j'ai utilisées pour écrire ce mémoire.

Signature

Déclaration sur l'honneur

Je soussigné, BENCHABANE AYMENE, déclare être pleinement conscient que le plagiat de documents ou d'une partie d'un document publiés. Sous toute forme de support, y compris l'internet, constitue une violation des droits d'auteur ainsi qu'une fraude caractérisée. En conséquence, je m'engage à citer toutes les sources que j'ai utilisées pour écrire ce mémoire.

Signature

Remerciement :

Nous tenons tout d'abord à remercier Dieu le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce modeste travail.

En second lieu, nous tenons à remercier notre encadreur Mme MIMOUNE NORA pour son précieux conseil et son aide durant toute la période du travail.

Nous tenons à remercier :

Mm HACHEMI Amina, MCB à l'école nationale supérieur vétérinaire d'Alger, d'avoir bien voulu accepter de présider le jury.

Mm BAAZIZI Ratiba, MCA à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alger pour avoir bien voulu examiner notre travail.

À nos familles et nos amis qui par leurs prières et leurs encouragements, on a pu surmonter tous les obstacles.

Enfin, on remercie tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail.

Sommaire

INTRODUCTION	10
I. PROCESSUS GENERAL	11
1. Définition de l'impression 3D.....	11
2. Processus général	11
2.1. Acquisition d'image.....	11
2.2. Traitement des images	13
2.2.1. Segmentation.....	13
2.2.2. Conversion DICOM à STL	14
2.2.3. Optimisation.....	15
2.3. Impression.....	16
2.4. Post-traitement	16
3. Présentation des principales technologies d'impression en 3 dimensions	16
3.1. La stéréolithographie (SLA)	16
3.1.1. Définition et principe	16
3.1.2. Les différents matériaux utilisables	17
3.1.3. Les avantages	17
3.1.4. Les inconvénients.....	18
3.2. Frittage sélectif par laser (SLS)	18
3.2.1. Définition et principe	18
3.2.2. Les différents matériaux utilisables	19
3.2.3. Les avantages	19
3.2.4. Les inconvénients.....	19
3.3. Modélisation par dépôt de fil en fusion (FDM)	19
3.3.1. Définition et principe	19
3.3.2. Les différents matériaux utilisables	20
3.3.3. Avantages.....	20

3.3.4. Les inconvénients.....	20
3.4. L'impression 3 dimension (3DP).....	21
3.4.1. Définition et principe	21
3.4.2 Les différents matériaux utilisables	21
3.4.3. Les avantage.....	21
3.4.4. Les inconvénients.....	22
II. UTILISATION DE L'IMPRIMANTE 3D EN MEDECINE VETERINAIRE.....	23
1. Intérêt pédagogique	23
1.1. Matériel destiné à l'apprentissage des procédures de chirurgie générale	23
1.1.1. Modèles en silicone développés à partir d'un moule imprimé en 3D pour l'apprentissage des sutures.....	23
1.1.2. Simulation d'injection intraveineuse en réalité augmentée basée sur un modèle imprimé en 3D	24
1.2. Modèles anatomiques pour l'apprentissage de l'anatomie	25
1.3. Utilisation de modèles anatomiques imprimés en 3D et leurs impacts sur la reconnaissance et la caractérisation des fractures	29
2. Planification chirurgicale ou préopératoire	30
3. La fabrication d'implants et de prothèses personnalisées	33
4. Membres prothétiques imprimés en 3D	35
5. La bio-impression.....	37
5.1. La peau artificielle	37
5.2. La bio-impression du cartilage et de l'os	38
5.3. La bio-impression d'organes.....	38
6. Autres utilisations.....	39
6.1. Impression 3D d'instruments chirurgicaux	39
6.2. Immobilisateur imprimé en 3D et leur utilisation en imagerie médicale.....	40
6.3. Des cornes des rhinocéros imprimées en 3D	41
6.4. Un fer à cheval imprimés en 3D adapté spécialement pour un pied boiteux.....	41
6.5. Un implant de bec imprimé en 3D.....	42

CONCLUSION :	43
--------------	----

LISTE DES TABLEAUX ET DES FIGURES

- Page 12 Figure 1 : Dimensions et précision anatomique: objectifs cliniques (boîtes bleues), modalités d'imagerie (étiquettes grises fanées).
- Page 14 Figure2 : Post-traitement des images de tomodensitométrie avec contraste de l'aorte abdominale.
- Page 15 Figure3 : Courte liste des logiciels courants utilisés pour le flux d'impression 3D.
- Page 17 Figure 4 : Schéma d'une imprimante de stéréolithographie.
- Page 18 Figure 5 : Schéma d'une impression 3D type frittage sélectif par laser.
- Page 20 Figure 6 : Schéma de fonctionnement de Modélisation par dépôt de fil en fusion.
- Page 21 Figure 7 : Schéma représente une imprimante 3D.
- Page 24 Figure 8 : Modèle en silicone développés à partir d'un moule imprimé en 3D.
- Page 25 Figure 9 : Simulateur d'injection IV.
- Page 27 Figure 10 : vue dorsale du fémur de la vache adulte. A : spécimen d'os, B : modèle numérique, C : modèle imprimé en 3D.
- Page 28 Figure 11 : Le modèle du pied équin imprimé en 3D. A entièrement assemblé et B avec la capsule de sabot enlevée.
- Page 29 Figure 12 : (A, B et C) Evolution des données volumétriques. (A) Image acquise du TDM. (B) Modèle 3D des structures segmentées. (C) modèle imprimé en 3D.
- Page 31 Figure 13 : (D) Modèle osseux d'impression 3D après ostéotomie correctrice. (E) La plaque osseuse préformée sur le modèle osseux postopératoire d'impression 3D.
- Page 32 Figure 14 : Modèle vertébral imprimé en 3D de C6 avec (A) et sans (B) le guide de foret 3D spécifique au patient correspondant en place.
- Page 33 Figure 15 : Modèle 3D utilisant la technologie d'imprimante 3D, montrant les surfaces latérale et dorsale gauche du modèle. A, dilatation anévrysmique; PDA, ductus artériel; S, artère sous-clavière gauche aberrante; PA, artère pulmonaire gauche; Ao, aorte droite; VC, la veine cave.
- Page 34 Figure 16 : Photographies représentatives de l'approche chirurgicale après la pose d'un implant mandibulaire en titane spécifique à un patient chez un chien atteint d'une tumeur mandibulaire.

Page 35 Figure 17 : (a) La plaque imprimée en 3D. (b) La plaque est insérée sur le palais dur avant la mise en place de la vis.

Page 36 Figure 18 : Images photographiques d'un chien avec membre prothétique imprimé en 3D.

Page 37 Figure 19 : A : prothèse sur une réplique du radius, B : prothèse visible sur une radiographie, C : prothèse a été placé chirurgicalement.

Page 38 Figure 20 : Schéma du tissu cutané imprimé en 3D montrant la coupe transversale.

Page 40 Figure 21: photographie d'instruments chirurgicaux imprimés en 3D.

Page 41 Figure 22 : Une souris positionnée dans l'immobilisateur.

Page 42 Figure 23 : Image photographique d'un ferra cheval imprimés en 3D.

Page 42 Figure 24 : Image photographique d'un oiseau qui a bénéficié d'un bec imprimé en 3D.

LISTE DES ABREVIATIONS

AM: additive manufacturing.

3D: tridimensionnel.

CAO : Conception assistée par ordinateur.

CAD: computer-aided design.

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine.

TDM: tomodensitométrie.

IRM : imagerie par résonance magnétique.

ROI: regions of interest ou région d'intérêt.

Format SLS: stereolithography.

SLS: Frittage sélectif par laser.

SLA: stereolithography.

FDM: Modélisation par dépôt de fil en fusion.

3DP : L'impression 3 dimension.

STL: Standard Tessellation Language.

ASTM: American Society for Testing and Materials.

AMF: additive manufacturing format.

PACS: Picture Archiving and Communication System.

GE: General Electric.

CAS: Computer Assisted Surgery.

Résumé

L'impression en 3 dimensions, apparue dans les années 1980 et en constante évolution depuis, est une technologie innovante et très prometteuse. En effet, de par son procédé unique d'ajout de matière couche par couche, elle se démarque des processus classiques de modélisation par moulage et retrait de matière. Cette modélisation par addition de matière permet à l'impression en 3 dimensions de pouvoir créer des objets avec des géométries très complexes et avec une précision encore jamais égalée. Cette dernière qualité permet à l'impression en 3 dimensions d'être utilisée dans de nombreux domaines dont l'aviation, l'automobile, la production mais aussi les sciences, l'éducation et la médecine. Dans ces derniers champs d'application, l'impression par ajout de matière est même considérée comme une révolution par certains auteurs. Que ce soit pour la modélisation de modèles d'apprentissage et d'entraînement, la fabrication de prothèses individuelles ou encore d'impression d'organes vivants et fonctionnels, le champ des possibilités d'utilisation de l'impression en 3 dimensions paraît infini et prometteur. Dans cette étude, nous nous proposons de découvrir les principaux types d'imprimantes en 3 dimensions et d'en voir les applications dans le domaine de la médecine vétérinaire.

Mots-clés : Impression en 3 dimensions, chirurgie vétérinaire, intérêt pédagogique, Ostéologie.

Abstract

3-dimensional printing, which appeared in the 1980s and has been constantly evolving since, is an innovative and very promising technology.

Indeed, by its unique process of adding material layer by layer, it stands out from the traditional modeling processes by molding and material removal. This modeling by adding material allows 3-dimensional printing to create objects with very complex geometries and with unprecedented precision. This latter quality allows 3-dimensional printing to be used in many fields including aviation, automotive, production, but also science, education and medicine.

In these latter fields of application, printing by adding material is even considered a revolution by some authors. Whether it is for the modeling of learning and training models, the manufacture of individual prostheses or even the printing of living and functional organs, the field of possibilities for using 3-dimensional printing seems infinite and promising. .

In this study, we propose to discover the main types of 3-dimensional printers and to see their applications in the field of veterinary medicine.

Keywords: 3-dimensional printing, veterinary surgery, educational interest, osteology.

ملخص

تعد الطباعة ثلاثية الأبعاد ، التي ظهرت في الثمانينيات وما فتئت تتطور باستمرار منذ ذلك الحين ، تقنية مبتكرة وواعدة للغاية.

في الواقع ، من خلال طريقتهما الفريدة في إضافة مادة لكل طبقة ، فإنها تبرز من عمليات النمذجة الكلاسيكية عن طريق القولية وإزالة المواد. تسمح هذه النمذجة بإضافة مادة بطباعة ثلاثية الأبعاد لإنشاء كائنات ذات أشكال هندسية معقدة للغاية وبدقة غير مسبوقة. تسمح هذه الجودة الأخيرة باستخدام الطباعة ثلاثية الأبعاد في العديد من المجالات بما في ذلك الطيران والسيارات والإنتاج ، وكذلك العلوم والتعليم والطب.

في مجالات التطبيق الأخيرة هذه ، تعتبر الطباعة عن طريق إضافة المواد ثورة من قبل بعض المؤلفين. سواء كان ذلك لنمذجة نماذج التعلم والتدريب ، أو تصنيع الأطراف الاصطناعية الفردية أو طباعة الأعضاء الحية والوظيفية ، فإن مجموعة الاحتمالات لاستخدام الطباعة ثلاثية الأبعاد تبدو واعدة بلانهاية.

نقترح في هذه الدراسة اكتشاف الأنواع الرئيسية للطابعات ثلاثية الأبعاد ومعرفة تطبيقاتها في مجال الطب البيطري.

الكلمات المفتاحية : طباعة ثلاثية الأبعاد الجراحة البيطرية ، اهتمامات تعليمية ، طب العظام.

INTRODUCTION

Par son principe d'addition, l'impression en 3 dimensions représente une révolution dans le domaine de la fabrication d'objets. En ajoutant de la matière couche par couche, ce processus permet l'obtention de géométries bien plus complexes et nouvelles que ce qu'on pouvait obtenir précédemment. L'imagination représente quasiment la seule limite à ce que l'on peut fabriquer grâce à une imprimante en 3 dimensions.

De nombreuses techniques d'impression en 3 dimensions ont été inventées depuis la création de ce principe. Pour ne citer que les principales, il existe la stéréolithographie, la modélisation par dépôt de fil en fusion, le frittage sélectif par laser et l'impression 3D. (Wendel et al. 2008)

Dans un premier temps, l'impression en 3 dimensions a été utilisée dans le domaine de l'industrie notamment pour le prototypage, son coût élevé ne permettant pas son approche par un public plus large. Puis, la technologie se développant ; elle est devenue plus accessible, ce qui a permis l'expansion de son domaine d'application. L'archéologie s'y est intéressée de près, puis le domaine médical et celui de l'éducation. Ainsi, que ce soit pour l'impression d'artéfacts anciens, d'implants, de prothèses et même de tissus vivants ou encore de modèles d'apprentissage performants, l'impression en 3 dimensions est aujourd'hui utilisée dans de nombreux domaines.

Afin de mener à bien cette étude et en suivant l'historique précédemment décrit, les technologies utilisées seront décrites dans une première partie. Elle sera suivie d'un exposé des différentes applications de cette technologie dans l'éducation et notamment de l'ostéologie, en faisant ressortir l'apport considérable de cette technologie dans le domaine médical (Fangzheng et al 2017 ; Daniel et al 2013 ; Anna et al 2018 ; ADRIEN et al 2014).

Cette étude est une invitation à participer à la révolution qu'est en train de mener l'impression en 3 dimensions, considérée comme la troisième révolution industrielle. (Tamir et al 2015).

I. PROCESSUS GENERAL

1. Définition de l'impression 3D

Depuis sa création en 1986, la fabrication additive (additive manufacturing ou AM), couramment appelée l'impression 3D ou la fabrication rapide (rapid manufacturing), est une méthode qui permet la fabrication d'un objet physique selon un modèle de conception assistée par ordinateur (CAO) tridimensionnel (3D) (en anglais, computer aided design ou CAD).

Il existe plusieurs technologies d'impression 3D parmi lesquels nous citons les plus utilisées : la stéréolithographie, Frittage sélectif par laser, Modélisation par dépôt de fil en fusion, L'impression 3 dimension (Mitsouras D et al 2015).

2. 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, l'impression et le 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) (Mitsouras D et al 2015 ; Chen H et al 2016).

2.1. Acquisition d'image

Pour les applications médicales, les images médicales représentent le point de départ. Les types d'imagerie priorisés sont des coupes transversales permettant une reconstruction 3D. Les plus fréquemment utilisées sont la tomodensitométrie (TDM) en raison du large éventail d'applications et de la relative facilité de post-traitement des images et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). On retrouve aussi parfois les ultrasons 3D, l'IRM fœtale et l'angiographie. L'imagerie médicale est traditionnellement réalisée pour deux objectifs principaux: à des fins de diagnostic et de planification préopératoire. Le premier objectif est souvent atteint par une imagerie «qualitative» ou fonctionnelle, alors que le second peut nécessiter une image plus précise, Lorsqu'un chirurgien fait sa planification chirurgicale, une imagerie qualitative n'est pas suffisante et nécessite plutôt une meilleure précision et souvent une reconstruction 3D.(Huotilainen et al 2014 ; Chen H et al 2016 ; Mitsouras D et al 2015).

La figure 1 illustre trois objectifs cliniques distincts : l'imagerie diagnostique, la planification préopératoire et la conception d'implants par AM, sur deux axes. La position verticale indique la tridimensionnalité de l'image pour chaque application, tandis que la position horizontale décrit la nécessité d'une précision anatomique exacte.

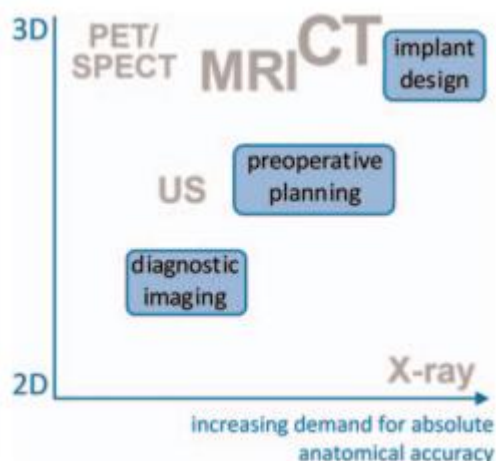


Figure 1 : Dimensions et précision anatomique: objectifs cliniques (boîtes bleues), modalités d'imagerie (étiquettes grises fanées). (Huutilainen et al 2014)

L'imagerie par ultrasons (US) se situe entre la 2D et la 3D car son nombre de dimensions dépend du mode de fonctionnement choisi: le mode A est 1D, le mode B est 2D, mais la 3D est également disponible. (Huutilainen et al 2014)

Finalement, les rayons X peuvent atteindre d'excellentes résolutions mais au coût du contraste. On peut remarquer que comparativement aux modalités principales, seuls les IRM et TDM répondent au besoin de la planification opératoire et le design d'implant. L'IRM est la deuxième modalité la plus importante. Son avantage est qu'il s'agit d'une modalité non-ionisante et qu'elle offre un meilleur contraste des tissus mous (Mitsouras D et al 2015 ; Chen H et al 2016).

Si l'équipe chirurgicale envisage d'utiliser l'impression 3D pour la planification chirurgicale, un protocole d'imagerie approprié devient la première étape critique. Selon (Chen H et al 2016), l'épaisseur axiale optimale des tranches dépend en grande partie de la structure anatomique d'intérêt et devrait avoisiner les 1 mm à 2 mm alors que (Mitsouras D et al 2015), Suggèrent une épaisseur entre 0.25 et 1.25 mm. Il est toujours possible de construire un objet 3D en utilisant une épaisseur de coupe supérieure à 2 mm mais il manquera beaucoup d'informations

anatomiques et les cliniciens doivent être conscients du degré d'inexactitude de l'impression finale.

Si l'impression 3D est envisagée dans le cadre de la planification préopératoire, il est important de consulter un radiologue avant l'acquisition de l'image pour obtenir des résultats optimaux (Chen H et al 2016 ; Mitsouras D et al 2015).

L'utilisation de l'ultrasonographie 3D pour la fabrication additive médicale figurait parmi les premières propositions. Bien qu'elle ne soit généralement pas une modalité à prioriser, elle est un choix acceptable pour des applications prénatales pour des raisons sécuritaires (Mitsouras D et al 2015).

Une approche d'imagerie hybride, une combinaison d'une modalité de médecine nucléaire avec une autre modalité à haute résolution (IRM, TDM), peut être envisagée pour avoir une représentation anatomique juste (Gillaspie et al 2016).

Par contre si l'impression 3D est utilisée à des fins pédagogiques comme la fabrication des os, l'acquisition d'image se fait par un scanner de surface qui est intégré à l'imprimante et qui va nous donner directement une représentation 3D de l'objet scanné sur un logiciel. Dans ce cas, l'imagerie médicale, elle n'est pas nécessaire et même l'étape de traitement des images peut être négligé.

On appelle ce processus la numérisation (Fangzheng et al 2017 ; Epps et al 2015 ; Daniela et al 2019)

2.2. Traitement des images

Le traitement des images suit trois étapes de base : la segmentation, la conversion et l'optimisation du fichier (Chen H et al 2016).

2.2.1. Segmentation

La segmentation est un processus au cours duquel on sélectionne une région particulière d'intérêt clinique sur chaque image axiale pour créer une reconstruction 3D (figure2). Cette région d'intérêt ROI (regions of interest) peut être une structure anatomique complexe ou une pathologie particulière nécessitant un traitement chirurgical.

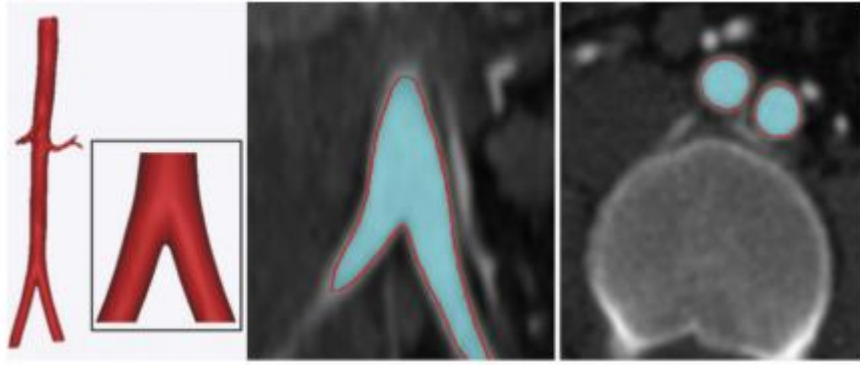


Figure 2 : Post-traitement des images de tomodensitométrie avec contraste de l'aorte abdominale (Mitsouras D et al 2015).

Cette étape est nouvelle pour les radiologues et nécessite généralement des logiciels spécialisés (Figure 3) et des compétences principalement utilisées dans les applications d'ingénierie. Ceci peut se faire de manière semi-automatique ou manuelle. Les praticiens utilisent souvent une combinaison des deux pour obtenir un objet 3D final satisfaisant (Mitsouras D et al 2015 ; Chen H et al 2016 ; Tamir et al 2015 ; Eero Huotilainen et al 2013).

2.2.2. Conversion DICOM à STL

Toutes les images médicales actuelles sont de format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). La plupart des imprimantes 3D ne reconnaissent cependant que certains formats de fichier, le plus souvent des fichiers SLS (stereolithography) ou STL (Standard Tessellation Language). Ces formats sont des interfaces entre les logiciels 3D et les imprimantes 3D. Dans ces formats la représentation d'un objet 3D segmenté se fait par des millions de triangles connectés appelée maillage. Les erreurs de maillage se produisent lorsque ces triangles sont à l'envers, se croisent ou lorsqu'ils ont un certain nombre d'autres orientations ce qui va créer des discontinuités.

Le format STL a plusieurs limitations : aucune indication de couleur, de texture ou de matériau. Il existe quelques autres formats communs qui incluent la couleur : OBJ, WRL et ZPR. La résolution des technologies de fabrication additive s'est beaucoup améliorée 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 continuent à être le standard de l'industrie.

Le PACS (système d'archivage et de transmission d'images, ou Picture Archiving and Communication System en anglais) c'est le Système d'informatique le plus utilisé aux hôpitaux qui permet d'assurer la saisie, la numérisation, l'affichage, le traitement, l'analyse et l'archivage d'images médicales numériques provenant de multiples techniques d'imagerie diagnostique. À l'heure actuelle, peu de PACS offrent l'option d'ouvrir les images dans le format STL. Une exception est le logiciel Osirix, un logiciel pour visualiser des images DICOM sur des produits Apple. Bien qu'il soit accepté dans les milieux universitaires, Osirix n'est pas disponible comme visualiseur standard dans la plupart des hôpitaux. Heureusement, les principaux fournisseurs de systèmes PACS tels que GE (General Electric) et Siemens mettent à jour leurs systèmes pour inclure cette fonctionnalité dans leurs futures versions. En outre, de nombreux logiciels sont disponibles pour effectuer la conversion et souvent la segmentation aussi (Tamir et al 2015 ; Chen H et al 2016 ; Mitsouras D et al 2015 ; Eero Huutilainen et al 2013).

2.2.3. Optimisation

Le maillage doit être mathématiquement continu, cela signifie que l'objet doit avoir un intérieur et un extérieur continus (sans trous). Le processus d'optimisation d'un fichier STL implique la correction de discontinuités en essayant de conserver le plus de détails anatomiques possibles par un logiciel (Figure 3) avant que l'objet ne soit considéré comme prêt pour l'imprimante. Si ces discontinuités ne sont pas corrigées, l'impression 3D n'est pas possible. Le nombre de triangles doit aussi être optimisé. 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 (Mitsouras D et al 2015 ; Chen H et al 2016).

Software needed		
Segmentation and export	Edit mesh errors	3D computer planning, manipulate mesh, connect structures, etc.
1. Mimics (Materialise) 2. OsiriX (Mac only, free version) 3. Vitrea workstation (not thin client) 4. 3D slicer (Harvard) 5. Paid online service (Bespoke Modeling and Shapeways)	1. 3Matic or Magics (Materialise) \$ 2. Meshlab - free 3. NetFab - free	1. 3Matic, Magics or Surgicase (Materialise) 2. Blender (free) 3. 3D art programs such as Zbrush, Maya, Mudbox (autodesk)

Figure 3 : Courte liste des logiciels courants utilisés pour le flux d'impression 3D (Tamir et al 2015).

2.3. Impression

Cette étape va construire l'objet physique en fonction du maillage corrigé. L'impression représente une étape 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.

Les différentes technologies seront décrites dans la suite du document (Chen H et al 2016).

2.4. 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 d'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 certaines imprimantes, les structures du support sont nécessaires pour presque tout type d'impression. Pour d'autres technologies, elles ne sont pas systématiquement nécessaires.

Il peut être nécessaire de polir ou de sabler l'objet afin d'améliorer la texture de la surface (diminuer la rugosité). D'autres exemples de post-traitement sont la reconstruction (assembler des pièces séparées) et la coloration (Chen H et al 2016 ; Tamir et al 2015).

3. Présentation des principales technologies d'impression en 3 dimensions

Il existe à ce jour plusieurs modalités d'impressions 3D. Dans notre étude, nous avons choisi d'exposer les 4 modalités les plus utilisées :

3.1. La stéréolithographie (SLA)

3.1.1. Définition et principe

La stéréolithographie est le premier procédé d'impression en 3 dimensions ou fabrication par addition de matériel. Elle est inventée en 1986 par 3D Systems (Wendel et al. 2008). Le principe de la stéréolithographie repose sur la conversion d'une résine photosensible qui se solidifie grâce à une exposition sélective à des ultra-violets. Cette conversion se fait selon le principe de polymérisation (Figure 4) (des petites molécules réagissent entre elles pour former une molécule de masse molaire plus importante) (Guo, Leu 2013).

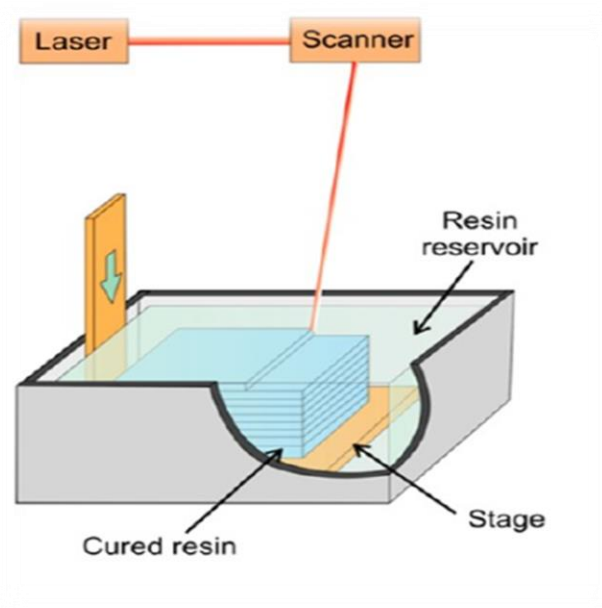


Figure 4 : Schéma d'une imprimante de stéréolithographie (Gross et al 2014).

3.1.2. Les différents matériaux utilisables

Cette technologie possède l'avantage de pouvoir utiliser une multitude de matériaux. Les plus courants sont des résines d'acrylique et d'époxy mais il est tout à fait possible d'obtenir des pièces métalliques ou en céramique en incorporant à la résine photosensible des particules de métal ou de céramique (Guo, Leu 2013). De nouveaux matériaux biocompatibles ont été développés avec des mélanges d'acrylate et d'hydroxyapatite ou d'acide hyaluronique et de polysaccharides permettant d'élargir le domaine d'utilisation de cette technologie (Arcaute ,2010).

3.1.3. Les avantages

- Les pièces fabriquées peuvent être de taille importante, jusqu'à plus de deux mètres dans la plus grande dimension pour les plus grosses machines (Wendel et al. 2008).
- C'est un procédé rapide avec une grande précision et une finition parmi les meilleures des imprimantes en 3 dimensions (Tamir et al 2015 ; Wendel et al. 2008).

3.1.4. Les inconvénients

- Le temps de construction de la pièce est proportionnel à la taille de celle-ci, donc plus l'objet est de grande taille plus la durée de construction est long.
- La résine continue de se polymériser après le passage du faisceau laser et absorbe de l'humidité, ce qui entraîne des distorsions de la pièce (Kamrani et al 2010).
- Le durcissement post-impression dans un four est parfois nécessaire pour durcir la résine. Certaines résines perdent leur stabilité avec le temps et deviennent fragiles (Tamir et al 2015).

3.2. Frittage sélectif par laser (SLS)

3.2.1. Définition et principe

Le frittage sélectif par laser (SLS) a été développé par Carl Deckard et Joseph Beaman dans le département génie mécanique de l'Université de Texas. Le SLS est une méthode de fabrication de modèle 3D à base de poudre, aboutit à une polymérisation puis solidification de la poudre aux endroits sélectionnés. Ce procédé utilise un laser infra rouge de forte puissance dirigé par un système optique vers l'endroit désiré pour le frittage sur la poudre placée au niveau de la cuve de l'imprimante sur un plateau mobile selon l'axe vertical afin de générer un modèle 3D (Figure 5) (Gross et al 2014).

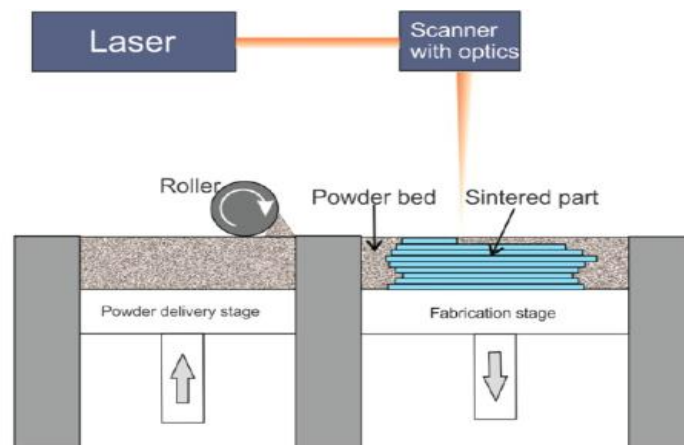


Figure 5 : Schéma d'une impression 3D type frittage sélectif par laser (Gross et al 2014).

3.2.2. Les différents matériaux utilisables

Dans ce type de prototypage SLS un grand nombre de matériaux peuvent être utilisés à partir de polymères tels que polycarbonate (PC), polyvinyl chlorure (PVC), acrylonitrile butadiène styrène (ABS), nylon, résine et polyester, poudres métalliques et céramiques (Gross et al 2014). Il est possible d'utiliser des poudres composées de plusieurs matériaux comme par exemple des mélanges de particules métalliques (titane et acier étant les plus communs) (Guo, Leu 2013).

3.2.3. Les avantages

- L'un des avantages de la SLS est qu'un grand nombre de matériaux peuvent être utilisés. Ceci permet d'élargir le champ d'application de cette impression (Gross et al 2014).
- La technique de frittage sélectif par laser produit des pièces solides sans besoin de traitement postérieur ou d'une étape de durcissement après l'impression comme avec la stéréolithographie (Guo, Leu 2013).

3.2.4. Les inconvénients

- Les modèles imprimés par SLS subissent un rétrécissement ou une déformation thermique sous l'influence du chauffage par le laser.
- Cette technologie possède une finition médiocre. Cela est dû à la taille des particules de poudre qui reste relativement grande et empêche un rendu final optimal (Gross et al 2014).

3.3. Modélisation par dépôt de fil en fusion (FDM)

3.3.1. Définition et principe

Ce procédé a été créé par la société américaine Stratasys Inc et est maintenant largement répandu grâce à son faible coût et sa facilité d'utilisation (Guo, Leu 2013). Cette technologie est basée sur le principe d'extrusion, ce qui consiste à pousser un matériel fondu issu d'un filament généralement en plastique à travers la tête d'impression, cette dernière ajoute le matériel couche par couche sur un plateau afin d'obtenir un objet (Figure 6) (Wendel et al. 2008).

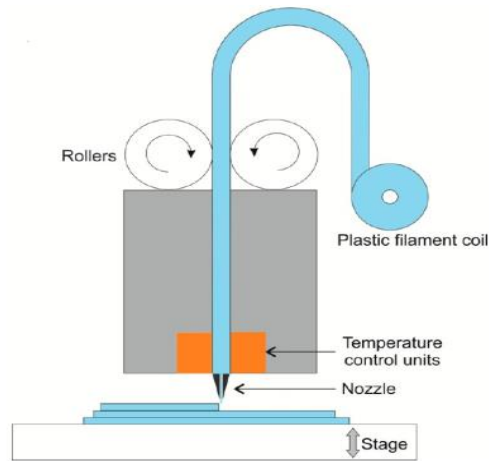


Figure 6 : Schéma de fonctionnement de Modélisation par dépôt de fil en fusion (Gross et al 2014).

3.3.2. Les différents matériaux utilisables

Dans cette technologie plusieurs types de matériaux peuvent être utilisés. Une variété de matériau utilisable correspond au matériel plastique comprenant l'ABS (acrylonitrile butadiène styrène), le PC (polycarbonate), le polyphénylène sulfone (PPSU) et des mélanges ABS/PC (Wendel et al. 2008). La céramique peut aussi être utilisée grâce à l'ajout de particules de céramique au sein d'un polymère plastique, le tout formant un filament mixte (Guo, Leu 2013). D'autres matériaux sont utilisables tels que la cire, le nylon ou encore des métaux grâce à l'incorporation de particules d'acier dans un filament de polyamide. Des polymères biocompatibles et biodégradables peuvent être aussi choisis comme le poly caprolactame ou des associations d'hydroxyapatite et de phosphate tri calcique (Wendel et al. 2008).

3.3.3. Avantages

- Les modèles peuvent avoir une résistance élevée à la traction et rester imperméables, similaire à celle du jouet pour enfants «briques à assembler» ou «Legos».
- Les modèles sont également résistants aux chocs et actuellement sont plus économiques que les modèles obtenus par les systèmes à base de résine.

3.3.4. Les inconvénients

- Emission des vapeurs malodorantes lors de la fusion de matériaux. Les locaux de production doivent donc être ventilés.

- Les matériaux sont également sensibles aux températures instables qui peuvent provoquer un affaissement du modèle souhaité (Tamir et al 2015).

3.4. L'impression 3 dimension (3DP)

3.4.1. Définition et principe

En 1994, la première machine 3DP a été brevetée par un groupe de recherche du Massachusetts et est devenue disponible dans le commerce en 1997 (Wendel et al. 2008). L'impression tridimensionnelle (3DP) est un processus de la fabrication additive (Additive manufacturing ou AM) dans lequel un rouleau permet l'étalement d'une couche de poudre à partir de la cuve de stockage sur la zone d'impression. La tête d'impression dépose ensuite un liant liquide qui va réagir avec la poudre pour lier leurs particules et la solidifier afin de former une couche (Figure 7). Une fois que la couche est entièrement solidifiée ces étapes se répètent autant de fois qu'il y a de couches à imprimer afin d'obtenir la pièce finale (Guo, Leu 2013).

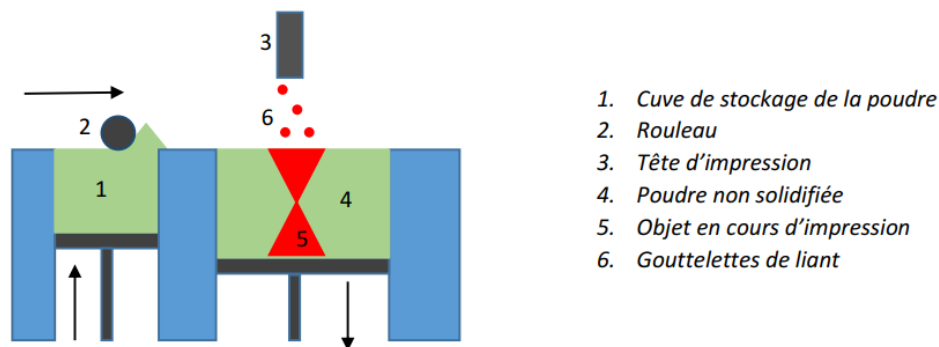


Figure 7 : Schéma représente une imprimante 3D (Guo, Leu 2013)

3.4.2 Les différents matériaux utilisables

Au niveau des matériaux utilisables par La 3DP, le choix est très large mais les plus communément utilisés sont le plastique, la céramique et les métaux. Théoriquement tout matériel sous forme de poudre peut être utilisé (Guo, Leu 2013).

3.4.3. Les avantage

- Elle permet la fabrication de pièces avec une bonne finition, une grande résistance et avec plusieurs couleurs (Wendel et al. 2008).

- Le large éventail de matériaux utilisables constitue un avantage non négligeable. En effet, ceci permet d'utiliser cette imprimante dans de nombreux domaines, que ce soit dans le design, l'industrie, le loisir ou même la science et la médecine.

3.4.4. Les inconvénients

- Cette technologie présente aussi des faiblesses. Notamment la taille des pièces imprimables peut représenter un frein à l'utilisation de cette imprimante.

- La porosité des pièces produites oblige à recourir à des traitements après l'impression. Par exemple, il est nécessaire d'infiltrer ou de chauffer la pièce afin d'obtenir un objet dense et résistant. Ces traitements ne sont pas très compliqués mais représentent une perte de temps non négligeable et sont à prendre en compte dans la durée de production d'une pièce (Vaezi et al. 2013).

II. UTILISATION DE L'IMPRIMANTE 3D EN MEDECINE VETERINAIRE

À l'heure actuelle, ces technologies sont utilisées dans divers types d'industries. Bien que l'impression 3D dans le domaine médical soit très récente dans la littérature, une augmentation exponentielle a pu être notée dans les publications médicales.

La majorité des applications dans le domaine de la médecine vétérinaire peuvent être catégorisée selon les catégories suivantes : éducation supérieure (modèles anatomiques pour l'éducation médicale), planification chirurgicale, implants personnalisés et bio-impression des tissus et d'organes, qui se limite actuellement au domaine de la recherche.

1. Intérêt pédagogique

Même si cette technologie ne représente pas encore la norme en médecine vétérinaire, son utilisation prend de l'ampleur au vu des avantages qu'elle présente. Elle permet de créer des supports pédagogiques souvent réutilisables, contrairement à certaines pièces anatomiques qu'elles imitent.

1.1. Matériel destiné à l'apprentissage des procédures de chirurgie générale

Deux grands champs d'application sont décrits.

1.1.1. Modèles en silicone développés à partir d'un moule imprimé en 3D pour l'apprentissage des sutures

L'enseignement de la chirurgie générale progresse rapidement avec l'impression 3D qui a permis de développer des modèles en silicone (Figure 8) qui servent à fournir un outil d'apprentissage proche de la texture des modèles vivants, disponible et réutilisable pour la formation des étudiants et le maintien de leurs compétences cliniques par l'avantage de la capacité de créer des modèles éducatifs avec des incisions pré insérées que les étudiants s'appliquent à refermer selon différentes techniques de suture à maîtriser et qui va permettre de différencier les niveaux de compétence entre les utilisateurs.

Cette technique peut être utilisée dans des cas plus spécifiques, parmi lesquels nous citons des modèles de périnée en silicone abordables, validés, standardisés et anatomiquement corrects pour la répétition de la réparation de lacération post-partum. Ils sont par exemple utilisés par le

département d'obstétrique et de gynécologie de l'Université Memorial de Terre-Neuve pour l'organisation des ateliers d'entraînement clinique.



Figure 8: Modèle en silicone développés à partir d'un moule imprimé en 3D (Goudie et al 2019).

Les modèles en silicone ont été jugés supérieurs aux méthodes de formation préexistantes, comme les mousses simples, ou encore les cadavres d'animaux, matériels plus proches de la réalité mais plus difficiles à se procurer et périssables. Ils se sont également révélés être des outils d'apprentissage économiques à fabriquer et très durables car ils ne présentent que très peu de signes d'usure après leurs utilisations, ce qui permet leur réutilisation (Goudie et al 2019 ; Goudie et al 2018).

1.1.2. Simulation d'injection intraveineuse en réalité augmentée basée sur un modèle imprimé en 3D

La pratique répétée est cruciale pour maîtriser la technique d'injection IV, mais les programmes d'études vétérinaires ne permettent pas toujours une pratique suffisante pour tous les étudiants. En outre, des tentatives répétées chez un chien sont impossibles en raison de lésions vasculaires et l'utilisation de cadavres dans ce cas n'a pas d'intérêt car après la mort, des ouvertures se forment dans la paroi des vaisseaux sanguins, le sang s'échappe alors des vaisseaux et du coup, ils vont perdre leur conformation.

La réalité augmentée est la superposition de la réalité et d'éléments (sons, images 2D, 3D, vidéos, etc.), l'utilisateur peut voir le monde réel, avec des objets virtuels superposés ou composés avec lui. Grâce à cette technologie, l'utilisateur peut voir les graphiques 3D de la veine et de la seringue se chevaucher avec le modèle 3D en silicone et la seringue (Figure 9). Les graphiques 3D se déplacent au fur et à mesure que l'utilisateur déplace le véritable modèle

de seringue et de silicone. Après avoir inséré l'aiguille dans le récipient 3D, l'utilisateur peut appuyer sur le bouton de la seringue pour que le simulateur détermine le succès de l'injection. Actuellement, l'éducation médicale basée sur la simulation offre une alternative viable aux animaux vivants dans le cadre de la formation des étudiants en médecine vétérinaire et joue un rôle efficace dans la réduction de l'utilisation d'animaux vivants (S. Lee et al 2013).

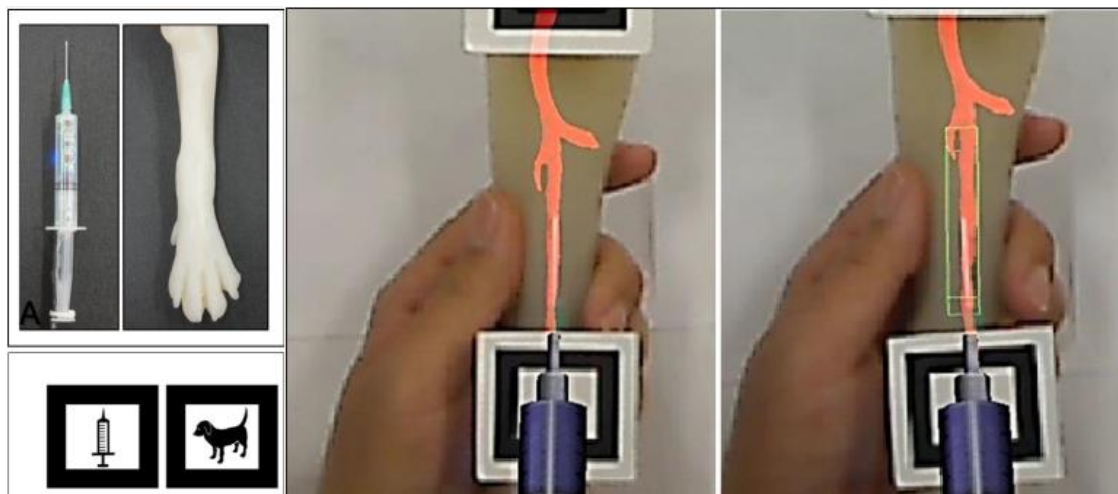


Figure 9 : Simulateur d'injection IV. (S. Lee et al 2013)

1.2. Modèles anatomiques pour l'apprentissage de l'anatomie

L'anatomie est une discipline descriptive fortement axée sur les applications pratiques. Grâce à la formation anatomique, les étudiants peuvent mieux comprendre la physiologie, la pathologie et la résolution de problèmes cliniques chez les animaux. Traditionnellement, les animaux vivants et les spécimens ont joué un rôle important dans l'enseignement et l'apprentissage des structures animales mais la plupart des spécimens d'animaux doivent être conservés par une solution de formaldéhyde, ce qui peut être nocif et gênant pour les techniciens, les étudiants et les éducateurs. Tandis que la palatination (technique visant à préserver des tissus biologiques en remplaçant les différents liquides organiques par la silicone) des échantillons biologiques, quant à elle, est toutefois propre, sèche, sans odeur et durable, de sorte que les échantillons peuvent être manipulés sans gants et ne nécessitent aucune condition de stockage particulière mais reste un processus long, complexe et coûteux.

En médecine vétérinaire, La dissection a souvent été interprétée comme la référence en matière d'anatomie de l'enseignement. En raison de diverses contraintes pédagogiques, éthiques et économiques, l'utilisation de spécimens d'animaux dans l'enseignement de l'anatomie

vétérinaire a diminué au cours des dernières décennies, tandis que de nouvelles ressources et méthodes d'enseignement nécessitant une utilisation moins consommatrice d'animaux ont augmenté (Fangzheng et al 2017 ; Daniela et al 2019).

Dans les cas où les dissections cadavériques sont limitées, les étudiants dépendent souvent beaucoup d'explication écrites et orales, ainsi que de représentations visuelles en 2 D. Cet enseignement a été fortement associé à une augmentation préjudiciable de la charge cognitive, entraînant une diminution de l'acquisition et de la rétention des connaissances (Fangzheng et al 2017 ; Daniel et al 2013 ; Daniela et al 2019). Certaines études (Fangzheng et al 2017) ont montré que les étudiants pensaient que le modèle imprimé en 3D les avait aidés à mieux comprendre et qu'il améliorerait leur intérêt pour l'apprentissage.

Les processus technologiques modernes semblent offrir certaines solutions pour l'acquisition de ressources anatomiques. Un développement récent qui a été introduit dans un large éventail de domaines biomédicaux, y compris l'éducation, la pratique et la recherche est l'impression 3D, qui permet de fabriquer rapidement et avec précision des objets basés sur un modèle généré par ordinateur. Des répliques très précises imprimées en 3D ont été produites à des fins pédagogiques dans le domaine de l'anatomie et les modèles numériques peuvent être analysés et modifiés avant la production. Après avoir numérisé des échantillons biologiques, les modèles réduits peuvent être imprimés en 3D soit en poudre de type plâtre, soit en filament en acide poly lactique (PLA) ou bien en matière thermoplastique filamenteuse (acrylonitrile-butadiène-styrène, ABS) (Fangzheng et al 2017 ; Daniela et al 2019). Ces modèles imprimés offrent un avantage supplémentaire : il devient possible de créer des modèles vraiment plus grands que nature, en agrandissant les os pour rendre les détails plus faciles à voir et améliorer l'apprentissage des élèves. Un os sphénoïdal imprimé aux États-Unis au niveau de l'Université Purdue a attiré l'attention des éducateurs afin de remplacer les kits en os (squelettes démontables en plusieurs os) utilisés par les étudiants dans leurs cours d'anatomie générale, car les kits d'os classiques coûtent cher à l'achat et à la création et sont également faciles à endommager en cours d'utilisation (Epps et al 2015).

Des modèles de squelettes imprimés en 3D ont été utilisés au cours de formations en laboratoire pour l'apprentissage de l'anatomie. Des échantillons de squelettes de bovins adultes : Le fémur (Figure 10), la cinquième côte et la sixième vertèbre cervicale (C6) provenant des collections du Collège de science animale et de médecine vétérinaire de l'Université agricole de Qingdao (Fangzheng et al 2017) et d'autres d'un cheval : la scapula, humérus, radius et ulna, carpe et phalanges (Daniela et al 2019) ont été sélectionnés pour la numérisation afin de créer les modèles 3D. Les échantillons squelettiques ont été numérisés à l'aide du scanner de surface 3D. Les modèles numériques ont été traités en fichiers STL, puis transférés dans l'imprimante 3D.

Les dimensions du spécimen et les modèles imprimés en 3D ont été mesurés et comparées, il n'existait aucune différence significative entre eux (Fangzheng et al 2017 ; Daniela et al 2019).

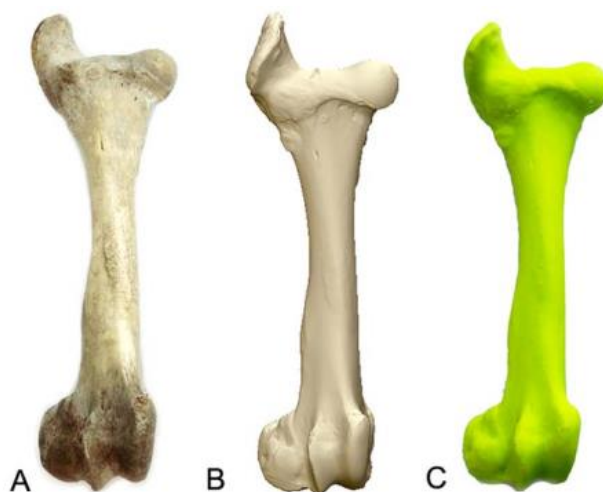


Figure 10 : vue dorsale du fémur de la vache adulte. A : spécimen d'os, B : modèle numérique, C : modèle imprimé en 3D (Fangzheng et al 2017).

Les caractéristiques anatomiques des échantillons d'os, les modèles numériques et les modèles imprimés en 3D ont également été analysés conformément au manuel d'anatomie vétérinaire des mammifères domestiques (Konig and Liebich, 2014). Une enquête a été distribuée pour évaluer les opinions des étudiants concernant l'utilisation de modèles imprimés en 3D dans l'enseignement de l'anatomie.

Les résultats du sondage ont montré que les étudiants considéraient que le modèle imprimé en 3D les avait aidés à mieux comprendre le matériel, et que les caractéristiques anatomiques des modèles imprimés en 3D n'étaient pas différentes de celles des modèles réels (Spécimens d'os). En ce qui concerne la sécurité et la commodité, les étudiants ont constaté que le modèle imprimé en 3D ne dégageait aucune odeur, qu'il était durable et qu'il améliorait leur intérêt pour l'apprentissage (Fangzheng et al 2017).

Les résultats montrent que les modèles imprimés en 3D peuvent constituer une alternative fiable aux échantillons osseux dans l'enseignement de l'anatomie vétérinaire (Fangzheng et al 2017 ; Daniela et al 2019).

Un autre exemple illustre cet intérêt. En effet, Le pied équin revêt une importance clinique énorme, La dissection d'une telle région en sciences vétérinaires est extrêmement difficile et dépasse largement les capacités des étudiants en raison des relations spatiales complexes de ses structures et de la présence d'une capsule à corne rigide.

Des études récentes en éducation vétérinaire ont démontré la valeur des modèles 3D du pied équin pour améliorer l'expérience d'apprentissage des étudiants (Daniel et al 2013 ; ADRIEN et al 2014 ; Daniela et al 2019). Ces études ont comparé l'efficacité des manuels, des modèles informatisés et des modèles imprimés en 3D dans l'enseignement de l'identification des structures anatomiques dans les images IRM du pied équin. Des reconstructions numériques ont été créées à partir d'images IRM puis prototypées afin de produire un modèle physique avec différentes structures anatomiques (os, des cartilages de sabots, des tendons, des ligaments, un coussinet digital et une capsule de sabot) (Daniel et al 2013) avec différentes couleurs (ADRIEN et al 2014), permettant à l'utilisateur de reconstruire le modèle à plusieurs reprises, créant ainsi un «puzzle» en 3D (Figure 11).

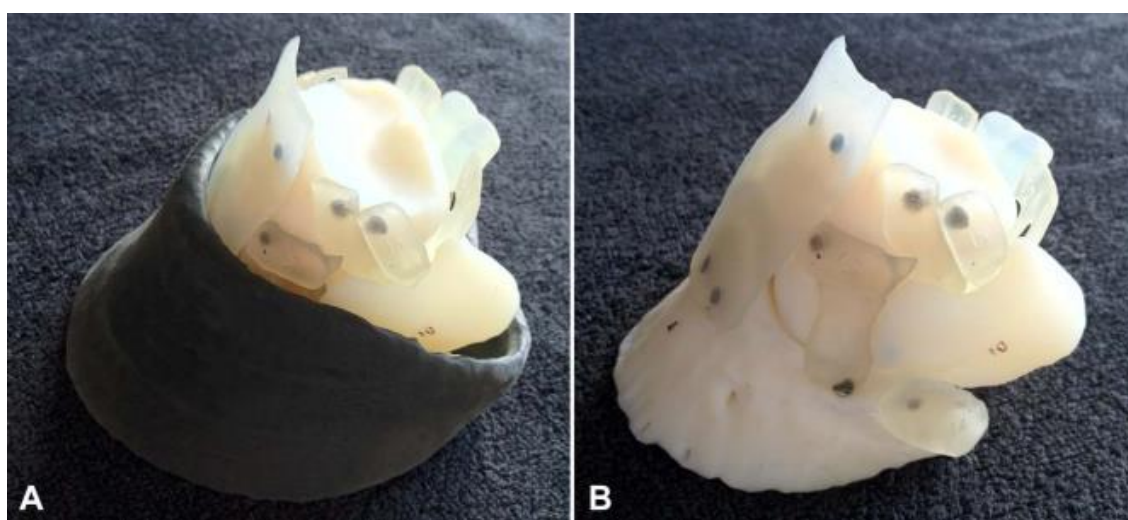


Figure 11 : Le modèle du pied équin imprimé en 3D. A entièrement assemblé et B avec la capsule de sabot enlevée. (WONG et al 2014)

Les élèves utilisant des modèles 3D ont obtenu de meilleurs résultats et ont eu une meilleure expérience d'apprentissage que ceux utilisant des modèles numériques ou des manuels (Daniel et al 2013 ; ADRIEN et al 2014), et ainsi démontré les avantages importants associés à l'utilisation d'un modèle physique pour améliorer l'appréciation Visio-spatiale des étudiants et leur compréhension de l'architecture anatomique complexe du pied équin (Daniel et al 2013 ; ADRIEN et al 2014 ; Daniela et al 2019)

Il convient cependant de noter que plusieurs limitations ont été notées. Les modèles créés à partir du scanner 3D (scanner de surface), qui sont les plus accessibles actuellement décrivent uniquement les structures de surface. La précision du scanner utilisé est 0,05 mm, alors que les données cliniques de tomodensitométrie et d'IRM peuvent résoudre les structures à l'échelle

submillimétrique. Ainsi, les détails des modèles numériques créés par la technologie de numérisation 3D sont inférieurs à celles des modèles similaires créés à partir de données de tomodensitométrie ou d'IRM (Fangzheng et al 2017).

1.3. Utilisation de modèles anatomiques imprimés en 3D et leurs impacts sur la reconnaissance et la caractérisation des fractures

Une connaissance approfondie de l'anatomie squelettique normale et la capacité d'identifier la présence des fractures sont essentiels pour proposer un diagnostic et un traitement convenable et adéquat aux propriétaires de petits animaux souffrant de traumatismes osseux. À ce titre, le développement et la mise en œuvre de nouvelles méthodes d'apprentissage qui facilite l'enseignement de l'anatomie pathologique aux étudiants en médecine vétérinaire présenteraient un intérêt.

Aujourd'hui, les modèles imprimés en 3D ont permis avec succès l'apprentissage de l'anatomie squelettique normale et l'amélioration de l'identification et la caractérisation des fractures osseuses (Figure 12) chez les étudiants par rapport aux moyens classiques de diagnostic. En effet, c'est une méthode d'enseignement simple, peu coûteuse et qui permet de représenter l'os dénudé de ses enveloppes musculaires, qui va permettre une manipulation libre dans les trois plans spatiaux des différents abouts osseux, ce qui facilite la compréhension de l'étudiant (Anna et al 2018 ; ADRIEN et al 2014).

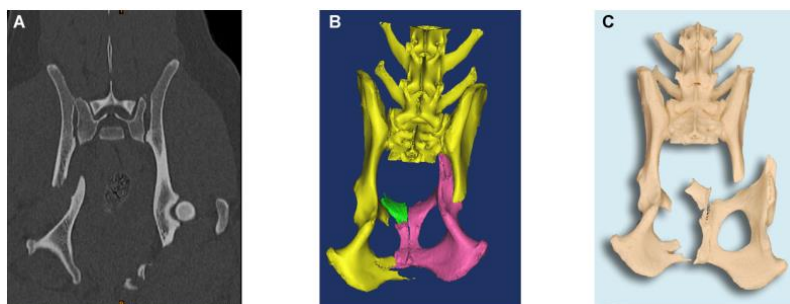


Figure 12 : (A, B et C) Evolution des données volumétriques. (A) Image acquise du TDM. (B) Modèle 3D des structures segmentées. (C) modèle imprimé en 3D (ADRIEN et al 2014).

La possibilité d'associer une image de fracture obtenue par une TDM, IRM ou une radiographie à l'observation directe du modèle 3D qui lui correspond permet, avec l'entraînement ; au futur

praticien de mieux appréhender l'interprétation de ces images pour les cas auxquels il sera confronté dans sa pratique future.

2. Planification chirurgicale ou préopératoire

Les principales étapes de la planification chirurgicale sont classiquement déterminées par le chirurgien en peropératoire sur la base d'une évaluation visuelle. Cela peut être difficile, surtout lorsque la conformation osseuse est anormale. Il est clair aussi que la capacité d'évaluer et de manipuler une ostéotomie à partir de n'importe quelle perspective sans la présence de tissus mous facilite grandement ce processus. La majorité de la littérature portant sur l'impression 3D dans le domaine chirurgical sont des études de cas ou des séries de cas (Bill Oxley et al 2018 ; Bill Oxley et al 2017 ; Curtis et al 2015 ; BumsooJeong et al 2016 ; Jenna et al 2017 ; Dundie et al 2016 ; Oxley et al 2016).

En orthopédie vétérinaire, Les modèles osseux à impression 3D sont utilisables dans de nombreux cas d'ostéotomies correctrices en chirurgie buccale et maxillo-faciale et même dans des cas d'anomalies osseuses congénitale (Figure 13) pour élaborer un plan chirurgical précis et réaliser une ostéotomie correctrice avec succès. L'impression 3D d'un modèle anatomique ne peut pas remplacer l'interprétation des images médicales (TDM et IRM) mais il s'agit d'un complément à ces images. Les chirurgiens orthopédiques ont noté une valeur ajoutée particulièrement dans les cas de troubles d'alignement ostéo-articulaire parce qu'elle permet de mieux comprendre comment corriger l'alignement.

D'après l'expérience des auteurs, les modèles imprimés en 3D sont d'excellents outils pour la planification préopératoire et la formation des résidents. En outre, les modèles imprimés en 3D constituent une ressource précieuse pour aider les clients à mieux comprendre le trouble de l'animal et le traitement recommandé (Jenna et al 2017 ; BumsooJeong et al 2016).



Figure 13 : (D) Modèle osseux d'impression 3D après ostéotomie correctrice. (E) La plaque osseuse préformée sur le modèle osseux postopératoire d'impression 3D (BumsooJeong et al 2016).

Actuellement, la technologie de l'impression 3D rivalise avec celle de la chirurgie assistée par ordinateur (Computer Assisted Surgery ou CAS) en permettant la création des guides chirurgicaux spécifiques au patient qui se fixent à une partie spécifique de la structure osseuse permettant de guider la coupe ou le forage intra-opératoire (Bill Oxley et al 2018 ; Bill Oxley et al 2017 ; Oxley et al 2016).

Les guides chirurgicaux sont particulièrement utilisés dans les applications de tissus durs. L'utilisation des guides chirurgicaux spécifiques au patient ont été citée en orthopédie pour faciliter la correction d'une arthrose bilatérale de l'épaule (Bill Oxley et al 2017) et en chirurgie de la colonne vertébrale pour la mise en place de vis pédiculaires bi corticales dans une vertèbre cervicale canine (Figure 14) (Bill Oxley et al 2018 ; Oxley et al 2016).

Les bienfaits cités des guides chirurgicaux comme outils pour la planification chirurgicale sont la diminution du temps opératoire l'amélioration de la précision de l'acte chirurgicale (Bill Oxley et al 2018 ; Bill Oxley et al 2017 ; Oxley et al 2016).

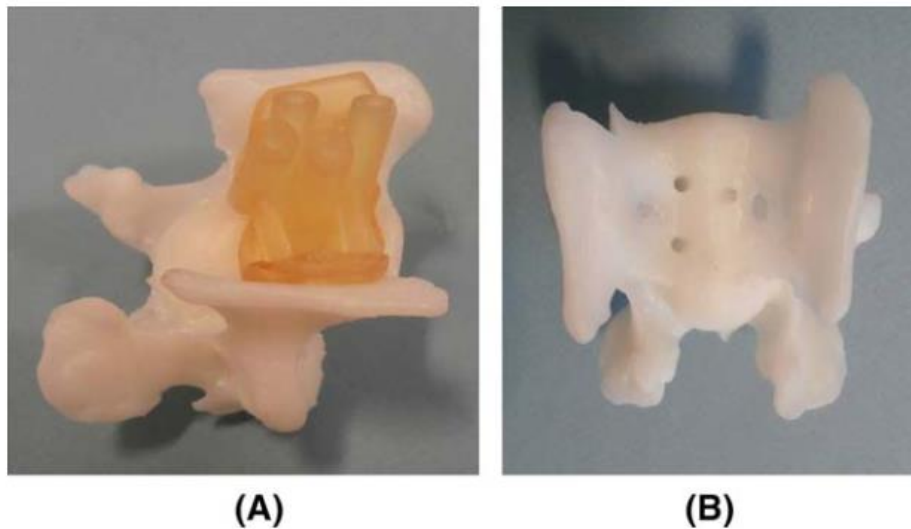


Figure 14 : Modèle vertébral imprimé en 3D de C6 avec (A) et sans (B) le guide de foret 3D spécifique au patient correspondant en place (Bill Oxley et al 2018).

Dans une autre étude, les chirurgiens ont utilisé un modèle tridimensionnel à grande échelle du cœur et des vaisseaux sanguins (Figure 15) pour améliorer la planification chirurgicale à l'approche de la correction d'un total de cinq anomalies cardiovasculaires congénitales complexes chez un chien.

Le modèle a permis de faciliter la planification chirurgicale par une meilleure compréhension des relations spatiales complexes entre les structures, la communication et la coordination entre les équipes de chirurgie et d'anesthésie. Les auteurs ont aussi noté la haute-fidélité du modèle avec l'anatomie actuelle du patient.

En préopératoire, le modèle a facilité l'orientation spatiale, la dissection vasculaire atraumatique, le dimensionnement et le positionnement des instruments (Dundie et al 2016).

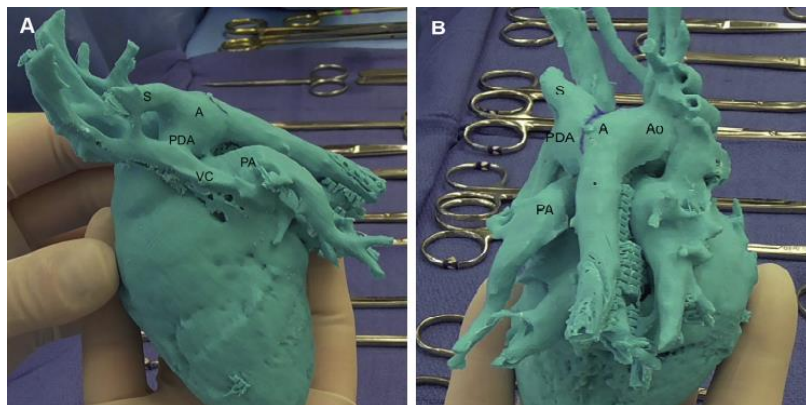


Figure 15 : Modèle 3D utilisant la technologie d'imprimante 3D, montrant les surfaces latérale et dorsale gauche du modèle. A, dilatation anévrysmique; PDA, ductus artériel; S, artère sous-clavière gauche aberrante; PA, artère pulmonaire gauche; Ao, aorte droite; VC, la veine cave. (Dundie et al 2016)

3. La fabrication d'implants et de prothèses personnalisées

L'orthopédie représente un secteur important pour l'impression 3D selon la littérature. Il s'agit du domaine chirurgical avec la plus grande proportion d'articles.

Les méthodes de fabrication traditionnelles pour les implants et les prothèses orthopédiques nécessitent un moule ou un outillage qui doit s'adapter à une large gamme de patients, ce qui exige du chirurgien une manipulation et une déformation de l'implant ou la prothèse au moment de la chirurgie pour obtenir un ajustement optimal pour un patient spécifique. En comparaison, la conception assistée par ordinateur permet de concevoir des géométries 3D complexes et spécifiques, qui sont configurées de manière optimale pour répondre aux besoins de chaque patient. La fabrication additive permet la réalisation de l'objet conçu par ordinateur.

Les résultats de la chirurgie de remplacement chez les patients indiquent que les implants et les prothèses métalliques fabriqués de manière additive individualisés augmentent considérablement les chances de succès du processus de récupération par un remplacement fonctionnel des structures squelettiques, et que les techniques de la fabrication additive constituent une alternative viable à l'amputation dans un grand nombre de cas vétérinaires. Cette technologie semble prometteuse pour le traitement des maladies et l'amélioration de la qualité de vie, non seulement pour les animaux de compagnie, mais également pour leurs propriétaires, et offre de plus une opportunité unique pour le développement futur de meilleurs implants humains (OLA et al 2015 ; Jonathan et al 2017 ; Marine et al 2017 ; SE EUN KIM et al 2018 ; Liz Nickels 2018 ; Vladimir et al 2019 ; Julius M et al 2017).

Dans la plupart des cas d'ostéosarcome, l'os affecté et l'enveloppe musculaire associée doivent être retirés pour obtenir les marges oncologiques nécessaires à une résection à visée curative. Cette perte de support squelettique aura généralement un impact structurel et fonctionnel sur le patient (OLA et al 2015 ; Jonathan et al 2017 ; SE EUN KIM et al 2018 ; Vladimir et al 2019 ; Julius M et al 2017).

La fabrication additive métallique peut être utilisée pour fabriquer des implants destinés à remplacer des parties de la mandibule, du maxillaire (OLA et al 2015 ; Jonathan et al 2017 ; SE EUN KIM et al 2018 ; Liz Nickels 2018 ; Julius M et al 2017), du crâne (Marine et al 2017) et du squelette appendiculaire (OLA et al 2015 ; Jonathan et al 2017 ; Vladimir et al 2019). Dans ce cas les principales indications de l'ostectomie sont les traumatismes graves, les tumeurs osseuses, les infections et les malformations congénitales. Par exemple Chez les patients présentant des défauts osseux affectant un seul membre, le membre opposé est souvent utilisé comme gabarit pour la conception de l'implant. De même, chez les patients présentant des défauts crâniens ou mandibulaires unilatéraux, le côté opposé du crâne ou de la mandibule est utilisé comme gabarit. Ces implants peuvent avoir des parties solides conformes aux contours des os restants qui vont permettre leur fixation initiale à l'aide de vis ou de boulons et une partie poreuse qui va permettre la pénétration vasculaire et cellulaire dans le but d'encourager la croissance tissulaire directement dans l'implant (Figure 16). Les deux parties peuvent être construites en une seule étape en utilisant la fabrication additive de métal à partir de divers matériaux biocompatibles (OLA et al 2015 ; Jonathan et al 2017 ; Marine et al 2017 ; SE EUN KIM et al 2018 ; Liz Nickels 2018 ; Vladimir et al 2019 ; Julius M et al 2017).

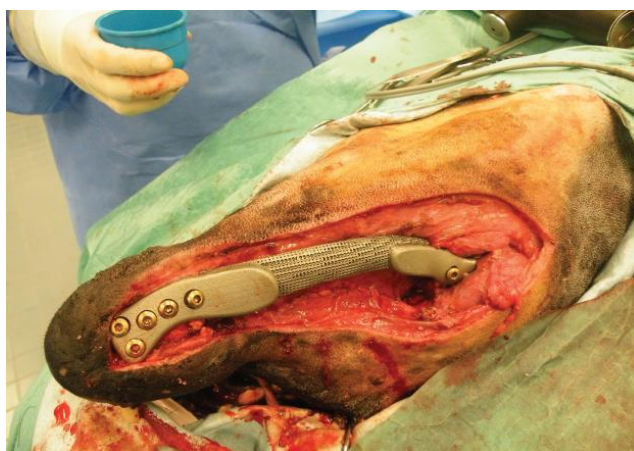


Figure 16 : Photographies représentatives de l'approche chirurgicale après la pose d'un implant mandibulaire en titane spécifique à un patient chez un chien atteint d'une tumeur mandibulaire (Jonathan et al 2017).

Un autre exemple est l'utilisation d'un implant métallique personnalisé en titane pour les traitements des grandes fistules oro-nasales. (Figure 17)

Les animaux présentant une perte osseuse au niveau articulaire secondaire à une blessure ou une tumeur peuvent également bénéficier d'une endoprothèse fonctionnelle conçue sur mesure avec des caractéristiques de fixation pour le rattachement des ligaments et des tendons pour restaurer la fonction de l'articulation (OLA et al 2015).

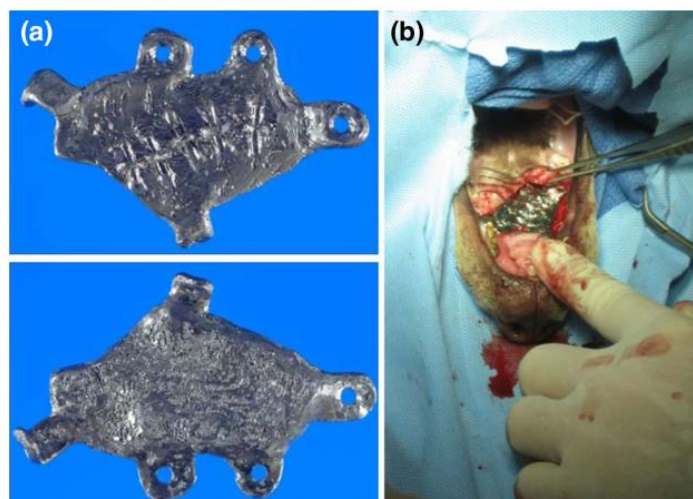


Figure 17 : (a) La plaque imprimée en 3D. (b) La plaque est insérée sur le palais dur avant la mise en place de la vis (OLA et al 2015).

4. Membres prothétiques imprimés en 3D

Les membres prothétiques sont une technologie émergente qui vise à aider les personnes ayant perdu un membre. Les humains ne sont pas les seuls à souffrir de la perte de membres, les animaux du monde entier doivent être amputés ou naissent avec des déformations des membres. Beaucoup de ces animaux n'ont jamais la possibilité de retrouver la fonction de leur membre en raison du coût élevé des prothèses et du temps nécessaire à leur fabrication. À mesure que la technologie progresse, des méthodes de production plus rapides et moins coûteuses sont explorées, telles que la fabrication additive. Grâce à une modélisation précise des pattes et à plusieurs essais, la production d'un Membre prothétique externe (Figure 18) ou même des fauteuils roulant se produit au cas par cas et les produits sont adaptés à un utilisateur spécifique (Susan et al 2017 ; ROCK HILL 2014 ; Paula et al 2018 ; Norma et al 2017).



Figure 18 : Images photographiques d'un chien avec membre prothétique imprimé en 3D (ROCK HILL 2014)

Une nouvelle approche impliquant une partie de la prothèse implantée à l'intérieur du membre (Figure 19), appelée endoprothèse, et une partie externe appelée exoprothèse. L'endoprothèse, qui est une prothèse intra-osseuse, est constituée d'un matériau inerte qui est inséré dans l'os du membre résiduel. C'est essentiellement là qu'une connexion se produit entre l'os et l'implant, provoquant la fixation chirurgicale de la prothèse à l'os. L'exoprothèse, connue sous le nom de prothèse transcutanée, est attachée à une partie de la prothèse intra osseuse non immergée dans l'os. Cette relation de prothèse intra-osseuse et transcutanée transfère la charge mécanique de l'os au membre prothétique contrairement aux Membres prothétiques externes.

C'est encore une fois la preuve que l'impression 3D va révolutionner la médecine en accélérant le processus de fabrication et en abaissant le coût des prothèses, humaines comme animales (OLA et al 2015 ; Norma et al 2017).

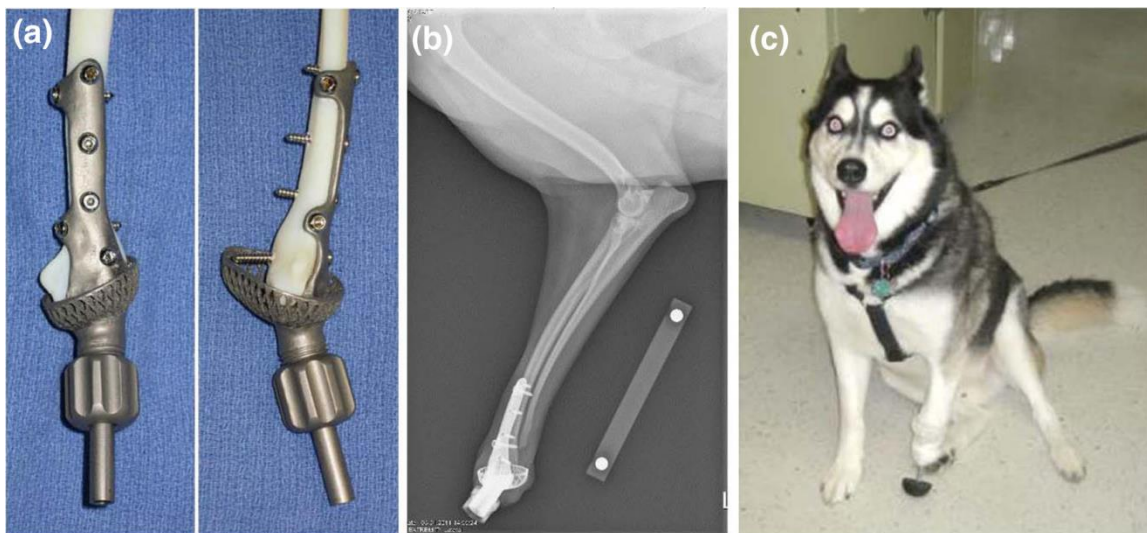


Figure 19 : A : prothèse sur une réplique du radius, B : prothèse visible sur une radiographie, C : prothèse a été placé chirurgicalement (OLA et al 2015).

5. La bio-impression

La bio-impression est une application biomédicale très compliquée qui nécessite l'intervention d'experts expérimentés et hautement qualifiés dans le domaine de la médecine et de la technologie. Cette application est basée sur la structuration spatiale de cellules vivantes et d'autres produits biologiques grâce à des bio-imprimantes pilotées par l'ordinateur afin d'obtenir un tissu vivant précis. Elle est appliquée à la médecine régénérative pour la génération et la transplantation de plusieurs tissus, notamment la peau, les os, les greffes vasculaires et trachéales, le tissu cardiaque, structures cartilagineuses et organes vitaux. La méthode habituelle pour fabriquer une partie d'un tissu passe par la récolte de cellules souches autologues du patient dans des meilleures conditions de stérilité, ensuite de les mettre en culture pour les multiplier en laboratoire grâce à des hormones de croissance pour obtenir un nombre des cellules souhaité (Augustine 2018 ; Lee et al 2009 ; Lee et al 2014 ; Li et al 2016 ; Murphy 2014 ; Xu et al 2013)

5.1. La peau artificielle

La peau est la gaine protectrice la plus externe du corps, en contact direct avec l'environnement extérieur qui la rend très susceptible aux blessures. Les plaies et les pertes de peau résultant de traumatismes physiques ou chimiques peuvent considérablement compromettre cette barrière cutanée et altérer ses fonctions physiologiques.

La technologie de la bio-impression est particulièrement essentielle pour la préparation de substituts cutanés à transplanter pour réparer les lésions cutanées. La peau est bio-imprimée couche par couche par une combinaison des matériaux biocompatibles et des composants cellulaires dermiques tels que les fibroblastes et les kératinocytes qui sont associés à une matrice de biomatériau telle qu'une feuille à base de silicone et un échafaudage de collagène (figure 20) afin d'obtenir le morceau de peau qui va remplir la perte de substance. (Lee et al 2009 /2014 ; li et al 2016 ; Murphy 2014 ; Augustine 2018).

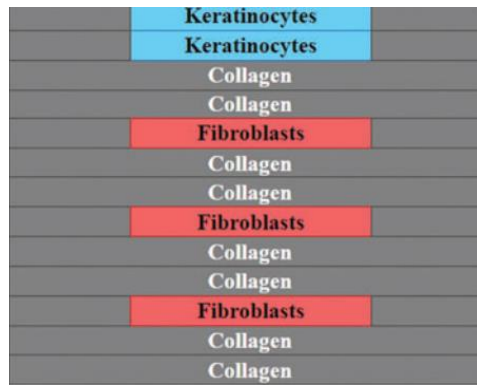


Figure 20 : Schéma du tissu cutané imprimé en 3D montrant la coupe transversale.

5.2. La bio-impression du cartilage et de l'os

La bio-impression du cartilage est possible grâce à une imprimante 3D qui est capable de déposer des cellules et de polymériser le support sur lequel les cellules sont fixées. Des chondrocytes en suspension dans du polyéthylène glycol diacrylate sont déposés sur un support imprimé dans des locations spécifiques afin de reproduire l'organisation du cartilage naturel. Le support est imprimé par un matériel biocompatible et biodégradable qui sera dégradé (digéré par l'organisme) avec le temps et laissera l'espace qui sera colonisé par le néo-cartilage. Une pièce de cartilage fonctionnel et biocompatible a donc pu être fabriquée par l'impression en 3 dimensions avec les mêmes propriétés mécaniques que du cartilage naturel. Ces bio-prothèses sont utilisées par exemple dans le comblement de lésion d'ostéochondrose du coude.

Selon le même principe mais avec des ostéoblastes et des supports différents, le tissu osseux peut être imprimé. (Li et al 2016 ; Murphy 2014 ; Yamasaki et al 2018). Le tissu osseux obtenu est combiné avec un tissu cartilagineux bio-imprimé qui va donner une autogreffe ostéochondrale d'une forme précisée. Ce type d'autogreffes est utilisé lors d'arthrose pour compenser la perte d'os et de cartilage au niveau de l'articulation atteinte. (Yamasaki et al 2018).

5.3. La bio-impression d'organes

Pour l'instant, la bio-impression d'organe reste théorique car la multitude de cellules, la vascularisation complexe et les liens étroits entre cellules permettant la fonction de l'organe restent des challenges que l'impression 3D n'a pas encore réussi à surmonter.

Mais Il existe une exception qui est le foie. Ce dernier possède une forte capacité de régénération. Les hépatocytes primaires et les structures « canalicules » sont cultivés ensemble dans une matrice de collagène ; une fois l'activité et la fonctionnalité des hépatocytes primaires

cultivées et les hépatocytes dérivés de cellules souches confirmées par système biomimétique. L'imprimante 3D les utilise comme bio-liens (bio links) pour la bio-impression du tissu hépatique. Cette technologie fournit la taille et la forme exactes adaptées aux besoins des patients présentant une résection du foie. Les foies bio-imprimés peuvent être utilisés non seulement après résection du foie chez les patients et autres chirurgies du foie, mais également pour des expériences simulées du foie in vitro. Elles peuvent ainsi être utilisée comme analogue du foie pour aider à détecter les toxicités des médicaments et pour d'autres tests médicaux et biologiques (Li et al 2016 ; Murphy 2014).

6. Autres utilisations

6.1. Impression 3D d'instruments chirurgicaux

Des déplacements prolongés dans certains environnements contraignants, austères, éloignés, isolés, et étrangers ne permettent pas d'emporter l'ensemble des éléments éventuellement nécessaires dans des circonstances peu prévisibles et donc diminuer au minimum le matériel à emporter lors de ce type de déplacement est impératif. Les missions spatiales se dérouleront dans des environnements où il n'est pas possible de fournir une capacité chirurgicale complète en raison de la masse, du volume et du poids qu'ils représentent. En effet, la NASA étudie actuellement l'utilisation d'imprimantes 3D pour l'impression d'instruments chirurgicaux en thermoplastique ABS (acrylonitrile butadiène styrène) sur terre (Figure 21).

Grâce à l'impression en 3 dimensions, il est possible d'obtenir rapidement des instruments et ainsi éviter le délai d'attente qu'implique une commande à un fournisseur. Le choix du matériau lui-même doit être étudié et pris en compte. Les propriétés des matériaux ont une incidence sur les exigences de stérilisation et introduisent des considérations de sécurité basées sur les propriétés d'inflammabilité. En utilisant des matériaux supportant un passage dans un autoclave, des instruments chirurgicaux peuvent être imprimés à la demande des chirurgiens avec les mêmes propriétés mécaniques que les instruments habituels (WONG et al 2014).



Figure 21 : photographie d'instruments chirurgicaux imprimés en 3D (J: pinces à hémostases courbées, K:clamps, L:clamps éponge, M:pinces à hémostase droite, N:forceps) (WONG et al 2014).

6.2. Immobilisateur imprimé en 3D et leur utilisation en imagerie médicale

Un élément essentiel pour la réalisation d'un examen complémentaire correct chez les animaux est le positionnement du sujet tout au long du traitement. Peu de techniques d'immobilisation des petits animaux ont été décrites dans la littérature.

Il est montré dans une étude que l'impression 3D peut être utilisée pour la création d'un immobilisateur en ABS sur lequel on positionne l'animal (Figure 22) afin de réaliser des examens complémentaires telle que l'imagerie par résonance magnétique et la tomodensitométrie et même pour une radiothérapie avec une position optimale et un temps d'anesthésie réduit. Le matériau ABS n'est pas visible sur les images IRM et TDM (Rachel et al 2015).

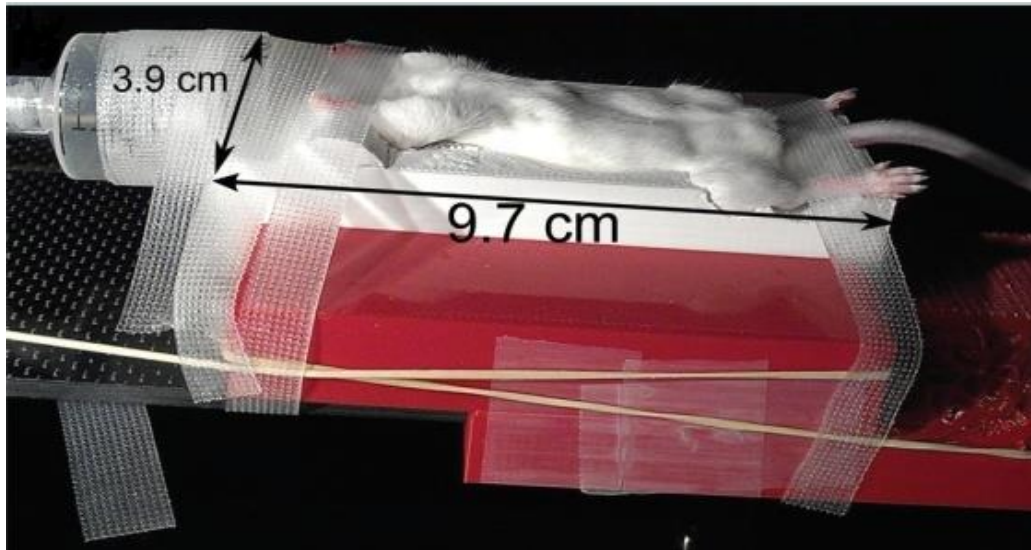


Figure 22 : Une souris positionnée dans l'immobilisateur (Rachel et al 2015).

6.3. Des cornes des rhinocéros imprimées en 3D

Selon l'organisation à but non lucratif Save the Rhinos, un rhinocéros est tué toutes les huit heures en Afrique du Sud, qui a la plus grande population de rhinocéros au monde. Leurs cornes qui sont utilisées comme symboles de statut au Vietnam et en Chine et même pour la fabrication des médicaments aggravent la situation.

Certaines initiatives pour la préservation de la faune cherchent à mettre les braconniers de rhinocéros en faillite en imprimant en 3D des cornes de rhinocéros avec les mêmes constituants (kératine, avec des traces de soufre, de calcium et de potassium) pour les vendre à la place des vraies ce qui va mettre les braconniers de rhinocéros hors de marché et cela aidera à éviter l'extinction de cette espèce (Luke MacGregor 2015).

6.4. Un fer à cheval imprimés en 3D adapté spécialement à un pied boiteux

La fourbure est une affection du pied qui se traduit par une boiterie intense et d'évolution rapide, Ses conséquences sont souvent très graves et peuvent compromettre l'avenir sportif et même parfois la vie du cheval. De nombreuses tentatives ont été faites dans le passé pour soigner la fourbure, mais c'est la numérisation et la conception 3D qui semble la plus efficace. La numérisation du sabot et l'impression 3D des nouvelles chaussures adaptées spécialement pour un pied boiteux (Figure 23) permet en effet de redistribuer de façon adéquate et spécifique le poids des zones douloureuses du pied atteint et de donner au cheval les meilleures chances de

rééducation. Cette technologie ouvre de nombreuses portes et aide actuellement à faciliter le processus de réhabilitation de ces animaux et à les faire marcher à nouveau confortablement (Liz Nickels 2018).



Figure 23 : Image photographique d'un fer à cheval imprimés en 3D (Liz Nickels 2018).

6.5. Un implant de bec imprimé en 3D

Un bec, au sens strict, est une structure anatomique externe qui permet la prise alimentaire et donc la nutrition chez les oiseaux. Mais il permet aussi la nutrition des jeunes, la chasse d'une proie et la manipulation d'objets, ce qui en fait un élément majeur dans la vie des oiseaux. La perte de cette structure condamne l'animal. Les oiseaux qui ont perdu leur bec peuvent désormais vivre avec un bec artificiel imprimé en 3D (Figure 24) extrêmement durable et solide et qui va fournir une meilleure qualité de vie (Liz Nickels 2018 ; Paula et al 2018).



Figure 24 : Image photographique d'un oiseau qui a bénéficié d'un bec imprimé en 3D (Liz Nickels 2018).

CONCLUSION :

Ayant étudié les principales technologies disponibles que fournit l'impression en 3 dimensions ainsi que les nombreuses applications de ces procédés dans le domaine de l'apprentissage et le monde médical, il est clair que ce processus révolutionnaire mérite qu'on s'y attarde et représente une voie de recherche active pour le futur.

Plus spécifiquement, au sein de la médecine vétérinaire, l'apport de l'impression en 3 dimensions peut être immense, que ce soit pour la préparation de chirurgies compliquées, dans le cursus en ostéologie des étudiants ou comme outil pour la communication avec les clients mais aussi dans la modélisation d'implants et de prothèses diverses.

Cependant, de nombreux progrès restent à faire, notamment dans la bio impression et la fabrication de tissus vivants et d'organes fonctionnels. En effet, dans le domaine médical, l'objectif le plus ambitieux de l'impression en 3 dimensions serait de parvenir à fabriquer des organes fonctionnels mais ce but reste encore éloigné par la complexité de la fabrication d'un tel objet. La bio impression reste un champ de recherche très prometteur et très motivant par la révolution médicale qu'elle pourrait amener.

Cette technologie doit aussi se doter d'un cadre juridique et légal plus défini afin d'éviter toutes dérives d'ordre déontologique ou concernant la sécurité des gens et des idées puisque quasiment tout peut être copié et imprimé par l'impression en 3 dimensions.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

ADRIEN-MAXENCE HESPEL, RAY WILHITE, JUDITH HUDSON. (2014). invited review-applications for 3d printers in veterinary medicine. American College of Veterinary Radiology.

AMY VAN EPPS, DAVIN HUSTON, JOHN SHERRILL, ANN ALVAR, ANNA BOWEN. (2015).How 3D Printers Support Teaching in Engineering, Technology and Beyond. Bulletin of the Association for Information Science and Technology – Volume 42, Number 1.

ANNA SUÑOL, VICENTE AIGE, CARLES MORALES, MARTA LÓPEZ-BELTRAN, ALEJANDROLUJÁN FELIU-PASCUAL, JORDI PUIG. (2018).Use of Three-Dimensional Printing Models for Veterinary Medical Education: Impact on Learning How to Identify Canine Vertebral Fractures. JVME advance online article.

ARCAUTE, KARINA, MANN, BRENDA ET WICKER, RYAN, (2010). Stereolithography of spatially controlled multi-material bioactive poly (ethylene glycol) scaffolds. Acta Biomaterialia. . Vol. 6, n° 3, pp. 1047-1054.

ATSUSHI YAMASAKI, YOSHIHIRO KUNITOMI, DAIKI MURATA, TAKAFUMISUNAGA, TOMOHIDEKURAMOTO, TAKESHI SOGAWA, ANDKAZUHIRO MISUMI. (2018). Osteochondral regeneration using constructs of mesenchymal stem cells made by bio three-dimensional printing in mini-pigs. Journal of Orthopaedic Research. Department of Regenerative Medicine and Biomedical Engineering, Faculty of Medicine, Saga University, Honjyo 1-chome, Honjyo-cho, Saga, 840-8502, Japan. Veterinary Teaching Hospital, Joint Faculty of Veterinary Medicine, Kagoshima University, 21-24 Korimoto 1-chome, Kagoshima, 890-0065, Japan.

B. OXLEY, S. BEHR. (2016). Stabilisation of a cranial cervical vertebral fracture using a 3D-printed patient-specific drill guide. Journal of Small Animal Practice 57, 277.

Bill Oxley. (2017). Bilateral shoulder arthrodesis in a Pekinese using three-dimensional printed patient-specific osteotomy and reduction guides. Vet Comp Orthop Traumatol 3/.

BILL OXLEY. (2018). Accuracy of a patient-specific 3D printed drill guide for placement of cervical transpedicular screws. Veterinary Surgery; 47:236–242.

BUMSOOJEONG, JAEMIN JUNG, JIYOUNG PARK, SEONGMOKJEONG AND HAEBEOM LEE. (2016). 3D printing Bone Model for Surgical Planning of Corrective Osteotomy for Treatment of Medial Patellar Luxation in a Dog. J Vet Clin 33(6): 385-388.

CHEN H, GABRIEL M. (2016). A Roadmap from Idea to Implementation: 3d Printing for Presurgical Application; Operational Management for 3d Printing in Surgery: CreateSpace Independent Publishing Platform.

CURTIS W. DEWEY, EMMA DAVIES, JENNIFER L. BOUMA. (2015). Kyphosis and Kyphoscoliosis Associated with Congenital Malformations of the Thoracic Vertebral Bodies in Dogs. Vet Clin Small Anim.

DANIEL PREECE, SARAH B. WILLIAMS, RICHARD LAM, RENATE WELLER. . (2013). “Let’s Get Physical”: Advantages of a Physical Model over 3D Computer Models and Textbooks in Learning Imaging Anatomy. American Association of Anatomists.

DANIELA DE ALCÂNTARA LEITE DOS REIS, BEATRIZ LAURA ROJAS GOUVEIA, JOSÉ CARLOS ROSA JÚNIOR AND ANTÔNIO CHAVES DE ASSIS NETO. (2019). Comparative assessment of anatomical details of thoracic limb bones of a horse to that of models produced via scanning and 3D printing. 3D Printing in Medicine.

DUNDIE A. (2016). Use of 3D printer technology to facilitate surgical correction of a complex vascular anomaly with esophageal entrapment in a dog, Journal of Veterinary Cardiology.

EERO HUOTILAINEN, RISTOJA ANIMETS, JIRÍ VALÁSEK, PETR MARCIÁN, MIKA SALMI, JUUKATUOMI, ANTTI MÄKITIE, JAN WOLFF. (2013). Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process.

FANGZHENG LI, CHUNYING LIU, XU EXIONG SONG, YANJUN HUAN, SHANSONG GAO, ZHONGLING JIANG. (2017). Production of Accurate Skeletal Models of Domestic Animals Using Three-Dimensional Scanning and Printing Technology. American Association of Anatomists.

GILLASPIE EA, MATSUMOTO JS, MORRIS NE, DOWNEY RJ, SHEN KR, ALLEN MS. (2016). From 3-Dimensional Printing to 5-Dimensional Printing: Enhancing Thoracic Surgical Planning and Resection of Complex Tumors. The Annals of thoracic surgery. 101(5):1958-62.

GOUDIE C, GILL A, SHANAHAN J. (2019). Development of an Anatomical Silicone Model for Simulation-based Medical Training of Obstetric Anal Sphincter Injury Repair in Bangladesh. Cureus 11(1): e3991.

GOUDIE C, SHANAHAN J, GILL A. (2018). Investigating the Efficacy of Anatomical Silicone Models Developed from a 3D Printed Mold for Perineal Repair Suturing Simulation. Cureus 10(8): e3181.

GROSS, BETHANY C., ERKAL, JAYDA L., LOCKWOOD, SARAH Y, CHEN, CHENGPENG ET SPENCE, DANA M. (2014). Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences. *Analytical chemistry*. Vol. 86, n° 7, pp. 3240-3253.

GUO, NANNAN ET LEU, MING C. (2013). Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering*. Vol. 8, n° 3, pp. 215-243.

HUOTILAINEN E, PALOHEIMO M, SALMI M, PALOHEIMO K-S, BJORKSTRAND R, TUOMI J. (2014). Imaging requirements for medical applications of additive manufacturing. *ActaRadiologica*; vol. 55(1):78-85.

JENNA N. WINER. (2017). The application of 3-dimensional printing for preoperative planning in oral and maxillofacial surgery in dogs and cats. *The American College of Veterinary Surgeons*.

JIPENG LI, MINGJIAO CHEN, XIANQUN FANAND HUIFANG ZHOU. (2016). recent advances in bioprinting techniques: approaches, applications and future prospects. *Journal of Translational Medicine*.

JONATHAN P. BRAY ,ANDREW KERSLEY ,WARWICK DOWNING ,KATHERINE R. CROSSE , ANDREW J WORTH ,ARTHUR K. HOUSE ,GUY YATES ,ALASTAIR R ,LAN W. M. BROWN.(2017). Clinical outcomes of patient-specific porous titanium endoprostheses in dogs with tumors of the mandible, radius, or tibia: 12 cases (2013–2016). *JAVMA* • Vol 251 • No.

JULIUS M. GRAHAM P. THATCHER .JONATHAN P. (2017). BRAY. Reconstruction of a mandibular segmental defect with a customized 3-dimensional–printed titanium prosthesis in a cat with a mandibular osteosarcoma. *JAVMA* • Vol 250 • No. 8.

KAMRANI, ALI K. ET NASR, EMAD ABOUEL, (2010). *Engineering Design and Rapid Prototyping*. Springer Science & Business Media.

KONIG AND LIEBICH. (2014). *veterinary anatomy of domestic mammals*. 3eme edition. Schattauer pp 226.

LIZ NICKELS. (2018). Positive prognosis for 3D printed animal implants. 1369-7021/ Elsevier Ltd. All rights reserved.

LUKE MACGREGOR. (2015). Saving rhinos with 3D printed horns. *Nature America*.

MARINE BEATRICE ANNE-MARIE SOPHIE DELMER. (2017). les prothèses de la boîte crânienne chez le chien et le chat. Étude bibliographique et rétrospective clinique. École nationale vétérinaire d'Alfort.

MITSOURAS D, LIACOURAS P, IMANZADEH A, GIANNOPOULOS AA, CAI T, KUMAMARU KK. (2015). Medical 3D Printing for the Radiologist. Radiographics. 35(7):1965-1988.

NORMA BACHMAN, MELANIE LASSO, OLUWAJOMILOJUOLAOD, ELIZABETH WALFIELD, MUSHTAQ AL ZUHAIRI. (2017). Design of a Prosthesis for Canines with Front Limb Deformities. A Major Qualifying Project Report submitted to the faculty of Worcester Polytechnic Institute in partial fulfillment of the requirements for the degree of Bachelor of Science.

OLA L.A. HARRYSSON. DENIS J. MARCELLIN-LITTLE and TIMOTHY J. HORN. (2015). Applications of Metal Additive Manufacturing in Veterinary Orthopedic Surgery. The Minerals, Metals & Materials Society.

PAULA LUMI GOULART NISHIMURA. (2018). Diretrizes para o Design de Dispositivo para Animais com Problemas de Locomoção com uso da Prototipagem Rápida .universidade estadual paulista “júlio de mesquita filho” faculdade de arquitetura, artes e comunicação programa de pós-graduação em design.

R AUGUSTINE. (2018). Skin bioprinting: a novel approach for creating artificial skin from synthetic and natural building blocks. Progress in Biomaterials .Department of Mechanical and Industrial Engineering, College of Engineering, Qatar University, Doha 2713, Qatar.

RACHEL E MCCARROLL, ASHLEY E RUBINSTEIN, CHARLES V KINGSLEY, JINZHONG YANG, PEIYING YANG, LAURENCE E. (2015). 3D-Printed Small-Animal Immobilizer for Use in Preclinical Radiotherapy. Journal of the American Association for Laboratory Animal Science Copyright.

ROCK HILL. (2014). South Carolina. 3D Systems Enables Derby the Dog to Run with 3D Printed Custom Prosthetics. 3D Systems Press Release.

S AIKMAN .J MCGEE .A MEILE. BRANDON POWELL .J GODARD .THOMAS BITTER. (2017). Puppy Prosthetic – Custom 3D printed Dog Prosthetic Abstract.

S. LEE, J. LEE, A. LEE, N. PARK, S. LEE, S. SONG, A. SEO, H. LEE, J.-I. KIM, K. EOM. (2013). Augmented reality intravenous injection simulator based 3D medical imaging for veterinary medicine. The Veterinary Journal 196 197–202.

SE EUN KIM, KYUNG MI SHIM, KWANGSIK JANG, JIN-HYUNG SHIM and SEONG SOO KANG. (2018). Three-Dimensional Printing-based Reconstruction of a Maxillary Bone Defect in a Dog Following Tumor Removal.in vivo 32: 63-70.

SEAN V MURPHY & ANTHONY A. 3D bioprinting of tissues and organs. (2014). Nature America, Inc. Wake Forest Institute for Regenerative Medicine, Wake Forest University School of Medicine, Winston-Salem, North Carolina, USA.

TAMIR F & M MICHALSKI 1 & T. ROB GOODMAN & J. ELLIOTT BROWN. (2015). 3D printing from diagnostic images: a radiologist's primer with an emphasis on musculoskeletal imaging—putting the 3D printing of pathology into the hands of every physician. Skeletal Radiol. 23 Nov.

VAEZI, MOHAMMAD, CHIANRABUTRA, SRISIT, MELLOR, BRIAN ET YANG, SHOUFENG, (2013). Multiple material additive manufacturing – Part 1: a review: This review paper covers a decade of research on multiple material additive manufacturing technologies which can produce complex geometry parts with different materials. Virtual and Physical Prototyping. Vol. 8, n° 1, pp. 19-50.

VIVIAN LEE, GURTEJ SINGH, PHD, JOHN P. TRASATTI, CHRIS BJORNSSON, XIAWEI XU, THANH NGU TRAN, SEUNG-SCHIKYOO, GUOHAO DAI AND PANKAJ KARANDE. (2014). Design and Fabrication of Human Skin by Three-Dimensional Bioprinting. Tissue engineering: Part C Volume 20, Mary Ann Liebert, Inc.

VLADIMIR V. POPOV JR. GARY MULLER-KAMSKII. ALEXANDER KATZ-DEMYANETZ. ALEKSEY KOVALEVSKY. STASUSOV·DMITRIITROFMCOV. GEORGY DZHENZHERA. (2019). Andrey Koptyug.Additive manufacturing to veterinary practice: recovery of bonydefects after the osteosarcoma resection in canines. Korean Society of Medical and Biological Engineering

WENDEL, BETTINA, RIETZEL, DOMINIK, KÜHNLEIN, FLORIAN, FEULNER, ROBERT, HÜLDER, GERRIT ET SCHMACHTENBERG, ERNST, (2008). Additive Processing of Polymers. Macromolecular Materials and Engineering. . Vol. 293, n° 10, pp. 799-809.

WONG JY, PFAHNL AC. (2014). 3D printing of surgical instruments for long duration space missions. AviatSpace Environ Med; 85:758 – 63.

WONHYE LEE, JASON CUSHING DEBASITIS, VIVIAN KIM LEE, JONG-HWAN LEE, KRISZTINA FISCHER, KARL EDMINSTER, JE-KYUN PARK, SEUNG-SCHIKYOO. (2009). Multi-layered culture of human skin fibroblasts and keratinocytes

through three-dimensional freeform fabrication. *Biomaterials*. Department of Radiology, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA 02115, USA & Department of Bio and Brain Engineering, KAIST, Daejeon 305-701, Republic of Korea.

XU, TAO, ZHAO, WEIXIN, ZHU, JIAN-MING, ALBANNA, MOHAMMAD Z., YOO, JAMES J. ET ATALA, ANTHONY, (2013). Complex heterogeneous tissue constructs containing multiple cell types prepared by inkjetprinting technology. *Biomaterials*. janvier 2013. Vol. 34, n° 1, pp. 130-139.