

REALISATION D'ORTHESE SUR MESURE IMPRIMEE EN 3D CHEZ LE CHIEN : ETUDE DE FAISABILITE

THESE

pour obtenir le titre de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

GARCIA Clément

Né le 01/08/1995 à CERET (66)

Directeur de thèse : M. Giovanni MOGICATO

JURY

PRESIDENTE :
Mme Isabelle BERRY

Professeure à l'Université Paul Sabatier

ASSESEURS :

M. Giovanni MOGICATO
M. Benjamin CARTIAUX

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE
Assistant d'enseignement et de recherche contractuel à l'Ecole Nationale
Vétérinaire de TOULOUSE

**Ministère de l'Agriculture et de l'Alimentation
ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE**

Directeur : Professeur Pierre SANS

**PROFESSEURS CLASSE
EXCEPTIONNELLE**

- M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
- M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Pharmacologie – Thérapeutique*
- M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des aliments d'Origine animale*
- Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la Reproduction*
- M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*
- Mme **HAGEN-PICARD, Nicole**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*
- Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie Médicale Animale et Comparée*

PROFESSEURS 1^{ère} CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des aliments*
- Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*
- Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie Vétérinaire*
- M. **DUCOS Alain**, *Zootechnie*
- M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*
- M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*
- Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique, animaux d'élevage*
- Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*
- M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*

PROFESSEURS 2^{ème} CLASSE

- Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
- M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
- Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation animale*
- M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*
- Mme **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles*
- M. **RABOISSON Didier**, *Médecine de population et Économie de la santé animale*

PROFESSEURS CERTIFIES DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE

- Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*
- M. **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*
- Mme **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*
- Mme **CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
- M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*
- M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*
- M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
- Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*
- M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie*

MAITRES DE CONFERENCES CLASSE NORMALE

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
- Mme **BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*
- Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*
- M. **CARTIAUX Benjamin**, *Anatomie-Imagerie médicale*
- M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
- Mme **DANIELS Hélène**, *Immunologie- Bactériologie-Pathologie infectieuse*
- Mme **DAVID Laure**, *Hygiène et Industrie des aliments*
- M. **DIDIMO IMAZAKI Pedro**, *Hygiène et Industrie des aliments*
- M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophthalmologie vétérinaire et comparée*
- Mme **FERRAN Aude**, *Physiologie*
- Mme **GRANAT Fanny**, *Biologie médicale animale*
- Mme **JOURDAN Géraldine**, *Anesthésie – Analgésie*
- M. **JOUSSERAND Nicolas**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
- Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des Equidés*
- Mme **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*
- M. **LE LOC'H Guillaume**, *Médecine zoologique et santé de la faune sauvage*
- M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*
- Mme **MILA Hanna**, *Elevage des carnivores domestiques*
- M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **VERGNE Timothée**, *Santé publique vétérinaire – Maladies animales règlementées*
- Mme **WASET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

CHARGES D'ENSEIGNEMENT CONTRACTUELS

- Mme **CHARTIER Camille**, *Nouveaux animaux de compagnie*
- M. **FERCHIOU Ahmed**, *Economie, production animale*
- Mme **MANTELLI Morgane**, *Médecine interne*
- Mme **MAURIN Claire**, *Nouveau animaux de compagnie*
- Mme **TOUSSAINT Marion**, *Pathologie des équidés*

ENSEIGNANTS DE PREMIERE ANNEE COMMUNE AUX ETUDES VETERINAIRES

- M. **AUFFRET Jérémy**, *Physique-Chimie*
- Mme **GAUCHARD Cécile**, *Biologie-écologie-santé*

ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS

- M. **BESSIERE Pierre**, *Microbiologie infectiologie*
- Mme **BLONDEL Margaux**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
- M. **COMBARROS-GARCIA Daniel**, *Dermatologie vétérinaire*
- M. **GAIDE Nicolas**, *Histologie, Anatomie Pathologique*
- M. **LESUEUR Jérémy**, *Gestion de la santé des ruminants – Médecine collective de précision*
- M. **TOUITOU Florian**, *Alimentation animale*

REMERCIEMENTS

A ma présidente du jury,

Madame Isabelle BERRY

Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse,

Praticien Hospitalier – Biophysique, imagerie médicale.

*Qui me fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse,
hommages respectueux.*

A mon directeur de thèse,

Monsieur Giovanni MOGICATO

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Anatomie – Imagerie médicale.

*Qui m'a fait l'honneur d'encadrer cette thèse,
pour m'avoir accompagné et guidé durant l'élaboration de ce travail,
remerciements chaleureux.*

A mon assesseur du jury,

Monsieur Benjamin CARTIAUX

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Anatomie – Imagerie médicale.

*Qui me fait l'honneur d'accepter le rôle d'assesseur de cette thèse,
sincères remerciements.*

Table des matières

I.	Introduction.....	14
II.	Généralités sur les orthèses	15
	A. Principe général.....	15
	B. Classification des orthèses	16
	C. Indications thérapeutiques possibles de différentes orthèses	17
	D. Avantages et inconvénients	18
	1. Avantages	18
	2. Inconvénients.....	18
	E. Choisir une orthèse.....	20
	1. Déterminer un bon patient potentiel en amont	20
	2. Prendre en compte le type de fracture	21
	3. Les différentes étapes de conception actuelle.....	24
	4. Les plastiques	25
	5. Après la conception	27
	6. Entretien.....	28
	7. Le coût	29
III.	Présentation de différentes techniques d'immobilisation d'un membre	29
	A. Les bandages d'immobilisation.....	29
	1. Bandage de flexion carpienne.....	29
	2. Le bandage Robert Jones et ses modifications	30
	3. Le bandage spica ou attelle spica.....	33
	4. Le bandage ou attelle Schroeder-Thomas.....	34
	B. Les moulages rigide (plâtres et résines)	35
	1. Matériaux utilisés	35
	2. Complications et soins post-application	36
	3. Le plâtre complet	36

4.	Le demi plâtre	37
5.	Moulage bivalve	37
C.	Les attelles semi-rigides et souples	37
D.	Orthèse statique ou dynamique	39
IV.	Utilisation des orthèses par affection	40
A.	Les fractures	40
B.	Les entorses	40
1.	Entorses de grade 1	40
2.	Entorses de grade 2	41
3.	Entorses de grade 3	42
C.	Les contractures articulaires	42
D.	Instabilité et rupture ligamentaire	43
E.	Amélioration de la proprioception	45
F.	Luxation de la rotule	45
G.	Réduire un angle	45
H.	Immobilisation post-opératoire	46
1.	L'arthrodèse	46
2.	Les affections cervicales	47
I.	Plaies	49
J.	Incapacité motrice	49
V.	Les techniques d'impression 3D	50
A.	Quelques exemples de techniques d'impression 3D	50
1.	La Modélisation par Dépôt de fil en Fusion (FDM)	50
2.	La stéréolithographie (SLA)	52
3.	La technologie Polyjet	54
4.	Le Frittage Selectif par Laser	55
B.	Les matériaux utilisables	56

1.	Les plastiques	56
2.	Les métaux.....	60
3.	Autres matériaux.....	61
VI.	Méthodes d'acquisition d'images.....	62
A.	Présentation	62
B.	Les scanners de contact	62
C.	Les scanners sans contact.....	63
1.	Les scanners par temps de vol	63
2.	Les scanners par décalage de phase.....	64
3.	Les scanners par triangulation	64
4.	Les scanners à lumière structurée.....	64
VII.	Les orthèses personnalisées en médecine humaine.....	65
A.	L'évolution des orthèses personnalisées imprimées en 3D.....	65
B.	Etudier la satisfaction du patient	67
C.	Comparaison orthèses conventionnelles et orthèses imprimées en 3D.....	68
D.	L'efficacité des orthèse 3D.....	71
E.	Faciliter la conception informatique.....	72
VIII.	Objectifs	73
IX.	Matériel et méthodes	74
A.	Etat des lieux de la situation actuelle	74
1.	Mise en place d'un questionnaire à destination des vétérinaires.....	74
2.	La structure du questionnaire.....	74
3.	Diffusion du questionnaire	75
B.	Définition d'un cahier des charges.....	76
C.	Elaboration d'un partenariat.....	76
D.	Le prototype	77
1.	La modélisation informatique.....	77

2.	L'impression	78
E.	Sujets d'étude	78
F.	Réalisation sur un animal sain.....	78
1.	Acquisition d'image	79
2.	Traitement des images	80
3.	Impression de l'orthèse.....	83
4.	Première pose de l'orthèse 2.....	83
X.	Résultats.....	84
A.	Le questionnaire	84
1.	La population étudiée	84
2.	Chirurgie osseuse et immobilisation d'un membre	84
3.	Les dispositifs d'immobilisation actuels	85
4.	Les orthèses 3D	86
B.	L'orthèse d'un membre virtuel (orthèse 1).....	87
C.	L'orthèse 2.....	88
1.	Description de l'objet fini.....	88
2.	Essayage de l'orthèse.....	91
XI.	Discussion	94
A.	Le questionnaire	94
B.	Le prototype (orthèse 1)	95
C.	L'orthèse 2.....	96
1.	Caractéristiques du produit.....	97
2.	Mise en place et améliorations possible	97
XII.	Conclusion.....	98
XIII.	Références bibliographiques	99
XIV.	Annexes.....	105

Annexe 1 : Orthèse 2 en vue oblique latéro-dorsale (à gauche) et en vue oblique proximo-médiale (à droite)

Table des illustrations

Figure 1 : Exemple d'attelle spica (source : direct-vet.fr)	23
Figure 2 : Exemple d'écharpe Velpeau (Source : Veterinary Surgery Small Animals. Tobias et al.).....	24
Figure 3 : Bandage de flexion carpien pour empêcher le poids des membres antérieurs. (Source : Veterinary Surgery Small Animals. Tobias et al.).....	30
Figure 4 : Exemple de bandage Robert Jones conventionnel sur un membre pelvien de chien (Source : Veterinary Surgery Small Animals. Tobias et al.).....	31
Figure 5 : Attelle Spica appliquée sur le membre thoracique d'un chien pour l'immobilisation de l'articulation du bras (Source : Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.).....	34
Figure 6 : Exemple d'attelle Schroeder-Thomas sur un membre thoracique de chien (Source : drssnairvet.blogspot.com)	35
Figure 7 : Attelle de support carpien en néoprène sur mesure. (Source : Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.).....	38
Figure 8 : Attelle de grasset fonctionnelle à charnière fournit un soutien tout en permettant la flexion du membre (Source : Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.).....	44
Figure 9 : Un Yorkshire Terrier de 5 mois avec subluxation atlanto-axiale montre un pansement de soutien s'étendant du canthus latéral des yeux à la région médiorthoracique (Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.).....	48
Figure 10 : Schéma du fonctionnement de la modélisation par dépôt de fil en fusion (Source : Intérêts de l'utilisation, à visée pédagogique et médicale, de l'impression en trois dimensions en ostéologie. Giansetto, 2015)	51
Figure 11 : Exemple d'utilisation de matériau de support lors de l'impression 3D. (Source : http://www.primante3d.com/materiaux/)	52
Figure 12 : Représentation du procédé de stéréolithographie (Source : Blum et al. 2017).....	53
Figure 13 : Schéma explicatif du procédé de frittage LASER (source : www.idocreation.com)	55

Figure 14 : Vases imprimés avec des filaments biocomposites. De gauche à droite : PLA café, PLA blé, PLA huître, PLA moule et PLA coquille Saint-Jacques. (Source: www.francofil.fr)	60
Figure 15 : Dispositif orthopédique personnalisé imprimé en 3D et renforcé de fibres courtes de carbone directement sur un tissu textile tricoté. (Source : Ahrendt, Romero Karam 2020)	61
Figure 16 : Orthèse CORTEX réalisée en impression 3D par l'artiste Jake EVILL (Source : www.evilldesign.com)	66
Figure 17 : Numérisation de la main et de l'avant-bras par un scanner à lumière blanche (Source : Oud et al. 2021)	68
Figure 18 : Scanner "3D Sense" de la société "3D Systems" (Source : www.3dscanexpert.com)	80
Figure 19 : Image issue du scanner 3D du membre pelvien droit avant traitement numérique (image de gauche) et image issue du scanner 3D du membre thoracique gauche après nettoyage numérique (image de droite). (Source : Click'3D, logiciel « Cubify »)	81
Figure 20 : Chronologie de la conception informatique de l'orthèse du membre gauche en vue cranio latérale : membre après nettoyage numérique (A) ; mise en place du cylindre autour du membre (B) ; section du cylindre selon le plan médian du membre (C) ; sélection de la surface subissant l'effet Voronoï (en orange) (D) ; demi-orthèse après l'effet Voronoï (E) ; demi-orthèse après ajout des passant (F). (Source : Click'3D, logiciel « SpaceClaim »)	82
Figure 21 : Modélisation informatique du membre 1 en vue latérale	87
Figure 22 : Modélisation informatique de l'orthèse 1 vue latérale (à gauche) et vue oblique proximale (à droite)	88
Figure 23 : Orthèse 2 en vue distale (à gauche) et proximale (à droite). L'aspect caudal est en haut et l'aspect crânial en bas.	89
Figure 24: Orthèse 2 en vue médiale.	90
Figure 25 : Orthèse en place en vue crâniale avec la présence du jersey tubulaire.	92
Figure 26 : Léger glissement de l'orthèse après quelques minutes de marche.	93

Les manipulations effectuées dans ce travail ont été permises grâce au soutien financier du laboratoire Boehringer-Ingelheim attribué lors d'une « bourse aux idées » organisée par le laboratoire. Nous tenons à préciser que nous restons néanmoins indépendants concernant les réalisations et les interprétations des résultats obtenus au cours de cette étude.

I. Introduction

La médecine vétérinaire est une discipline en constante évolution et à la recherche d'améliorations permanentes. Le vétérinaire est un intermédiaire privilégié entre l'animal et son propriétaire lorsqu'il s'agit de santé animale. Or, la multiplicité des espèces, des races et des individus traités en médecine vétérinaire impose une approche propre à chaque animal. On voit de plus en plus émerger une médecine dite personnalisée au sein de la médecine vétérinaire. Au sein de cette pratique, on trouve par exemple la production de croquettes répondant spécifiquement au besoin d'un animal considéré, la thérapie génique fait également partie de la médecine personnalisée. De même, la conception d'orthèses sur mesure réalisées par impression 3D s'inscrit dans une logique de médecine personnalisée car elle permet de réaliser des objets en utilisant directement les mesures d'un animal en particulier.

Le procédé de fabrication d'une orthèse sur mesure s'appuie sur 3 piliers fondamentaux, à savoir :

L'acquisition des données (mesures, imagerie médicale, etc...)

La modélisation informatique

L'impression 3D

La place du vétérinaire dans cette démarche est capitale que ce soit en amont (prescription médicale, conseils avisés, etc...), en aval (suivi client, rééducation fonctionnelle, etc...) ou au cœur de la conception (acquisition d'image, distribution du produit, remontées d'informations, etc...).

II. Généralités sur les orthèses

A. Principe général

D'après la définition du dictionnaire médical de l'académie de médecine, une orthèse est «au sens propre, [un] appareil destiné à corriger, maintenir, ou suppléer l'altération morphologique ou la déficience fonctionnelle d'un membre, du tronc ou d'un organe. L'appareil amovible, d'usage parfois intermittent, permet des adaptations et des modifications faciles, des soins locaux et la rééducation». (Buffet et al. 2018) Les orthèses possèdent des applications variées et leur utilisation est régie par la clinique du patient. Une orthèse se doit d'être adaptée à la pathologie et à la morphologie du patient. Il est important de différencier une orthèse d'une prothèse. Cette dernière est utilisée pour pallier l'absence totale ou partielle d'un membre, elle ne vient pas en complément de celui-ci mais en remplacement.

Les orthèses assurent la stabilisation et le soutien des segments ou articulations faibles, paralysés, endommagés ou malades; limitent ou augmentent le mouvement des articulations; contrôlent les mouvements anormaux ou spastiques et soutiennent les segments distaux. Les indications d'utilisation sont vastes et comprennent la prise en charge de l'instabilité articulaire, des fractures et des luxations; des contractures affectant la mobilité et la fonction articulaire; des malformations congénitales ou acquises; des soins postopératoires; et des affections neurologiques. (Hsu et al. 2008)

Historiquement, les orthèses, et en particulier les prothèses, ont été rarement utilisées en médecine vétérinaire. Cela est souvent dû à une mauvaise observance du patient ou du propriétaire, au manque de produits disponibles, à une compréhension inadéquate des demandes des patients vétérinaires et aux considérations financières. Cependant, peut-être en raison de l'évolution des attentes médicales et sociétales, l'intérêt pour l'application vétérinaire de ces dispositifs augmente. (Tobias, Johnston 2012)

Actuellement, les orthèses sont largement utilisées en médecine humaine où de nombreuses évolutions sont en cours, notamment dans le domaine des orthèses personnalisées par impression 3D. Cependant, la médecine vétérinaire présente un retard évident sur ces technologies bien que de plus en plus d'orthèses standardisées soient proposées au grand

public. De ce fait, ce travail s'appuie en grande partie sur les évolutions actuelles en médecine humaine.

Bien que le concept et l'utilisation d'orthèses et de prothèses pour les animaux de compagnie ne soient pas nouveaux, l'utilisation récente de ces appareils fonctionnels s'est étendue au-delà des attelles préfabriquées, des chariots et des dispositifs spéciaux occasionnels. Ces dispositifs peuvent offrir des options de prise en charge supplémentaires pour les animaux souffrant d'inconfort et / ou d'incapacité dus à une arthrite ou à une blessure, ils peuvent accélérer la guérison d'une blessure ou d'une chirurgie, contourner complètement la chirurgie et peuvent empêcher l'euthanasie due à un dysfonctionnement neurologique, à une déformation congénitale ou empêcher la nécessité d'une amputation chirurgicale. Bien que peu d'entreprises se consacrent à la création d'orthèses ou de prothèses sur mesure, des études de recherche ont été lancées pour faciliter le développement et l'utilisation d'appareils d'assistance en médecine vétérinaire. Par conséquent, il convient que le vétérinaire praticien d'aujourd'hui connaisse les principaux matériaux et méthodes actuelles de ces technologies émergentes. (Tobias, Johnston 2012)

B. Classification des orthèses

Il existe plusieurs types de classifications des orthèses. La première classification est établie par l'indication médicale de ces orthèses. On retrouve trois applications dans cette classification :

- Les orthèses prophylactiques sont utilisées dans le but de prévenir un traumatisme qui pourrait se produire sur un membre non fonctionnel (érosion cutanée due au frottement du membre contre des surfaces abrasives) ou sur le membre controlatéral (douleur articulaire due à la compensation du poids par exemple).
- Les orthèses de rééducations sont souvent utilisées pour des affections de nature ligamentaires. Elles soutiennent une articulation en limitant son amplitude de mouvement afin de limiter des efforts subis par les ligaments. Elles peuvent par exemple être utilisées suite à une ligamentoplastie.

- Les orthèses fonctionnelles permettent de garder un appui normal au niveau d'une articulation présentant une instabilité. Elles jouent un rôle de soutien lors des mouvements de flexion et d'extension.

Une autre classification s'intéresse à la région anatomique concernée par l'orthèse. De plus, suivant la réalisation et la prise en charge, on aura affaire à un dispositif de série ou sur mesure. En définitive, chacune de ces classifications peut être critiquée et témoigne de l'absence de classification universelle. (Thoumie et al. 2001) Outre la classification, on peut trouver différents types d'orthèses propres à chaque affection. Par exemple, il existe des orthèses souples (souvent en néoprène), des orthèses semi rigides ou rigides. Il existe également des orthèses articulées permettant une limitation du mouvement d'extension ou de flexion sans immobiliser le membre complètement. (Marcellin-Little et al. 2015)

C. Indications thérapeutiques possibles de différentes orthèses

L'objectif ici n'est pas de réaliser une liste exhaustive des applications possibles de toutes les orthèses. Le but est de comprendre le fonctionnement des principales orthèses afin de savoir comment reproduire ces dispositifs à l'aide d'imprimantes 3D.

Voici quelques utilisations d'orthèses qu'il serait possible de réaliser, a priori par fabrication additive :

- Le repos des articulations ou des muscles (notamment pendant la cicatrisation postopératoire)
- La protection d'une articulation par son immobilisation
- La diminution de la douleur (blessures cutanées par exemple)
- L'assistance ou le contrôle du mouvement d'une partie du corps (aide aux muscles affaiblis)
- La prévention de certains mouvements non désirés ou anormaux
- La prévention ou la correction des déformations secondaires à une contracture, une rétraction cicatricielle ou une affection articulaire. (Tarchala 2007)

Des orthèses pour les extrémités, les hanches, les épaules, la colonne vertébrale et le crâne ont été utilisées chez les petits animaux. Ils peuvent englober un membre entier de l'épaule aux orteils ou peuvent être aussi simples qu'un protecteur de membre. (Tobias, Johnston 2012)

D. Avantages et inconvénients

1. Avantages

La contention orthopédique remplit de multiples fonctions, notamment l'aide à la prise en charge des plaies, le contrôle de l'œdème et la stabilité et le soutien des tissus mous et osseux. L'immobilisation externe en tant que technique de gestion des fractures, offre des avantages par rapport aux techniques chirurgicales de fixation interne ou externe. La perturbation du site de fracture est minimale et l'irrigation sanguine n'est pas davantage compromise. En l'absence d'implants, le risque d'infection est diminué et les complications telles que le relâchement des implants sont éliminées. Le coût d'utilisation de la prise en charge des fractures par immobilisation externe peut être bien inférieur à celui de la réparation chirurgicale. Les appareils orthopédiques offrent plusieurs avantages en ce qu'ils sont réutilisables et ajustables, et sont souvent plus rentables que les attelles et les bandages. Des dispositifs préfabriqués sont disponibles; cependant, les appareils les plus efficaces sont fabriqués sur mesure. (Tobias, Johnston 2012)

Les orthèses sont utiles lorsque les chiens ne peuvent pas tolérer l'anesthésie en raison de conditions médicales concomitantes ou chez des animaux âgés. Elles peuvent être un soutien temporaire pour les jeunes chiens dont les cartilages de croissance ne sont pas encore fermés. De plus, elles apportent un traitement d'appoint dans lequel le soutien et la protection postopératoires sont bénéfiques. Elle peut limiter l'amplitude des mouvements, protéger contre les forces varus-valgus excessives et restreindre la translation crânio-caudale du grasset par exemple. Enfin, l'orthèse peut constituer un traitement alternatif pour les clients ayant des limitations financières. (Tobias, Johnston 2012)

2. Inconvénients

Les inconvénients comprennent la nécessité d'immobiliser l'articulation proximale et distale par rapport à la fracture. De plus, une immobilisation prolongée peut entraîner une atrophie

grave et une fracture. La sélection d'une technique efficace de gestion des fractures commence par l'évaluation du patient et de la fracture. (Tobias, Johnston 2012)

Selon une étude menée chez le lapin, une immobilisation prolongée du grasset entraîne une augmentation significative de l'apoptose des chondrocytes au niveau de l'insertion du ligament croisé crânial ainsi qu'au niveau du cartilage du condyle médial du tibia.(Mutsuzaki et al. 2017) En d'autres termes, une immobilisation prolongée entraîne une destruction des structures articulaires par l'organisme. L'immobilisation prolongée d'un membre est donc un acte à réaliser avec précaution et en connaissance de cause.

Les orthèses ne doivent pas être considérées comme un remplacement de la chirurgie, car il n'y a aucune preuve actuelle en faveur de l'efficacité des orthèses par rapport à la chirurgie sur des affections traitées habituellement par chirurgie chez le chien.(Marcellin-Little et al. 2015)

Une contracture articulaire est une limitation de l'amplitude des mouvements d'une articulation secondaire au raccourcissement des tissus conjonctifs péri-articulaires et des muscles. L'immobilité prolongée d'une articulation peut entraîner une contracture articulaire et survient le plus souvent après une immobilisation postopératoire. Une contracture articulaire peut également survenir à la suite d'une formation excessive de tissu cicatriciel, qui peut faire suite à une blessure. Les contractures peuvent être légères ou étendues et peuvent affecter la marche du patient. Lorsque la marche est modifiée, un stress compensatoire est exercé sur d'autres parties du corps. (Tobias, Johnston 2012)

En 2017 une étude sur le chien sain s'intéresse à la cinématique de la démarche des membres pelviens sur un animal avec et sans orthèse du grasset. Il en ressort que l'application d'une orthèse augmentait la longueur de la foulée au pas, la réduisait au trot, tandis que la vitesse des membres n'était pas affectée, et seuls des changements minimes ont été notés dans le mouvement des articulations. De plus, l'effet d'une orthèse sur le mouvement de l'articulation adjacente peut s'avérer être un critère important dans la sélection des patients et la conception des orthèses. En effet, une orthèse du grasset entraîne une modification du mouvement du tarse et de la hanche. (Torres et al. 2017)

E. Choisir une orthèse

1. Déterminer un bon patient potentiel en amont

La conception d'orthèse est un acte médical hautement spécialisé. En effet, il ne se limite pas à l'immobilisation mécanique du membre en question. Bien que cette immobilisation demande un savoir-faire important, des considérations préalables sont à prendre en compte. La prescription orthopédique doit prendre en compte l'intégrité et la propreté de la peau, des poils et d'autres maladies ou traitements concomitants qui peuvent affecter la force et l'épaisseur de la peau. On pense notamment à la maladie de Cushing ou aux traitements chroniques à base de prednisolone entraînant un amincissement de la peau. Dans certains cas, une orthèse est choisie plutôt qu'une correction chirurgicale. Cependant, le propriétaire doit être informé des avantages et des inconvénients de chaque approche. (Marcellin-Little et al. 2015).

De nombreuses considérations sont impliquées dans le choix du bon dispositif et du bon patient. L'évaluation du patient comprend la signalisation, les antécédents et l'examen physique. Les animaux de moins d'un an guérissent généralement rapidement, ce qui limite le temps de contention nécessaire, et sont donc des candidats idéaux pour la contention externe comme méthode principale de réparation des fractures. La race est également un facteur important. En effet, les chiens de petite taille et de race dite « toy » ont jusqu'à 83% d'incidence de mauvaise union et de pseudarthrose lorsque la contention externe est utilisée en première intention sur une fracture du radius ou de l'ulna. Ils ne sont donc pas de bons candidats pour l'utilisation d'orthèses dans ce cas de figure. Construire un dispositif de contention externe adéquat pour les animaux obèses peut présenter un défi plus complexe. Un examen physique approfondi d'un patient ayant une fracture comprend une évaluation orthopédique et neurologique. La lésion des tissus mous associée à la fracture joue un rôle important dans la sélection de la méthode de réparation. Les animaux présentant des blessures multiples aux membres peuvent ne pas bien répondre au traitement par contention externe. Le traitement immunosuppresseur peut ralentir considérablement la guérison, ce qui nécessite un temps prolongé de contention, ce qui peut entraîner des complications supplémentaires. Le tempérament du patient doit également être pris en compte. La fixation interne peut être une option plus appropriée pour les patients particulièrement agressifs dont l'orthèse serait difficilement touchable. (Tobias, Johnston 2012)

Pour les fractures distales des articulations du coude et du grasset, une attelle temporaire pour améliorer le confort du patient, réduire ou prévenir l'œdème et minimiser les traumatismes supplémentaires peut être nécessaire si la réduction et la fixation sont retardées. Une attelle temporaire peut être bénéfique pour les fractures ouvertes afin de permettre le traitement des plaies, de réduire le risque d'infection et de diminuer le gonflement des tissus mous avant la réparation définitive. Pour la plupart des autres types de fractures, le repos en cage et la sédation ou l'analgésie suffisent jusqu'à ce que la réparation définitive soit effectuée. Cependant, si un voyage est nécessaire avant la fixation chirurgicale, une attelle de ces fractures peut être indiquée. (Tobias, Johnston 2012)

2. Prendre en compte le type de fracture

Une évaluation par imagerie médicale est nécessaire pour catégoriser avec précision la fracture et doit inclure des vues médio-latérales et cranio-caudales. Des vues en positions forcées peuvent être nécessaires pour évaluer la stabilité articulaire et l'intégrité ligamentaire. La sélection de la méthode de réparation de la fracture doit tenir compte de l'environnement de la fracture (ouverte ou fermée), du type et de l'emplacement de la fracture, du degré de déplacement, si plusieurs fractures sont présentes, et des forces de fracture présentes. En effet, quatre forces mécaniques peuvent être présentes sur un site de fracture: flexion, rotation, compression ou cisaillement et distraction. Les forces présentes au niveau d'un site de fracture particulier doivent être neutralisées de manière adéquate par la méthode de réparation pour que la guérison se produise. La contention externe peut efficacement contrecarrer les forces de flexion et de rotation, à condition que les articulations proximales et distales de la fracture soient immobilisées. Si les os adjacents (par exemple ulna ou fibula) sont intacts, ils peuvent agir comme des attelles fonctionnelles anatomiques et aider à réduire les forces de flexion, de rotation et de cisaillement. En règle générale, les fractures soumises à des forces de compression (ou cisaillement) et / ou de distraction nécessitent une fixation interne, car la contention externe ne peut à elle seule contrecarrer ces forces. (Tobias, Johnston 2012)

a) Réduction de la fracture

La guérison est grandement influencée par la réduction des fractures. Les fractures peu déplacées, non articulaires et stables sont bien adaptées à la contention externe en tant que méthode principale de réparation. Une réduction fermée entraîne rarement une apposition parfaite des fragments, et une perte supplémentaire de réduction peut survenir pendant la mise

en charge après l'application d'une contention externe. La «règle des 50%» stipule que le positionnement cortical des extrémités de la fracture doit avoir un contact de 50% pour s'attendre à une guérison de la fracture. Cela signifie qu'au moins 50% de contact doit se produire pour que la guérison soit possible. L'objectif de toute réduction fermée doit être de 100% de contact. Les radiographies doivent être réalisées après réduction fermée et contention externe. Si la réduction des fractures ne peut être maintenue, une intervention chirurgicale doit être envisagée.(Tobias, Johnston 2012) Il est donc important de privilégier un matériau radio transparent pour réaliser l'orthèse afin de pouvoir effectuer des contrôles radiographiques sans enlever le matériel de contention.

b) Alignement de la fracture

Un bon alignement en rotation entre les articulations proximale et distale de la fracture est impératif pour le fonctionnement du membre. Si les fragments osseux de la fracture ne sont pas alignés par rapport aux articulations, une mauvaise union en rotation ou angulaire peut en résulter et peut provoquer une anomalie fonctionnelle de la marche et une boiterie due à une arthrose secondaire. Des précautions doivent être prises lors de la mise en place initiale de l'orthèse pour éviter ce résultat.(Tobias, Johnston 2012)

c) Prendre en compte l'articulation proximale et distale

Nous avons vu précédemment que l'immobilisation des articulations proximale et distale d'une fracture est un principe de base de la contention externe. Les attelles et les plâtres peuvent généralement répondre à ce critère pour les fractures distales des articulations du coude et du grasset.

Les fractures métacarpiennes et métatarsiennes avec un déplacement minimal et n'affectant qu'un ou deux os, en particulier s'il y a un os porteur intact, peuvent être prises en charge par immobilisation externe.

Les fractures impliquant l'humérus et le fémur sont peu adaptées à la contention externe comme méthode principale de réparation. En effet, l'immobilisation de l'épaule ou de la hanche est difficile avec les méthodes de contention connue à ce jour. Une prise en charge ne peut être envisagée que pour les patients jeunes (<1 an) présentant une fracture stable, non articulaire et non déplacée de l'humérus ou du fémur. Une attelle spica (Figure 1) peut être

utilisée pour cette situation spécifique; cependant, l'application de cette attelle sur le membre pelvien est difficile, en particulier chez le chien mâle, et la marche peut être difficile.



Figure 1 : Exemple d'attelle spica (source : direct-vet.fr)

Les fractures fermées et peu déplacées de l'omoplate peuvent être traitées de manière conservatrice avec une écharpe de Velpeau (Figure 2) et une activité limitée. Cette écharpe a pour but de maintenir le membre plaqué contre le thorax est ainsi de limiter son utilisation.



Figure 2 : Exemple d'écharpe Velpeau (Source : Veterinary Surgery Small Animals. Tobias et al.)

L'utilisation d'un plâtre sous le genou a été décrite pour certaines fractures du tibia et, si il est appliqué correctement, permet une amplitude de mouvement presque complète de l'articulation du grasset. (Tobias, Johnston 2012)

3. Les différentes étapes de conception actuelle

Bien que des orthèses prêtes à l'emploi soient disponibles pour certaines applications (orthèses standard et non rigides), beaucoup sont conçues sur mesure pour répondre aux besoins spécifiques de chaque patient.

Les orthèses personnalisées sont généralement fabriquées à partir de moulage du membre du patient ou peuvent être fabriquées directement sur le patient à l'aide d'un polymère thermoplastique. De nombreuses fonctionnalités peuvent être ajoutées sur les orthèses comme par exemple des sangles en nylon pour limiter le mouvement ou des sangles auto-adhésives (Velcro®) pour faciliter la mise en place des orthèses. (Marcellin-Little et al. 2015)

Quatre étapes essentielles composent le processus de fabrication d'orthèses personnalisées. La première consiste en une analyse précise des antécédents du patient comme nous l'avons

évoqué précédemment, ainsi qu'un examen physique qui justifie la nécessité d'un appareil personnalisé dans le cadre du programme de traitement. La seconde est le moulage d'une impression négative du membre. C'est-à-dire que l'on réalise un moulage qui représentera le contour du membre de l'animal. L'étape suivante consiste à créer et à modifier un moule positif du membre à l'aide de plâtre. On obtient un objet de la même forme que le membre d'origine. La dernière étape consiste à sélectionner les matériaux et à construire le produit final autour du moule positif. (Tobias, Johnston 2012)

Les orthèses ou prothèses sont fabriquées à partir d'un plâtre ou d'une résine en fibre de verre (pour le modèle négatif) du membre. C'est l'étape la plus essentielle du processus de fabrication. Un moule mal construit entraînera généralement une orthèse mal ajustée. Une fois le moulage négatif réalisé, l'une des deux méthodes de fabrication peut être utilisée pour produire le modèle positif: manuelle ou automatisée. Avec la méthode traditionnelle (manuelle), le modèle positif est produit en versant du plâtre liquide dans le moule négatif. Les modèles positifs résultants sont modifiés à la main en appliquant du plâtre supplémentaire. Le système automatisé utilise un scanner laser pour produire une image informatique tridimensionnelle. Les corrections de moulage numérique sont ensuite effectuées sur un ordinateur. Ensuite, une fraiseuse à commande numérique informatisée (ou un système de fabrication assistée par ordinateur à conception assistée par ordinateur) usine des moules positifs à partir de blocs de polypropylène ou de mousse de densité moyenne. Ces moules positifs sont utilisés de la même manière que les moules fabriqués manuellement. On pense que la technologie automatisée améliore la précision et l'efficacité du processus de dressage des moules et est louée pour son haut niveau de précision et de reproductibilité. Cette méthode, bien que couramment pratiquée dans le domaine des orthèses humaines, a été rarement utilisée pour les orthèses vétérinaires. En raison de la petite surface des membres et des limites de coût, la méthode manuelle traditionnelle a été la plus utilisée. Les matériaux utilisés dans les orthèses comprennent les thermoplastiques à basse température qui peuvent être fabriqués sur mesure, le cuir, les composites de carbone, ou peuvent être constitués de métal et d'un système de fermeture auto-agrippant. Les orthèses sur mesure peuvent être fabriquées par des thérapeutes ainsi que par des orthésistes. (Tobias, Johnston 2012)

4. Les plastiques

Depuis les années 1960, la plupart des orthèses appliquées en médecine humaine utilisent des matériaux thermoplastiques légers, qui sont des plastiques qui deviennent pliables lorsqu'ils sont chauffés et conservent leur forme une fois refroidis. Ils se présentent sous forme de

feuilles d'épaisseur variable et peuvent être composés de plusieurs composés polymères. Les feuilles thermoplastiques peuvent être moulées pour s'adapter exactement aux parties du corps, et certaines peuvent être remodelées à plusieurs reprises lorsque la partie du corps traitée change de forme. Le dispositif orthopédique résultant est léger et est relativement facile à utiliser et à entretenir. (Tobias, Johnston 2012)

Les matériaux thermoplastiques sont généralement classés en types de températures élevées et basses, en fonction de la température à laquelle ils deviennent flexibles. Les matériaux thermoplastiques à haute température doivent être moulés à une température trop élevée pour entrer en contact avec la peau ($\approx 180^{\circ}\text{C}$). Ces matériaux doivent être moulés sur un modèle en plâtre de la partie du corps, mais ils ont l'avantage d'être plus solides et plus durables que les thermoplastiques à basse température. Ils sont utilisés dans des situations où l'orthèse subira beaucoup de stress ou sera utilisée pendant une longue période. Les thermoplastiques à haute température nécessitent des outils spéciaux pour la coupe et la mise en forme, et les orthèses fabriquées à partir de ces matériaux sont généralement fabriquées par un orthésiste. (Tobias, Johnston 2012)

Les orthèses des membres thoraciques peuvent également être fabriquées à partir de thermoplastiques à basse température. Ce matériau devient pliable à environ 60°C et peut être moulé directement à l'extrémité sur une interface souple. Il est relativement facile de le couper et de le façonner avec des ciseaux, et de nombreux thérapeutes construisent des orthèses à l'aide de ce matériau. Des coques prédécoupées en thermoplastique basse température sont également disponibles. Le thérapeute peut utiliser une coque thermoplastique prédécoupée comme base pour un appareil, puis peut la modifier pour l'adapter en coupant et en ajoutant des coussinets et des sangles. Les orthèses fabriquées à partir de thermoplastiques à basse température sont couramment utilisées dans des situations dans lesquelles l'orthèse recevra relativement peu de contraintes ou est destinée à un usage temporaire. Ces orthèses sont particulièrement importantes lorsqu'un appareil est nécessaire rapidement, comme dans le cadre d'un traitement post-chirurgical ou traumatologique. Les orthèses haute et basse température doivent être fixées au corps. La plupart des orthèses modernes utilisent des sangles en bande auto-agrippante à cet effet. Ce matériau est léger, durable et facilement réglable, et il est disponible dans une variété de largeurs et de couleurs. (Tobias, Johnston 2012)

Les orthèses peuvent inclure un rembourrage pour amortir les zones sensibles, ainsi que des doublures spécialisées. Les patients utilisent souvent une interface séparée qui absorbe la transpiration et protège la peau et qui peut être lavée ou remplacée au besoin. (Tobias, Johnston 2012)

5. Après la conception

Une attention particulière doit être accordée à une ventilation adéquate et une facilité de nettoyage du dispositif, en particulier pour une utilisation à long terme. Les orthèses doivent également être évaluées pour leur effet sur la fonction. Par exemple, une attelle peut bien fonctionner en position debout mais peut gêner un mouvement, comme s'asseoir ou s'allonger. Il est donc essentiel d'évaluer l'orthèse lors des tâches fonctionnelles. La plupart des orthèses ont une durée de vie limitée et nécessitent une rénovation ou un remplacement pour une utilisation à long terme (mois à années). (Marcellin-Little et al. 2015)

Des complications possibles résultent d'une mauvaise évaluation du patient et de la fracture, d'une mauvaise application de l'appareil, d'une mauvaise gestion des cas et des problèmes de conformité du patient et / ou du propriétaire. Les complications peuvent aller de problèmes mineurs tels qu'une irritation cutanée ou une dermatite légère à des affections potentiellement mortelles comme une fracture ou une nécrose secondaire à un gonflement et à une altération de la circulation sanguine. La plus grande attention doit être accordée aux plaies, au patient et aux facteurs environnementaux dans le choix de la prise en charge de la contention externe. Elle doit être appliquée et surveillée de manière appropriée. La communication avec les propriétaires doit comprendre une explication claire concernant l'importance de la surveillance à domicile, les complications potentielles, les soins locaux et le suivi médical. (Tobias, Johnston 2012)

La raideur articulaire n'est pas rare après un traumatisme, une intervention chirurgicale ou une immobilisation d'un membre. En cas d'immobilisation prolongée, les adhérences entre les muscles, les tendons et les os peuvent limiter l'amplitude des mouvements des articulations touchées. Si la contention est effectuée avec un angle anormal, une perte de fonction peut en résulter. Le maintien d'une position debout neutre pendant l'application des bandages, des attelles et des plâtres encouragera la répartition du poids pendant et après la contention.

L'utilisation du membre après la cicatrisation peut souvent soulager les symptômes. Le plus important est la mobilisation le plus tôt possible pendant le rétablissement. (Tobias, Johnston 2012)

La création et l'utilisation d'orthèses impliquent souvent une approche d'équipe, en particulier dans les contextes de réadaptation. Dans le domaine humain, un médecin spécialisé en médecine physique et en réadaptation peut prescrire l'orthèse ou la prothèse, qui est ensuite construite par un orthésiste ou un prothésiste. Un ergothérapeute ou un physiothérapeute peut aider le patient à apprendre à utiliser l'orthèse ou la prothèse. Une approche d'équipe similaire peut être nécessaire pour poursuivre le développement de ces dispositifs en médecine vétérinaire. (Tobias, Johnston 2012)

6. Entretien

La durée de vie de l'appareil dépend du matériau dont il est composé. D'une manière générale, les supports enveloppant en néoprène dureront 12 à 36 mois. Les appareils en plastique et en fibre de carbone ne changeront jamais de forme. Le seul problème est qu'avec le temps, le corps de l'animal peut changer de forme, de sorte que l'appareil ne s'adapte plus correctement. La plupart des orthèses nécessitent peu d'entretien. Cela est particulièrement vrai pour les orthèses statiques et pour celles destinées à un usage temporaire. La coque en plastique peut être essuyée et les matériaux portés sous l'orthèse peuvent être lavés ou remplacés. Le patient peut devoir être vérifié périodiquement pour s'assurer que l'orthèse s'adapte. Les orthèses dynamiques peuvent nécessiter des ajustements et le remplacement des ressorts usés, des élastiques, etc. (Tobias, Johnston 2012) Un des principaux inconvénient réside dans l'usure causée par le contact avec le sol. Il sera alors nécessaire de changer le dispositif ou de renforcer la partie en contact avec le sol.

7. Le coût

La conception d'une orthèse dépend de l'affection de chaque animal, ainsi il est difficile d'établir un prix général sans voir l'animal. Une fourchette de prix est comprise entre 300€ et 1300€ à laquelle vient se rajouter les consultations de suivi vétérinaire. (Tarchala 2007)

III. Présentation de différentes techniques d'immobilisation d'un membre

Cette présentation n'a pas pour but de dresser une liste exhaustive des différentes techniques d'orthèses mais plutôt de mettre en lumière des techniques qui pourraient a priori être réalisées actuellement par un vétérinaire sans impression 3D et sans matériel d'orthésiste.

A. Les bandages d'immobilisation

1. Bandage de flexion carpienne

Le bandage de flexion carpien immobilise et maintient une flexion modérée du carpe et empêche l'appui sur le membre thoracique, tout en permettant un mouvement passif des articulations de l'épaule et du coude (Figure 3). L'utilisation la plus courante de ce bandage est de soulager la tension des tendons fléchisseurs après réparation. Sinon, il est principalement utilisé pour empêcher la mise en charge après une autre réparation orthopédique. (Tobias, Johnston 2012)



Figure 3 : Bandage de flexion carpien pour empêcher le poids des membres thoraciques. (Source : Veterinary Surgery Small Animals. Tobias et al.)

Une contracture permanente peut survenir si le carpe est maintenu en flexion pendant une période prolongée (c'est-à-dire généralement plus d'un mois, cependant, même à partir de 1 à 2 semaines, une diminution de l'amplitude des mouvements peut nécessiter une thérapie de rééducation). Une extension limitée devrait commencer dans les 2 à 4 semaines avec une modification progressive du bandage. Certains chiens marcheront sur la face dorsale du carpe; ces chiens peuvent nécessiter un bandage Velpeau pour éviter de porter du poids sur le membre thoracique. Sinon, le bandage est généralement bien toléré avec peu de complications. (Tobias, Johnston 2012)

2. Le bandage Robert Jones et ses modifications

Le bandage Robert Jones et ses modifications sont les bandages les plus couramment utilisés dans les contentions externes orthopédiques. L'utilisation de ces bandages est limitée aux blessures au niveau ou en aval du coude ou du grasset. Les complications peuvent inclure des blessures, des fractures, des luxations, des foulures et des entorses. Les variations de ce bandage impliquent le pansement, le rembourrage et la rigidité. La quantité et le type de matériaux de rembourrage et de renforcement sont déterminés par le type et l'emplacement de la blessure ainsi que par la compression et le soutien nécessaires. (Tobias, Johnston 2012)

a) Bandage Robert Jones (conventionnel)

Le bandage Robert Jones est un bandage volumineux indiqué comme méthode temporaire de stabilisation pour les fractures ou les luxations présentes au niveau ou en aval du coude ou de l'articulation du grasset jusqu'à ce qu'une réparation définitive soit effectuée, ou après une intervention chirurgicale pour traiter le gonflement postopératoire. Un bandage Robert Jones correctement appliqué fournit un soutien et une immobilisation des tissus mous et des os traumatisés, réduit et prévient l'œdème et limite l'épanchement avant ou après une intervention chirurgicale. Son volume et sa légère compression uniformément appliquée permettent d'atteindre ces objectifs sans compromettre la vascularisation des tissus mous. Le bandage est bien toléré chez la plupart des patients; cependant, son volume peut gêner la marche. Bien que très efficace pour la stabilité temporaire et l'immobilisation de l'extrémité, ce bandage ne convient pas pour la fixation de fracture primaire; le rembourrage en coton épais se desserre et peut contribuer à l'instabilité au site de fracture. Avant l'application du bandage, toutes les plaies doivent être correctement traitées et recouvertes d'un pansement. (Tobias, Johnston 2012)



Figure 4 : Exemple de bandage Robert Jones conventionnel sur un membre pelvien de chien (Source : Veterinary Surgery Small Animals. Tobias et al.)

b) *Bandage Robert Jones modifié*

Moins de rembourrage est utilisé dans le bandage Robert Jones modifié. Un bandage Robert Jones modifié est indiqué pour une légère compression et une immobilisation partielle du membre au niveau ou distalement du coude ou de l'articulation du grasset. Il est utile pour la réduction ou la prévention du post-traumatisme ou du gonflement postopératoire, la protection des tissus mous et le soutien des membres après une fixation chirurgicale ou le retrait du dispositif orthopédique. Cependant, le bandage Robert Jones modifié est contre-indiqué si une inflammation sévère est attendue. Parce qu'il n'assure pas la rigidité et l'immobilisation complète du membre, le bandage Robert Jones modifié n'est pas approprié pour le support temporaire des fractures ou des luxations. Il est construit de la même manière que le bandage Robert Jones. (Tobias, Johnston 2012)

c) *Bandage Robert Jones renforcé*

Un bandage Robert Jones renforcé incorpore un matériau rigide dans le bandage Robert Jones modifié pour améliorer l'immobilisation et le soutien du membre et des articulations. Offrant la stabilité du bandage Robert Jones sans l'encombrement, ce bandage est souvent utilisé à la place du bandage Robert Jones conventionnel pour la stabilisation temporaire d'une fracture avant la chirurgie ou après une réparation interne fragile. Un bandage Robert Jones renforcé peut être utilisé comme fixation primaire pour les fractures stables chez les jeunes animaux. (Tobias, Johnston 2012)

Le matériau de renforcement peut être constitué d'une tige d'aluminium, d'une attelle préformée en métal ou en plastique, ou des matériaux moulables tels que des plastiques thermoformables et d'autres rubans de résines synthétiques. Des attelles préformées sont disponibles pour les membres thoraciques et pelviens et sont principalement utilisées pour la stabilisation des fractures du radius distal et de l'ulna, des fractures ou luxations du carpe ou du tarse et des fractures des os métacarpiens ou métatarsiens ou des phalanges. Cependant, l'utilisation d'attelles préformées peut être contre-productive. Bien qu'elles soient disponibles en plusieurs tailles, l'ajustement exact est rare. Un rembourrage abondant, qui est généralement nécessaire, peut entraîner une augmentation de la survenue de complications des tissus mous et une perte d'immobilisation rigide. Par conséquent, les auteurs estiment que ces attelles ne doivent pas être utilisées pour la stabilisation de la fracture primaire. Les attelles moulées sur mesure sont des stabilisateurs plus efficaces des os et des articulations, et

comme elles sont adaptées sur mesure, moins de complications des tissus mous se produisent et la tolérance du patient est améliorée par rapport aux attelles préformées. (Tobias, Johnston 2012) Ce constat ouvre donc la voie pour les orthèses sur mesure réalisées par impressions 3D qui peuvent présenter un atout majeur dans la stabilisation des fractures dans le cas d'un Robert Jones renforcé.

3. Le bandage spica ou attelle spica

L'attelle spica est utilisée pour immobiliser l'articulation de l'épaule ou de la hanche. L'attelle s'étend sur l'omoplate ou la hanche de la ligne médiane dorsale jusqu'aux orteils. Les articulations distales sont également immobilisées par cette attelle. Elle peut être utilisée comme attelle temporaire pour les fractures humérales et fémorales ou en stabilisation d'appoint après fixation interne. Elle est rarement utilisée pour la prise en charge primaire de ces fractures. La plupart des fractures humérales et fémorales sont déplacées et la manipulation pour les réduire peut créer des dommages supplémentaires. Le repos en cage jusqu'à ce qu'une réparation définitive soit effectuée est préférable. Cependant, l'attelle spica peut être utilisée pour un retard prolongé de la chirurgie ou pour le voyage du patient avant la fixation. L'attelle spica peut également être envisagée chez les jeunes animaux présentant une fracture dites en « bois vert » de l'humérus ou du fémur. Le placement de l'attelle sur le membre pelvien peut être difficile, en particulier chez les chiens mâles à cause du passage du pénis sous l'abdomen. Les étriers ne sont pas nécessaires car le glissement est empêché par la fixation du bandage sur le torse. Le rembourrage en coton est appliqué de la même manière que le bandage Robert Jones modifié. Une tige d'attelle ou un ruban de résine synthétique peut être utilisé pour construire l'attelle. Des précautions doivent être prises lors de l'application d'une attelle spica des membres thoraciques pour éviter la compression du thorax et la compromission de la fonction respiratoire, en particulier en cas de traumatisme thoracique. La construction d'une attelle spica des membres pelviens chez un chien mâle nécessite d'éviter le prépuce. Peu de complications sont notées avec l'attelle spica; cependant, une abrasion peut se développer dans l'aisselle ou la région inguinale. Les patients peuvent avoir besoin d'aide pour se déplacer. (Tobias, Johnston 2012) Dans ce cas également, une orthèse sur mesure imprimée en 3D pourrait permettre de créer un espace nécessaire au passage du fourreau du chien mâle tout en conservant un bon maintien du membre pelvien.



Figure 5 : Attelle Spica appliquée sur le membre thoracique d'un chien pour l'immobilisation de l'articulation du bras (Source : Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.)

4. Le bandage ou attelle Schroeder-Thomas

L'attelle Schroeder-Thomas est un dispositif de traction constitué d'une armature métallique et d'un bandage souple. Le membre est suspendu dans le cadre et lorsqu'elle est construite et appliquée correctement, cette attelle peut contrecarrer les forces musculaires et immobiliser les articulations et certaines fractures. Son utilisation a été largement remplacée par des attelles et des plâtres. Elle peut être utilisée comme fixation primaire pour des fractures déplacées de façon minimale, de la diaphyse du radius, de l'ulna et du tibia. Les fractures du tiers distal de l'humérus, à l'exclusion des fractures condyliennes, ont été gérées avec succès avec cette attelle. L'attelle n'immobilise pas correctement l'épaule ou l'articulation de la hanche et est contre-indiquée pour la plupart des fractures humérales et fémorales. Une construction soignée et précise est nécessaire. (Tobias, Johnston 2012)



Figure 6 : Exemple d'attelle Schroeder-Thomas sur un membre thoracique de chien (Source : drssnairvet.blogspot.com)

B. Les moulages rigide (plâtres et résines)

1. Matériaux utilisés

Les moulages sont des dispositifs de contention externes réalisés sur mesure. Ils sont des stabilisateurs efficaces des os et des articulations. Auparavant, les moulages étaient principalement construits avec du plâtre de Paris ou du ruban de coulée imprégné de plâtre. Après l'avènement d'autres matériaux moulables, le plâtre est rarement utilisé aujourd'hui. Bien que peu coûteux et facilement moulable, le plâtre présente de nombreux inconvénients. Il est lourd, perd de sa résistance lorsqu'il est mouillé et retient l'humidité, ce qui peut provoquer une dermatite humide et une macération des tissus. Ses qualités radio-opaques peuvent nécessiter le retrait du plâtre pour l'évaluation radiographique du membre. Les rubans de coulée synthétiques sont nettement plus chers que le plâtre mais offrent de nombreux avantages. Fabriqués à partir de matériaux thermomoulables, de fibre de verre et de résine, ces produits sont légers, radiotransparents, résistants aux chocs et offrent une résistance adéquate

pour la contention externe en orthopédie pour petits animaux. Ils s'adaptent bien au membre et sont faciles à appliquer. Une scie à plâtre oscillante est utilisée pour retirer le plâtre. Un bruit et des vibrations importants sont générés par la scie, ce qui nécessite l'utilisation d'un tranquillisant ou d'une sédation pour certains patients. Pour éviter un poids direct sur les doigts, une barre de marche peut être appliquée sur un plâtre. Cela peut être utile pour les blessures des métacarpes ou métatarses ou pour la prévention de la macération des doigts si le plâtre est trop court. (Tobias, Johnston 2012)

2. Complications et soins post-application

S'il est correctement appliqué et entretenu, un plâtre peut rester en place jusqu'à 1 mois chez un animal adulte. Les jeunes en croissance nécessiteront des changements de plâtre au moins toutes les 2 semaines. Les propriétaires doivent faire preuve de sérieux dans la réalisation des soins et la surveillance et doivent immédiatement contacter un vétérinaire si des signes de complications (gonflement des tissus, mouvement du plâtre, douleur, boiterie, odeur) sont notés. Le plâtre doit être maintenu propre et sec et doit être recouvert d'un matériau imperméable lorsque l'animal est emmené à l'extérieur. Une dermatite aiguë se développera rapidement si le matériau du plâtre ou du bandage devient humide. La peau le long des extrémités proximale et distale du plâtre doit être évaluée fréquemment pour détecter des signes d'abrasion. Les doigts doivent être surveillés de près pour mettre en évidence tout signe de gonflement indiquant une obstruction vasculaire. Les escarres se manifestent par une boiterie et une odeur fétide. Les radiographies doivent être effectuées tous les mois chez les animaux adultes et lors des changements de plâtre chez les jeunes. (Tobias, Johnston 2012)

3. Le plâtre complet

Un plâtre complet s'étend sur tout le membre des doigts à l'aisselle ou à l'aîne et peut suffisamment immobiliser les articulations du coude et du grasset, le radius et l'ulna, ainsi que le tibia et la fibula. Les articulations de l'épaule et de la hanche ne sont pas immobilisées par un plâtre du membre entier. Par conséquent, l'utilisation d'un plâtre dans la gestion des fractures est limitée aux fractures distales des articulations du coude et du grasset. Les fractures stables à déplacement minimal du radius, de l'ulna, du tibia et de la fibula chez les jeunes animaux répondent bien à la contention externe moulée. Les plâtres peuvent également être utilisés pour traiter les fractures déplacées si la fracture est correctement réduite et alignée

avant l'application. Cependant, si la réduction des fractures ne peut être maintenue, une intervention chirurgicale est indiquée. Les plâtres peuvent également être utiles pour la contention supplémentaire d'une fixation interne fragile. (Tobias, Johnston 2012)

4. Le demi plâtre

Le demi-plâtre ne s'étend pas en amont du coude ou du grasset et est indiqué pour les fractures à déplacement minimal du métacarpe et du métatarse. Les demi-plâtres ont été utilisés pour les fractures du radius et du tibia qui sont relativement stables et non déplacées, avec l'ulna ou la fibula intact. L'utilisation de ce plâtre pour ces fractures repose sur la compression musculaire plutôt que sur l'immobilisation des articulations pour stabiliser le site de fracture. (Tobias, Johnston 2012)

5. Moulage bivalve

Le soin des plaies peut nécessiter des changements fréquents de plâtre. Lorsqu'un changement de plâtre fréquent est prévu, les plâtres peuvent être bivalves en coupant à travers le plâtre avec la fraise oscillante le long des côtés médial et latéral ou crânial et caudal du plâtre. Un ruban adhésif non élastique est appliqué sur le plâtre pour le maintenir en place. Au moment du changement de plâtre, les moitiés du plâtre sont retirées intactes. Lors de la remise en place, une légère modification du plâtre d'origine peut être nécessaire pour améliorer l'ajustement sur le rembourrage de plâtre remplacé. De plus, la coupe des coins pointus peut améliorer l'ajustement. (Tobias, Johnston 2012)

C. Les attelles semi-rigides et souples

Bien qu'il soit a priori difficile de réaliser des orthèses semi rigides par impression 3D, nous avons tout de même souhaité faire part de leur existence. En effet, les avancées technologiques en termes de matériaux pourraient rendre possible ces impressions un jour. Actuellement ce type d'orthèse existe sur le marché mais elles ne sont pas sur mesure.

Les dispositifs non rigides sont généralement constitués de néoprène ou d'un matériau similaire. Ils offrent l'avantage d'un support sans le poids et l'encombrement supplémentaire

d'une orthèse rigide. Le type non rigide n'immobilise pas la partie du corps touchée et n'offre qu'une légère stabilité médiale ou latérale, mais il fournit une certaine compression et un soutien musculo-squelettique au membre. Le soutien varie en fonction de la densité du matériau utilisé pour construire les dispositifs, ainsi que la largeur et le placement des sangles. Les dispositifs non rigides peuvent aider à la prophylaxie des blessures et à la réduction de la douleur légère et sont utilisés pour les blessures mineures (entorses, foulures, soins des plaies), la prévention des blessures et le soutien après le retrait du plâtre ou de l'attelle. Les attelles en néoprène sur mesure (Figure 7), par exemple, offrent divers degrés de soutien, de stabilité et d'immobilisation des articulations.



Figure 7 : Attelle de support carpien en néoprène sur mesure. (Source : Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.)

Elles peuvent offrir un soutien palmaire / plantaire et peuvent réduire l'amplitude des mouvements de l'articulation. Pour un support plus rigide, des entretoises, généralement

constituées de feuilles thermoplastiques moulables à basse température, peuvent être facilement incorporées dans l'attelle. Ces entretoises peuvent être retirées au fur et à mesure que l'animal progresse dans la récupération. Ils sont faciles à appliquer et à retirer pour l'inspection des membres et la thérapie de rééducation. Les animaux tolèrent bien les attelles souples et les complications sont généralement mineures, elles comprennent notamment des plaies cutanées. Des attelles souples personnalisées sont disponibles auprès de fournisseurs vétérinaires. Cependant, des orthèses rigides personnalisées en thermoplastique à haute température sont recommandées pour les blessures nécessitant plus de soutien et / ou une immobilisation des articulations. (Tobias, Johnston 2012)

D. Orthèse statique ou dynamique

Ce type d'orthèse nécessite un savoir-faire plus important et l'aide d'un orthésiste est fortement recommandée pour réaliser ce type d'appareillage.

Deux classifications générales des orthèses sont connues: statique et dynamique. Les orthèses statiques maintiennent l'articulation dans une position fixe. Elles servent de support rigide pour les fractures; blessures aux ligaments, aux tendons et aux tissus mous; et les lésions nerveuses; ou comme support postopératoire. Les orthèses statiques ne s'articulent pas; elles maintiennent simplement l'articulation à un angle particulier, assurant un soutien et un positionnement correct. Par exemple, une orthèse carpienne statique peut être utilisée pour maintenir le carpe dans une position neutre afin de favoriser la guérison et d'éviter les blessures pendant les activités. Ces produits diffèrent de l'attelle traditionnelle (plâtre, résine en fibre de verre) car ils peuvent être facilement retirés et réappliqués par le propriétaire et le thérapeute en raison de l'utilisation de sangles de fixation auto-adhésives ou d'autres méthodes de fixation. Ils sont non encombrants et légers et sont construits avec des matériaux durables et résistants (par exemple : thermoplastique, fibre de carbone) qui peuvent être nettoyés facilement si l'orthèse devient humide ou sale. On s'écarte ici du cadre des dispositifs d'immobilisation réalisables par le vétérinaire sans matériel d'orthésiste.

Les orthèses dynamiques incorporent un système de charnière et peuvent permettre une amplitude de mouvement normale d'une articulation tout en empêchant un mouvement anormal, ou elles peuvent limiter l'amplitude de mouvement. Les charnières sont généralement construites en métal ou en caoutchouc composite. Les charnières métalliques offrent un contrôle multidirectionnel et une plage de mouvement variable, mais elles

n'absorbent pas les forces de mouvement. Les charnières en caoutchouc composite absorbent, stockent et renvoient la tension et la force produites par la marche pendant le cycle de marche. Cela améliore le confort du patient et la facilité d'utilisation de l'orthèse. Les utilisations courantes des appareils orthopédiques dynamiques comprennent la stabilisation des articulations avec une instabilité ligamentaire, la récupération lors d'une blessure au tendon d'Achille par exemple et la fourniture d'un soutien postopératoire. (Tobias, Johnston 2012)

IV. Utilisation des orthèses par affection

A. Les fractures

Le cas des fractures a largement été évoqué précédemment ainsi que les conditions nécessaires à l'application d'une orthèse en cas de fracture. Ainsi nous ne reviendrons pas en détail sur ce point dans cette partie. Parmi les fractures pouvant nécessiter l'application d'une orthèse, on peut trouver notamment les fractures dues à un traumatisme mais il est également possible d'appliquer des orthèses en prévention d'une éventuelle fracture. Nous pensons notamment à la fragilisation osseuse engendrée par une tumeur osseuse.

B. Les entorses

Les blessures articulaires peuvent être classées en entorses, luxations, fractures ou une combinaison des trois. Les entorses sont les blessures les plus courantes chez les chiens de performance, et les entorses des articulations carpiennes sont les plus susceptibles de ne pas être diagnostiquées. Une entorse est une blessure à un ligament qui peut survenir dans la partie médiane du ligament ou à son attachement à l'os; les entorses sont classées selon leur gravité. (Tobias, Johnston 2012)

1. Entorses de grade 1

Les entorses de grade 1 sont légères et sont décrites comme un étirement excessif du ligament, sans déchirure ni perte de fonction. Ce type d'entorse peut généralement être soutenu par une enveloppe ou une attelle en néoprène souple. L'orthèse appliquera une légère pression circumférentielle sur la zone et stabilisera les tissus mous environnants pour réduire le mouvement des ligaments et favoriser la guérison. La légère réduction de l'amplitude des

mouvements fournie par ce support peut réduire le temps de cicatrisation et la boiterie et permettre la reprise d'une démarche fonctionnelle sans douleur en moins de temps. (Tobias, Johnston 2012)

2. Entorses de grade 2

Les entorses de grade 2 sont de gravité modérée et sont décrites comme une déchirure partielle. La continuité générale du ligament est intacte, bien que sa résistance soit considérablement réduite. Selon la taille, le poids, l'emplacement de l'entorse et l'activité globale du chien, plusieurs appareils peuvent être utilisés pour une entorse de grade 2. Une enveloppe en néoprène soulagera le site de la blessure, mais le plus souvent, une structure thermoplastique à basse température peut être ajoutée à l'enveloppe pour améliorer la stabilité et faciliter le processus de récupération (support semi-rigide). Cette pièce en plastique peut être moulée sur le dessus de la pellicule de néoprène tout en étant attachée au membre. Des sangles de fermeture à crochets et boucles maintiennent ensemble l'enveloppe en néoprène et l'insert en plastique pour augmenter la rigidité de l'appareil, diminuant ainsi l'amplitude des mouvements et la tension sur la zone touchée. Des orthèses thermoplastiques à haute température de densité inférieure peuvent également être utilisées pour les entorses de grade 2. Ces plastiques, comme le polyéthylène, sont plus flexibles et peuvent être utilisés pour contrôler le membre, mais permettront un certain mouvement en raison de leur nature flexible. Pour les entorses plus chroniques de grade 2 chez les chiens ayant un niveau d'activité plus élevé ou chez les chiens en surpoids, des orthèses thermoplastiques à haute température personnalisées fourniront le meilleur soutien et la prévention des blessures. Une immobilisation complète de l'articulation peut être obtenue au besoin avec ce type d'appareil. Ces orthèses peuvent être enlevées quotidiennement pour vérifier les abrasions cutanées et peuvent réduire le coût et le temps nécessaires pour appliquer de nouvelles attelles et / ou bandages. Les entorses ligamentaires légères à modérées (grades 1 et 2) se prêtent à un soutien externe avec l'utilisation d'enveloppes spécialisées, d'orthèses, d'une attelle ou d'un plâtre pendant 6 à 8 semaines, en plus d'une thérapie de rééducation. Les bandages de soutien permettent l'immobilisation des articulations, préviennent d'autres blessures au ligament affecté et assurent la stabilité afin que le ligament puisse guérir. (Tobias, Johnston 2012)

3. Entorses de grade 3

Les entorses de grade 3 sont graves et impliquent une rupture complète ou une déchirure du ligament, entraînant une instabilité articulaire. Les orthèses semi-rigides et rigides peuvent fournir un support au carpe au lieu d'une arthrodeèse chirurgicale ou d'une fixation squelettique externe si le patient n'est pas un candidat chirurgical. (Tobias, Johnston 2012)

C. Les contractures articulaires

Le moulage en série, les orthèses progressives statiques et les orthèses dynamiques sont trois méthodes utilisées pour traiter les contractures articulaires. La tension et le temps sont les principaux facteurs de ces méthodes, le temps étant le facteur le plus important lié au succès du traitement. Une tension accrue n'accélérera pas nécessairement la récupération; cependant, plus de temps avec une faible tension peut améliorer le succès du traitement. Le soutien dynamique offre l'avantage d'une thérapie de rééducation concomitante effectuée non seulement par le thérapeute mais également par le propriétaire à domicile. (Tobias, Johnston 2012)

Historiquement, le moulage ou attelle en série a été la modalité la plus couramment utilisée pour traiter la contracture articulaire. Elle repose sur un étirement statique progressif. L'articulation est maintenue pendant quelques jours à une semaine, moment auquel un nouveau plâtre ou une nouvelle attelle est appliqué. Ce processus peut être coûteux et laborieux car de nombreuses applications de bandages ou attelles sont souvent nécessaires. (Tobias, Johnston 2012)

Les orthèses progressives statiques étirent le tissu et le maintiennent à une longueur constante. Elles sont généralement portées pendant 30 minutes deux à trois fois par jour. À chaque séance de 30 minutes, la force appliquée est augmentée par le patient toutes les 5 à 10 minutes pour augmenter l'amplitude des mouvements pendant l'application du dispositif. Cette méthode n'est pas pratique pour les petits animaux. (Tobias, Johnston 2012)

Les orthèses dynamiques comprennent un composant qui fournit une tension à une articulation contractée. Diverses caractéristiques, telles que des élastiques, des ressorts ou des «articulations ultraflex», peuvent être incorporées dans une orthèse dynamique pour fournir cette tension. Une tension constante sur toute l'amplitude du mouvement n'est pas fournie

avec ce type d'orthèse, qui peut ne pas étirer le membre dans toute sa gamme de mouvement. Les ressorts et les élastiques sont des moyens peu coûteux de produire de la tension; cependant, la force de la tension diminue dans toute l'amplitude des mouvements. Ce style d'orthèse peut être porté jusqu'à 8 heures à la fois sans ajustement, ce qui améliore l'observance du dispositif. (Tobias, Johnston 2012)

D. Instabilité et rupture ligamentaire

Les recommandations pour concevoir des orthèses pour les grassetts n'ayant plus de ligament croisé caudal fonctionnel se sont principalement concentrées sur la lutte contre l'instabilité cranio-caudale de ces articulations. (Torres et al. 2017)

Or, une étude cinématique évaluant les orthèses rigides de grasset chez le chien a démontré que la translation tibiale crâniale lors de la marche n'était pas éliminée sur un grasset de chien dépourvu de ligament croisé et portant une orthèse rigide. Cependant, il a été observé que l'orthèse de grasset améliore l'utilisation des membres lors de rupture du ligament croisé crânial. Certaines théories proposées pour expliquer ce phénomène sont que l'orthèse peut fournir une stabilité en rotation, limiter suffisamment la flexion pour décourager un soutien complet du membre (boiterie de soutien), fournir une résistance partielle suffisante pendant l'extension pour diminuer la douleur ou augmenter la proprioception du membre. Cependant, les orthèses de grasset à elles seules ne sont pas suffisantes pour améliorer l'utilisation des membres sur le long terme. La rééducation physique et la rééducation de la marche sont essentielles pour réussir une amélioration conjointement à l'application d'orthèses de grasset, en particulier pour les affections des ligaments croisés. (Marcellin-Little et al. 2015)

Les orthèses fonctionnelles à charnières sont devenues le support préféré des animaux souffrant d'insuffisance du ligament croisé crânial, de lésions ligamentaires collatérales et de plusieurs autres lésions de grasset (Figure 8). Ces orthèses suppriment la tension sur le ligament croisé crânial, permettant à l'articulation du grasset de fonctionner normalement. Des appareils orthopédiques fonctionnels peuvent être utilisés pour aider les animaux à poursuivre leurs activités quotidiennes et à faire de l'exercice, réduisant ainsi l'atrophie musculaire. Ils peuvent également être utilisés jusqu'à ce qu'une réparation définitive soit effectuée. Ces

orthèses ne contribuent guère à accélérer la guérison, mais peuvent fournir un soutien adéquat et peuvent aider à prévenir d'autres blessures. Ce type de renfort de grasset est limité à une conception fabriquée sur mesure dérivée de plastiques formables sous vide. Il nécessite l'ajout d'une charnière uniaxiale pour permettre une gamme complète de mouvement au niveau de l'articulation du grasset. Cette attelle fournit une trajectoire de mouvement définie pour le tibia sous le fémur en se verrouillant sur les os longs de la jambe et en empêchant les mouvements crânio-caudaux excessifs. La conception fabriquée sur mesure maximise l'ajustement de l'orthèse et utilise une plus grande surface pour contrôler les bras de levier. Le plastique sert de dispositif plus rigide et empêche également les forces varus-valgus.(Tobias, Johnston 2012)



Figure 8 : Attelle de grasset fonctionnelle à charnière fournit un soutien tout en permettant la flexion du membre (Source : Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.)

Nous avons compris que le principe fondamental de cette orthèse dynamique qui est de limiter l'amplitude d'une articulation afin de soulager un ligament défailant. Ainsi, ce type de dispositif peut être utilisé dans d'autres cas de rupture ligamentaire.

E. Amélioration de la proprioception

Selon une étude, les orthèses souples de grasset en néoprène ne diminuent pas l'instabilité de l'articulation du grasset, mais pourraient être utiles pour améliorer la proprioception des membres. (Marcellin-Little et al. 2015) La conservation de la proprioception est un élément majeur lors de la convalescence car son absence est un facteur favorisant les plaies cutanées secondaires aux frottements contre le sol. La mise en place rapide d'un tel dispositif permet donc de prévenir les aggravations.

F. Luxation de la rotule

Les orthèses pour luxation rotulienne échouent pour les luxations de haut grade, mais les luxations rotuliennes de bas grade peuvent répondre au support orthopédique lors d'exercices ciblés. Les orthèses flexibles qui sont couramment utilisés dans les luxations rotuliennes de bas grade chez l'homme sont souvent infructueuses chez les chiens et les chats car la peau est très mobile chez les chiens et les chats. Les plaies et les réactions cutanées sont des complications potentielles des orthèses flexibles de luxation rotulienne; cependant, à de rares occasions cela a été géré avec succès à court terme. (Marcellin-Little et al. 2015)

G. Réduire un angle

Les orthèses du membre thoracique les plus couramment utilisées sont utilisées en partie distale du coude. Les orthèses antébrachiales sont rares, mais les orthèses carpiennes sont régulièrement utilisées pour l'hyperextension carpienne légère et modérée, pour la protection après une intervention chirurgicale ou pour le soutien ou la prise en charge des déformations angulaires. Cependant, il n'y a aucune preuve scientifique que les orthèses carpiennes peuvent permettre la guérison d'une hyperextension carpienne sévère ni même empêcher une augmentation de l'angulation ou de la torsion osseuse qui pourrait résulter de la fermeture prématurée d'une ou plusieurs plaques de croissance radiale ou ulnaire. (Marcellin-Little et al. 2015)

H. Immobilisation post-opératoire

1. L'arthrodèse

a) En quoi cela consiste ?

L'arthrodèse du carpe, partielle ou totale, est une intervention de sauvetage d'une articulation gravement lésée. De nombreuses techniques ont été décrites. Les lésions les plus fréquentes nécessitant une arthrodèse sont des lésions d'hyperextension ou des luxations avec ruptures multiligamentaires. L'articulation antébrachio-carpienne doit être préservée le plus possible pour un résultat fonctionnel plus physiologique, cet étage articulaire étant responsable de 85 à 90 % de l'amplitude articulaire du carpe. Une arthrodèse totale est nécessaire dès que cet étage articulaire est lésé. Pour déterminer l'étendue des lésions et planifier l'intervention, il est important de connaître les angles d'appui normaux. Ainsi, chez le chien, en début et en fin de phase d'appui, une extension de 10° environ est mesurée pour l'articulation antébrachio-carpienne. L'angle d'extension en position statique est plus faible que lors de la marche ou du trot. (Caron 2018)

b) Caractéristique de l'orthèse

Si une immobilisation complète du carpe est nécessaire (notamment après une arthrodèse carpienne), une coque rigide du membre est une caractéristique essentielle de l'orthèse. Un membre libre avec un support rigide limité au carpe n'élimine pas le mouvement au niveau du carpe et n'est pas suffisant. (Marcellin-Little et al. 2015) Une étude ex-vivo démontre une réduction de la tension sur la plaque d'arthrodèse grâce à l'ajout d'un plâtre. (Woods et al. 2012)

c) Exemple d'orthèse lors d'arthrodèse totale du carpe

Afin de limiter les contraintes mécaniques sur le montage de l'arthrodèse, le carpe est immobilisé pendant un mois à l'aide d'une résine mise en place avant le réveil de l'animal afin de profiter de la même anesthésie générale. Après durcissement, la résine est fendue longitudinalement en deux coques (craniale et caudale) afin de faciliter les changements ultérieurs du bandage. Le bandage est alors ajusté en prévision de l'œdème postopératoire. Puis, il est décidé de poursuivre l'immobilisation du membre pendant un mois en ne remettant que la coque caudale afin d'assouplir le bandage. Cette dernière est raccourcie afin de limiter

les frottements au niveau de la plaie. Les plaques utilisées pour ce genre d'intervention ont été conçues pour transmettre la totalité de la charge du membre sur le 3ème métacarpe. De ce fait, les fractures métacarpiennes, observées dans 2 à 19% des cas, représentent l'une des complications majeures de l'arthrodèse totale du carpe. Cette complication peut être prévenue par la mise en place d'une résine ou d'un bandage avec attelle, en particulier chez les chiens actifs et/ou lourds. La mise en place d'une résine ou d'un bandage avec attelle est donc classiquement associée à l'utilisation de ces plaques, afin de diminuer et de répartir les contraintes mécaniques exercées sur les métarpes, diminuant ainsi le risque de fracture. D'autre part, simple et rapide à mettre en place, le bandage Robert-Jones avec attelle peut être privilégié en cas de changement fréquent afin de surveiller l'évolution de la plaie. Plus complexe à mettre en place et nécessitant une anesthésie générale, le bandage avec résine confère une immobilisation externe d'une plus grande rigidité et est par conséquent plus fréquemment utilisé. Les complications liées à la mise en place d'un bandage ou d'une résine vont de la simple plaie d'irritation liée aux frottements, à la perte du membre tout entier secondairement à une gangrène sèche ou humide liée à une mauvaise mise en place du bandage. (Pillard et al. 2014)

2. Les affections cervicales

a) Cas de la chirurgie

Bien que la pose postopératoire d'un bandage cervical externe ait été décrite, certains auteurs pensent que cela n'est pas nécessaire si une fixation interne appropriée a été réalisée, et cela peut entraîner de nombreuses complications. Une restriction stricte en cage est conseillée pour un minimum de 4 semaines, mais idéalement jusqu'à 8 semaines pour tous les chiens ayant subi une intervention chirurgicale. (Tobias, Johnston 2012) Ainsi, la pose d'une orthèse reste une fois de plus à l'appréciation du vétérinaire après avoir pris en compte la balance bénéfice-risque.

b) Cas du traitement conservateur sans chirurgie

Le but du traitement conservateur en cas de subluxation atlanto-axiale est de stabiliser la jonction atlanto-axiale pendant la cicatrisation des structures ligamentaires. Le traitement non chirurgical de la subluxation atlanto-axiale, comprenant un confinement strict en cage pendant

6 semaines, une analgésie et une orthèse cervicale rigide, a été efficace chez certains patients. Cependant, les approches non chirurgicales ou conservatrices sont susceptibles d'entraîner des signes cliniques récurrents ou progressifs. L'attelle doit immobiliser la jonction atlanto-axiale, de sorte que la totalité de l'enveloppe doit passer par-dessus la tête jusqu'aux oreilles et remonter au niveau de la poitrine (Figure 9 : Un Yorkshire Terrier de 5 mois avec subluxation atlanto-axiale montre un pansement de soutien s'étendant du canthus latéral des yeux à la région médiosternale (Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.)).



Figure 9 : Un Yorkshire Terrier de 5 mois avec subluxation atlanto-axiale montre un pansement de soutien s'étendant du canthus latéral des yeux à la région médiosternale (Veterinary Surgery Small Animal. Tobias et al.)

L'attelle est généralement fabriquée à partir d'un matériau moulé en fibre de verre, incorporé dans un bandage et appliqué ventralement, avec le cou maintenu en extension car il est fixé en place avec un rembourrage moulé et une enveloppe élastique. L'attelle doit s'étendre de l'aspect rostral de la mandibule au processus xiphoïde. L'attelle doit idéalement être changée une fois par semaine pendant que le chien est sous sédation ou sous anesthésie pour éviter le développement d'escarres associées à la migration de l'attelle sous le pansement. Des radiographies cervicales répétées peuvent être prises pendant que l'attelle est en place et de préférence après chaque bandage successif. Les complications associées à l'utilisation d'une attelle et d'un bandage cervical comprennent la récurrence de la maladie, les ulcères cornéens, la migration de l'attelle pour devenir inefficace, la dermatite humide, les escarres, l'hyperthermie, l'insuffisance respiratoire (dyspnée), l'anorexie, l'otite externe et l'accumulation de nourriture entre l'attelle et la mandibule. (Tobias, Johnston 2012) On peut donc penser qu'une attelle sur mesure imprimée en 3D pourrait permettre un gain de temps

pour le changement fréquent du bandage et permettre d'avoir un dispositif parfaitement adapté à la morphologie de l'animal.

I. Plaies

Lorsqu'une intervention chirurgicale nécessite une immobilisation post-opératoire, il est très fréquent qu'une plaie opératoire se situe dans le champ de la zone à immobiliser. Or, nous savons qu'une plaie chirurgicale doit être surveillée régulièrement afin de détecter toute anomalie au plus vite (infection, déhiscence de la suture...). Pour se faire, les méthodes d'immobilisation actuelles imposent que celles-ci soient régulièrement retirées et changées. A l'aide d'un dispositif d'immobilisation sur mesure imprimé en 3D et facilement retirable, cela permettrait de pouvoir surveiller la plaie aisément sans devoir refaire tout le bandage par la suite.

J. Incapacité motrice

Lorsqu'un animal présente des déficits de proprioception, il est très fréquent que des plaies de frottement apparaissent sur la face dorsale des membres pelviens. L'application d'une orthèse afin de rétablir l'appuie sur la face plantaire du membre permet d'améliorer le confort de l'animal de manière considérable. Pour ce faire, nous pouvons penser que l'utilisation d'une orthèse sur mesure réalisée en impression 3D pourrait être un dispositif utilisable dans ce genre de situation permettant d'avoir un dispositif parfaitement adapté à une utilisation chronique.

V. Les techniques d'impression 3D

A. Quelques exemples de techniques d'impression 3D

Le principe de l'impression 3D ou fabrication additive repose sur la fabrication d'un objet par ajout de matière et non par soustraction de matière comme dans les techniques d'usinage traditionnelles. L'ensemble des techniques d'impression 3D reposent sur la superposition de couches en 2D sur un lit d'impression qui se déplace verticalement au cours de l'impression. La superposition de ces couches se fait selon un fichier informatique réalisé en amont. Cette technologie permet de confectionner des formes complexes qui ne serait pas réalisables par usinage mais également de réaliser une économie de matière car seule la matière nécessaire est utilisée, il n'y a pas de perte de substance. Cela permet de réaliser des objets plus légers notamment pour l'industrie aérospatiale ou bien de réaliser des prototypes qui sont essentiels à l'architecture ou à la médecine. (Wong, Hernandez 2012). Nous allons vous présenter ici quatre techniques d'impressions 3D majoritairement utilisés de nos jours.

1. La Modélisation par Dépôt de fil en Fusion (FDM)

a) Aspects techniques

La modélisation par dépôt de fil en fusion (Figure 10) est la technique d'impression 3D la plus connue auprès du grand public. Grâce à une tête d'extrusion, un filament de polymère stocké sous forme de bobine est chauffé à plus de 200°C. La matière en fusion est alors déposée par une buse en fine couche allant de 0,8 à 3 mm d'épaisseur, ce dépôt s'effectue dans un plan horizontal. Une fois déposé, le polymère durcit en refroidissant. La plateforme sur laquelle l'objet est déposé descend et l'imprimante procède de la même façon pour les couches suivantes. (Blum et al. 2017)

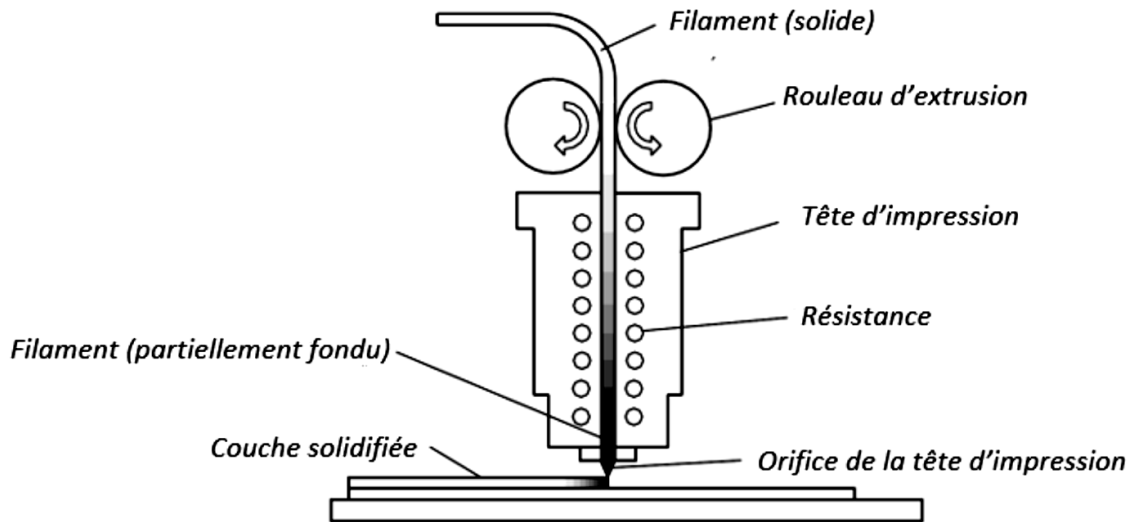


Figure 10 : Schéma du fonctionnement de la modélisation par dépôt de fil en fusion
(Source : Giansetto, 2015)

b) Avantages

La technologie FDM est une technologie adaptée à une utilisation de bureau car c'est une technologie propre, ne nécessitant pas de nettoyage de l'objet après fabrication sauf cas particulier. De plus, il suffit de changer la bobine de fil pour pouvoir imprimer à nouveau, ce qui en fait une technologie facile à utiliser. Auparavant principalement limitée à quelques polymères thermoplastiques, cette technologie est aujourd'hui compatible avec un large choix de matériaux composites, notamment des filaments composés d'un mélange de polymère à 60% et de bois (LayWood®), de pierre (composite de pierre et de polyester : LayBrick®), ou encore de céramique. Il est également possible d'imprimer des matières alimentaires, en faisant des adaptations au niveau de la tête d'extrusion. (Blum et al. 2017). Les imprimantes utilisant la technologie FDM sont parmi les moins chères du marché atteignant parfois un budget de moins de 200€. De plus, une bobine de fil d'environ 1kg coûte aux alentours de 20€. (Locker 2019)

c) Inconvénients

Le manque de précision de ces imprimantes est leur principal défaut. En effet l'épaisseur de chaque couche dépend du diamètre du fil extrudé au moment de l'impression par la buse. De plus, le poids occasionné par l'objet au cours de sa construction peut entraîner des

déformations ou un décalage des couches au cours de la fabrication. (Berchon, Luyt 2014). Afin d'éviter la déformation de certaines sections de pièces en porte à faux, des supports imprimés à même la pièce maintiennent cette dernière pendant l'impression. (Figure 11) Ces supports sont enlevés manuellement (par découpage ou brossage) ou chimiquement (par dissolution) dans une phase de finition post impression lorsque l'objet est achevé. (Blum et al. 2017)

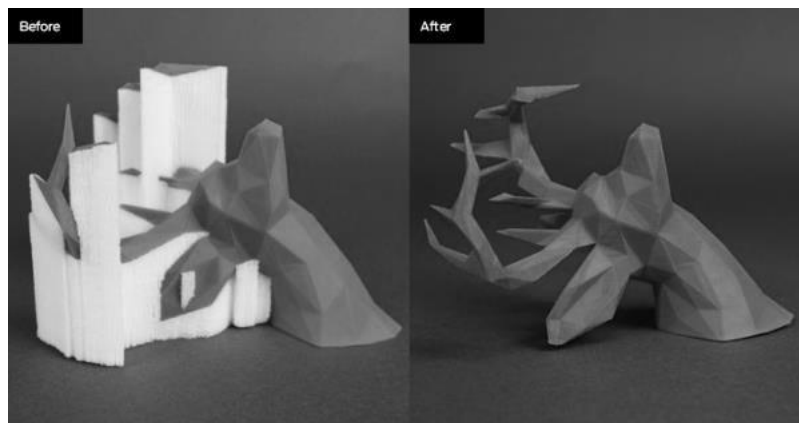


Figure 11 : Exemple d'utilisation de matériau de support lors de l'impression 3D.

(Source : <http://www.primante3d.com/materiaux/>)

2. La stéréolithographie (SLA)

a) Aspects techniques

Cette technologie est la première technique de fabrication additive ayant vu le jour en 1984. Elle utilise le principe de photo-polymérisation. La plateforme sur laquelle va être imprimé l'objet est plongé dans une cuve remplie de photopolymère, un matériau synthétique dont les molécules se solidifient sous l'effet de la lumière ultraviolette. Un rayon ultra-violet va venir solidifier la partie de la résine à la surface qui formera l'objet. Ensuite, la plateforme descend afin de faire apparaître de nouveau une couche de monomère à la surface. L'opération est répétée couche après couche jusqu'à l'obtention du produit final qui est complètement immergé. Il ne reste alors qu'à sortir l'objet de la résine. (Blum et al. 2017)

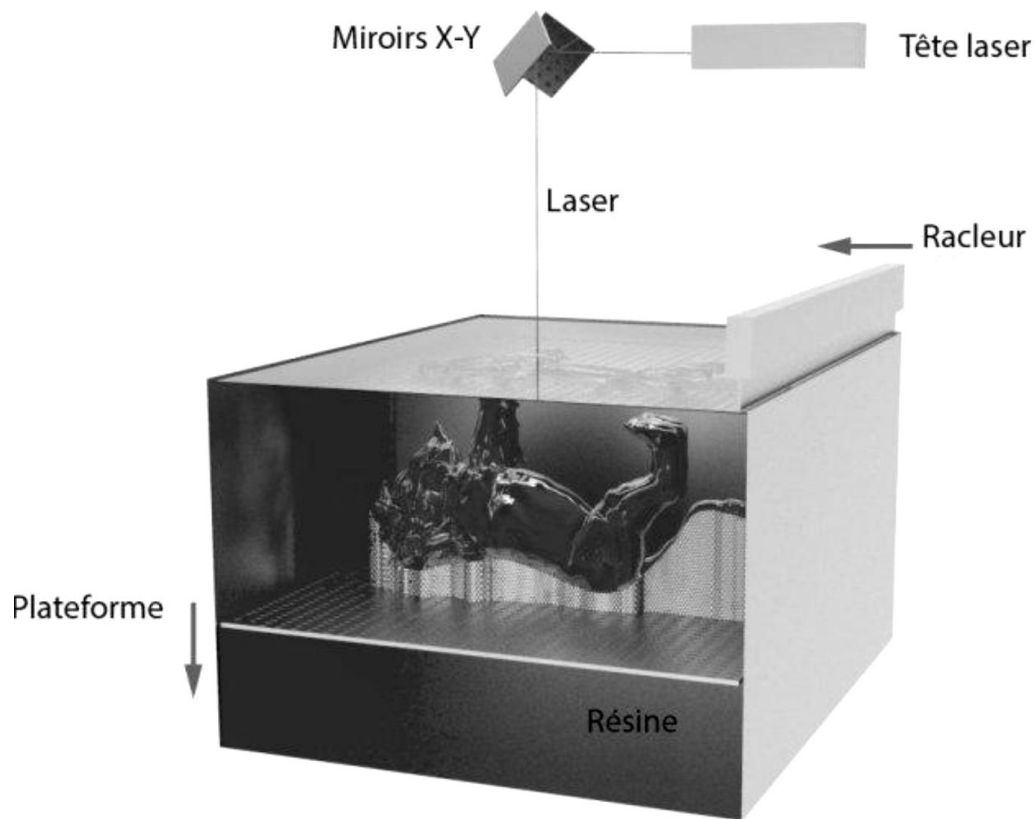


Figure 12 : Représentation du procédé de stéréolithographie (Source : Blum et al. 2017)

b) Avantages

La précision de la technologie SLA est un de ses atouts majeurs. En effet, la résolution est principalement déterminée par la taille du point optique du laser. Le niveau de détails permis par la technologie SLA ne peut être atteint par la technologie FDM. Avec la stéréolithographie, moins de forces sont exercées sur le modèle lors de l'impression 3D, la surface n'en est que plus lisse. (Locker 2019). La SLA permet de réaliser des pièces de très grandes tailles pouvant aller jusqu'à deux mètres de diamètre (Berchon, Luyt 2014).

c) Inconvénients

Il peut s'avérer complexe de retirer le modèle imprimé de la plate-forme d'impression. Il reste souvent beaucoup de résine sur la plate-forme ce qui entraîne un désagrément pour l'opérateur. De plus, les modèles sont recouverts de résine collante, qui doit être éliminée dans un bain d'alcool isopropylique. L'impression 3D avec la stéréolithographie est coûteuse :

la résine, premier consommable avec cette technologie, est chère. Un litre de résine standard coûtera entre 60 et 120 €. La résine n'est pas le seul consommable : les machines ont un réservoir qui doit être remplacé après l'impression de 2 à 3 litres de résine. En effet, au fil du temps, le réservoir interne est tâché, de sorte que la source de lumière n'est plus en mesure de projeter précisément l'image dans la résine. Un réservoir de résine coûte environ 50 €. Le choix des matériaux pour une impression SLA est pour le moment relativement limité en couleurs mais également en composition. C'est un procédé lent qui nécessite un temps d'impression compris en moyenne entre 6 et 12 heures. (Berchon, Luyt 2014)

3. La technologie Polyjet

a) Aspects techniques

Comme la technologie de stéréolithographie, la technique Polyjet repose également sur la photo-polymérisation. Elle s'apparente à la technologie d'impression à jet d'encre 2D que nous connaissons. Grâce à ces multiples têtes d'impression, la technologie polyjet peut combiner plusieurs matières ou plusieurs couleurs au cours de l'impression. Les têtes d'impression déposent goutte par goutte de la matière photosensible sur un support. Puis une lampe à ultra-violet vient durcir la matière nouvellement déposée. La plateforme descend et l'opération est répétée plusieurs fois couche après couche jusqu'à la réalisation complète de l'objet. (Blum et al. 2017)

b) Avantages

Avec la technologie polyjet, il est possible d'imprimer un objet avec plusieurs matériaux simultanément. Cela permet notamment de combiner des objets souples et rigides ou transparents et opaques. (Berchon, Luyt 2014)

c) Inconvénients

L'inconvénient majeur de cette technologie est le fait que nous obtenons un objet avec une surface granuleuse due à la projection de matière couche après couche. De plus, la multiplication des matériaux et des têtes d'impression entraîne un coup élevé. (Blum et al. 2017)

4. Le Frittage Sélectif par Laser

a) Aspects techniques

Dans cette technologie, la plateforme est placée dans une cuve sous une fine couche de matière en poudre. Cette matière va s'agglomérer à la chaleur d'un laser pointé sur les endroits choisis. L'assemblage de la poudre par fusion puis solidification s'appelle le frittage. Ensuite, la plateforme descend et une nouvelle couche de poudre est étalée sur la partie déjà formée puis elle est à nouveau frittée. Une fois l'objet terminé il ne reste qu'à le sortir de la poudre dans lequel il se trouve. (Blum et al. 2017)

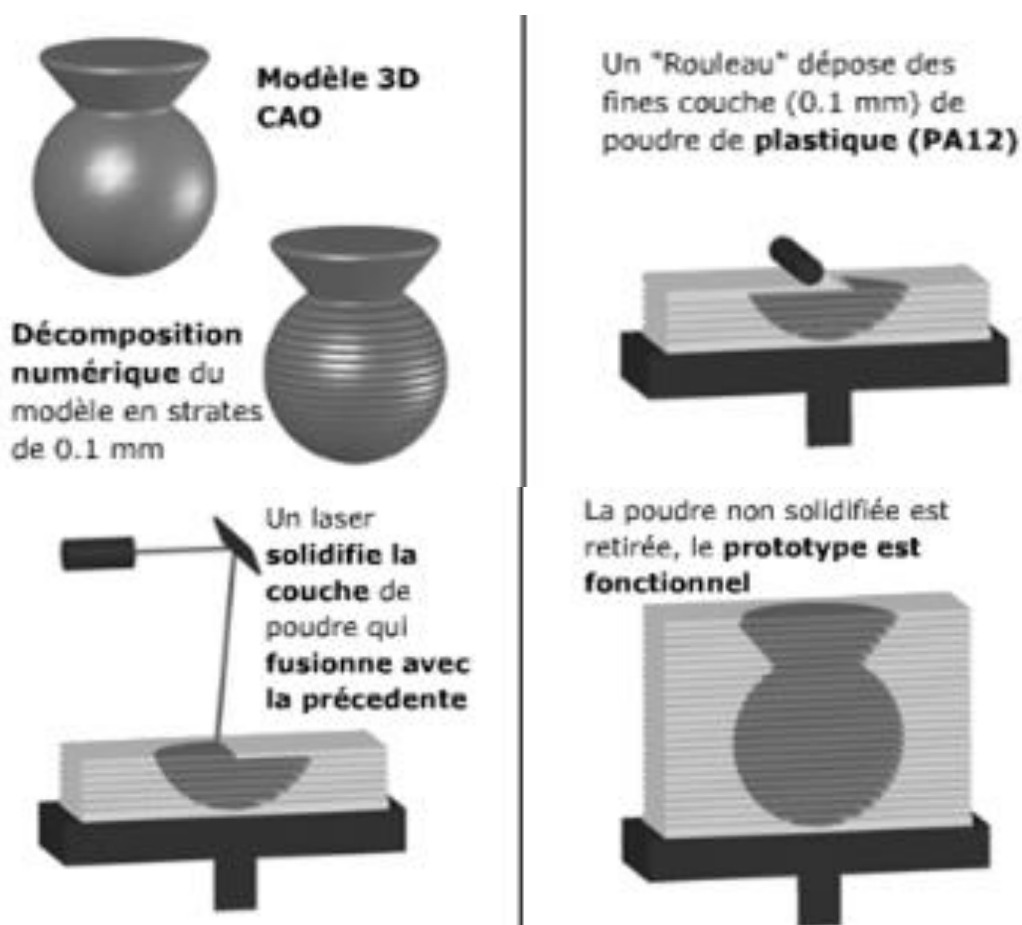


Figure 13 : Schéma explicatif du procédé de frittage LASER (source : www.idocreation.com)

b) Avantages

Les pièces formées grâce au frittage sélectif par laser sont maintenues dans un bac de poudre durant tout le processus. De ce fait, des objets présentant des porte-à-faux sont soutenus par la poudre et évitent leur déformation due aux contraintes gravitationnelles au cours de leur conception. Ce sont pour les mêmes raisons que des objets de grandes tailles, sensibles à la déformation peuvent être imprimés aisément avec cette technologie.

c) Inconvénients

La technologie de frittage sélectif par laser entraîne des surfaces rugueuses sur les objets à cause de l'utilisation de poudre très fines. Cette rugosité peut constituer des amorces de fissures pouvant endommager l'objet dans son intégralité. (Blum et al. 2017)

B. Les matériaux utilisables

La diversité des techniques d'impressions 3D impose une diversité de matériaux utilisables. Les différents matériaux ne possèdent pas les mêmes propriétés physiques. Ainsi, chaque matériau possède une gamme d'application possible. Cette multiplicité des matériaux utilisables nous permet de jouer sur les caractéristiques physiques de notre produit. Ces matériaux peuvent être utilisés sous forme de poudre, de liquide ou de bobine de fil notamment pour la technologie FDM. Ici, nous ne traiterons que les matériaux les plus couramment utilisés ou possédant un intérêt particulier pour notre projet.

1. Les plastiques

Les plastiques sont les matériaux les plus utilisés en impressions 3D. En effet ils sont utilisables dans toutes les technologies d'impressions citées précédemment. Il existe un très grand nombre de matériaux plastique utilisables en impression 3D.

a) L'acide polylactique (PLA)

Le PLA est un polymère biodégradable dérivé de l'acide lactique, il est le matériau le plus couramment utilisé en fabrication additive dans la technologie de modélisation par dépôt de filament. L'un des principaux avantages de ce matériau est sa facilité d'utilisation en

impression 3D et la qualité des résultats obtenus lors de son utilisation. La température d'extrusion est de l'ordre de 160°C à 190°C. En revanche, il devient malléable autour de 70°C à 80°C, ce qui permet d'effectuer d'éventuelles modifications post-impressions par simple application d'eau chaude par exemple. (Rodríguez-Panes et al. 2018) Lors de son utilisation, le PLA dégage dix fois moins de particules ultrafines (PUF) que les filaments d'acrylonitrile butadiène styrène (ABS) pouvant être toxiques pour les utilisateurs. (Serssar, Tossa 2018)

La qualité et les propriétés mécaniques des échantillons de PLA utilisés en impression par dépôt de fil en fusion (FDM) dépendent fortement de la température d'extrusion. D'une part, l'application de températures plus élevées garantit des produits de bonne qualité, grâce, par exemple, à une interphase bien interconnectée entre les brins. D'autre part, les aspects économiques et la susceptibilité du PLA à la dégradation thermique recommandent l'application des températures les plus basses possibles pour garantir des caractéristiques rhéologiques appropriées de la masse fondue à déposer. (Wach et al. 2018)

Dans une étude réalisée en 2021, des échantillons de PLA ont été imprimés en 3D en utilisant la méthode FDM, les influences de différents paramètres d'impression sur les propriétés mécaniques ont été étudiées. Les meilleurs paramètres testés étaient une orientation d'impression x – z (c'est-à-dire selon le bord le plus long), une température de buse de 190°C pour éviter la rupture des échantillons, une vitesse d'impression de 90 mm/s et une épaisseur de couche de 0,3 mm. Les échantillons imprimés avec ces paramètres ont été soumis à un post-traitement thermique à 75°C, conduisant à une force maximale légèrement accrue à la flexion. Enfin, il a été constaté que la déformation et la récupération sous traitement thermique ne réduisent pas significativement les forces maximales. Cela permet d'imprimer en 3D des orthèses à plat et de les plier ensuite pour s'adapter à la partie souhaitée du corps. (Chalgham et al. 2021)

La forme de la pièce imprimée joue un rôle important dans la résistance et la plasticité de la pièce. En effet, certaines formes permettront d'appliquer une charge plus importante alors que d'autres formes permettront de retrouver leur forme initiale plus facilement après une déformation. (Ehrmann, Ehrmann 2020)

Le PLA est un matériau de choix pour l'impression par dépôt de fil en fusion mais il présente une élasticité relativement faible, ce qui en fait un matériau cassant plus facilement que d'autres lors de l'application de contraintes physiques.

b) L'acrylonitrile butadiène styrène (ABS) :

L'ABS est le filament le plus utilisé après le PLA, c'est un thermoplastique issu du pétrole. Il est extrêmement résistant aux impacts, à l'abrasion et aux éléments chimiques. Ses propriétés mécaniques, sa résistance aux températures élevées, son faible coût et sa longue durée de vie en font un excellent matériau pour des périodes d'utilisations prolongées ou des utilisations en extérieur (Rodríguez-Panes et al. 2018). La température de fusion de l'ABS est de l'ordre de 210°C à 240°C, de plus, il devient malléable seulement à partir de 110°C. De ce fait, il est plus difficile de modifier la forme d'un objet imprimé en ABS qu'en PLA après son impression. Il est important de noter que l'ABS dégage une quantité de particules ultrafines (PUF) très importante lors de son impression, de l'ordre de 9×10^{10} particules par minute. (Serssar, Tossa 2018) Il convient donc de prendre des précautions nécessaires pour l'utilisateur comme des masques et une aération de la pièce.

c) Bioplastique

Les bioplastiques font également l'apparition au sein de l'impression 3D. Ces bioplastiques sont issus de ressources 100% végétales et renouvelables telles que l'amidon de maïs, de blé, de pomme de terre, etc... Certains de ces matériaux répondent à la norme EN13432, qui est une norme européenne attribuée aux produits répondant aux « caractéristiques des emballages valorisables par compostage et biodégradation ». La plage de température d'impression de ces bioplastiques est de 175°C à 220 °C.

d) Plastiques solubles

Lorsque nous imprimons en 3D, nous travaillons sur une succession de plans en 2D. Ainsi certains objets complexes (Figure 11) nécessitent des supports d'impression afin de ne pas casser sous leur propre poids ou bien pour éviter que la tête d'impression se retrouve dans le vide. Pour cela, certains plastiques ont la capacité de se dissoudre dans l'eau ou d'autres produits chimiques afin de détacher facilement le support de l'objet. Cette technique utilisant des supports de matériaux différents sont utilisables uniquement avec des imprimantes possédant au moins deux buses d'impression pour les imprimantes utilisant la technologie FDM. On retrouve par exemple le PVA (PolyVinyl Alcohol) soluble dans l'eau ou l'HIPS

(high-impact polystyrène) soluble dans le limonène. Le HIPS s'imprime conjointement avec l'ABS car ils possèdent des caractéristiques physiques proches.

e) *Le nylon*

Le nylon est un polymère de polyacétate utilisé pour de nombreuses applications. Il est idéal pour la création d'objets résistants à la corrosion, aux écarts de température ainsi qu'aux chocs. La caractéristique principale du filament de nylon est sa résistance à l'abrasion. Il est plus résistant que des filaments en ABS / PLA / HIPS. Le nylon s'imprime dans une plage de température comprise entre 220°C et 260°C.

f) *Autres plastiques*

Les matériaux utilisables en imprimantes 3D sont en perpétuelle évolution. Certains matériaux sont déclinés sous différentes gammes : Phosphorescents, thermochrome (changeant de couleur en fonction de la température), dissipant l'électricité statique. De plus, des mélanges de matières sont permis, multipliant ainsi le nombre de matériaux possibles pour un objet. Parmi eux nous pouvons trouver au sein d'un même filament des mélanges comme PLA-Blé (issus de résidus de blé broyés, donnant une couleur marron mouchetée) ou PLA-café (issus de marc de café broyé, donnant une couleur marron foncée légèrement mouchetée) ou encore PLA-Moule et PLA-Saint Jacques (issus de coquilles de moule ou de coquilles Saint Jacques broyées, donnant une couleur rosée opaque légèrement mouchetée)



Figure 14 : Vases imprimés avec des filaments biocomposites. De gauche à droite : PLA café, PLA blé, PLA huître, PLA moule et PLA coquille Saint-Jacques. (Source: www.francofil.fr)

2. Les métaux

Les métaux sont de plus en plus utilisés au sein de l'impression 3D notamment dans le domaine industriel. En effet, cela permet de réduire la quantité de matière utilisée par rapport aux techniques d'usinage traditionnelles. De plus la complexité des formes possibles permet la fabrication d'objets creux, plus légers. De nombreux métaux peuvent être utilisés dont l'acier inoxydable et le titane majoritairement. (Berchon, Luyt 2014)

L'étude de la résistance des différents assemblages de matériaux est au cœur de la recherche actuelle. De nombreux paramètres entrent en compte afin de déterminer la résistance maximale de chaque matériau imprimé. On trouve notamment la température d'impression, le sens du maillage d'impression, la vitesse d'impression et les traitements chimique et thermique post impression. Bien que l'impression par dépôt de fil en fusion (FDM) permette de produire des objets aux propriétés mécaniques similaires aux matériaux d'origine, les mélanges métal-polymère ne peuvent pas être utilisés pour la fabrication rapide d'objets nécessitant une résistance mécanique identique aux matériaux d'origine. (Fafenrot et al. 2017) De plus, un traitement chimique peut être utilisé sur la pièce terminée pour réduire la rugosité

de la surface de l'objet, mais cela affecte négativement la résistance de la pièce. (Wickramasinghe et al. 2020)

3. Autres matériaux

La diversité des matériaux n'a de limite que la créativité humaine. De nos jours, des imprimantes sont capables d'imprimer avec de la céramique, du chocolat, du fromage, du béton ou même du cuir de vache. (Berchon, Luyt 2014) Des études se concentrent sur les propriétés physiques d'objets imprimés à l'aide d'un mélange de bois et de PLA. Ces objets possèdent quelques caractéristiques propres au bois, que l'on ne trouverait pas dans des matériaux plastiques. Par exemple, les objets ont une capacité de rétention d'eau et de gonflement qui peut être souhaitable ou non selon les applications. (Ayrilmis et al. 2019)

Au-delà du matériau imprimé, des avancées notables sont effectuées sur les supports d'impression. En effet, il est aujourd'hui possible d'imprimer des matériaux plastiques directement sur du textile. Cette technologie permet la réalisation d'orthèses possédant un confort jusque-là impossible à réaliser. Cette orthèse (Figure 15) est parfaitement adaptée à la morphologie du patient et ne nécessite pas de système de serrage car celui-ci est permis par l'élasticité du textile. Cela permettra une avancée considérable dans le domaine de la médecine personnalisée, particulièrement dans le domaine de l'orthopédie. (Ahrendt, Romero Karam 2020)



Figure 15 : Dispositif orthopédique personnalisé imprimé en 3D et renforcé de fibres courtes de carbone directement sur un tissu textile tricoté. (Source : Ahrendt, Romero Karam 2020)

VI. Méthodes d'acquisition d'images

A. Présentation

Avant de réaliser une impression sur différentes machines, il faut modéliser l'objet à imprimer sur un ordinateur afin de le coder dans un langage interprétable par l'imprimante. Pour ce faire, il est possible de créer un objet virtuellement de toutes pièces à l'aide de logiciel de dessin numérique. Il est également possible de reproduire un objet réel en prenant des mesures de chaque point afin de les reproduire sur un ordinateur. Enfin, une troisième possibilité consiste à utiliser un scanner 3D afin d'obtenir la modélisation de l'objet directement en 3 dimensions. Nous pouvons utiliser un scanner à rayon X afin d'étudier la surface corporelle de l'animal mais celui-ci représente pour l'animal un acte plus stressant qu'un scanner 3D. (Haleem, Javaid 2019) Il est également possible de réaliser l'acquisition des images grâce à l'imagerie par résonance magnétique (IRM). (Ripley et al. 2017)

Dans cette partie nous allons voir quelles sont les différentes technologies permettant l'acquisition d'images par scanner 3D.

Les premiers scanners utilisés pour la modélisation 3D datent des années 1960. A cette époque, ils étaient composés de lumières, de projecteurs et de caméras pour saisir ces images. Chacun comportait leur lot d'avantages et d'inconvénients que l'on retrouve sur les scanners actuels comme la difficulté à saisir les images brillantes, mal éclairées ou encore le niveau de détails.(Ebrahim 2015)

B. Les scanners de contact

Les scanners de contact consistent à déposer un objet sur une plateforme autour de laquelle un palpeur relié à un bras robotisé viendra toucher l'objet en tout point de l'espace afin de connaître sa géométrie. Chaque point détecté par le palpeur sera figuré dans un nuage de point et formera ainsi un maillage 3D. Un des principaux avantages de ce scanner est que, quelques soit la couleur, la texture ou la brillance de l'objet, celui-ci pourra être détecté par le scanner. Ce type de scanner est en réalité peu pratique car il impose un temps particulièrement long

pour se déplacer sur l'ensemble de l'objet. De plus, il ne peut pas être utilisé sur des objets mobiles ou des objets fragiles susceptibles d'être physiquement endommagés par le palpeur comme des œuvres d'art par exemple(Ebrahim 2015).

C. Les scanners sans contact

Comme leur nom l'indique, les scanners sans contact ne rentrent pas en contact avec l'objet à modéliser. Cela repose principalement sur l'application de principe optique en utilisant des lumières et des caméras. En effet, la caractéristique commune de ces scanners est l'envoi d'une onde et la captation de sa réflexion sur l'objet en question.(Ebrahim 2015) Les scanners sans contact utilisent principalement trois méthodes physiques différentes permettant d'extraire une coordonnée spatiale à partir de la projection et réception d'une onde. Ces trois méthodes peuvent se combiner au sein des appareils afin d'améliorer leur précisions. Nous avons le calcul du « temps de vol », la mesure du « décalage de phase » (Yoon et al. 2011)et la méthode de « triangulation ».

1. Les scanners par temps de vol

Le principe de ce scanner consiste à envoyer une onde lumineuse en direction de l'objet et de mesurer le temps que met le rayon réfléchi à revenir en direction du capteur situé au niveau de l'émetteur. En connaissant la vitesse de la lumière ainsi que le temps de parcours de l'onde durant son aller-retour, nous pouvons retrouver la distance entre l'émetteur et l'objet. En parcourant tous les points de l'objet de cette manière, nous pouvons modéliser l'objet en 3D. La précision de cette mesure dépend de la fiabilité de la mesure du temps de vol. On estime que cette mesure est fiable à 3.3 picosecondes, ce qui représente une fiabilité de l'ordre du millimètre qui est le trajet parcouru par la lumière durant ces 3.3 picosecondes. En revanche, cette méthode est relativement longue car elle impose de mesurer tous les points de l'objet un par un pour obtenir un résultat correct (Ebrahim 2015).

2. Les scanners par décalage de phase

Le principe du scanner par décalage de phase est plus complexe mais s'apparente au principe du scanner à temps de vol. Lorsqu'un faisceau laser est émis, il possède une certaine longueur d'onde que l'on peut choisir. Cette onde est sinusoïdale et lorsqu'elle se reflète sur un objet elle subit un décalage de phase. Ce décalage peut être mis en relation avec le temps de vol. Ainsi en mesurant le décalage de phase, il est possible de connaître le temps de vol et d'en extraire la distance entre le laser et l'objet (Yoon et al. 2011). Cette méthode est plus précise que le temps de vol mais possède une portée moindre car il faut que l'onde réfléchie possède une qualité suffisante pour pouvoir mesurer sa phase. (Ebrahim 2015)

3. Les scanners par triangulation

La technique de triangulation est semblable à celle utilisée par le temps de vol. La particularité de cette technique est que le récepteur du point laser ne se situe pas au même endroit que l'émetteur et de plus, il possède une multitude de photorécepteurs fonctionnant en commun comme un appareil photographique. En connaissant l'angle formé par l'émetteur et le récepteur ainsi que la position du point reçu sur l'objet, il est possible de retrouver la distance entre l'objet et le récepteur. Grâce à cela, il est possible de projeter des lignes de faisceaux laser et non plus des points car le capteur est capable de les différencier, cela permet un gain de temps considérable.

4. Les scanners à lumière structurée

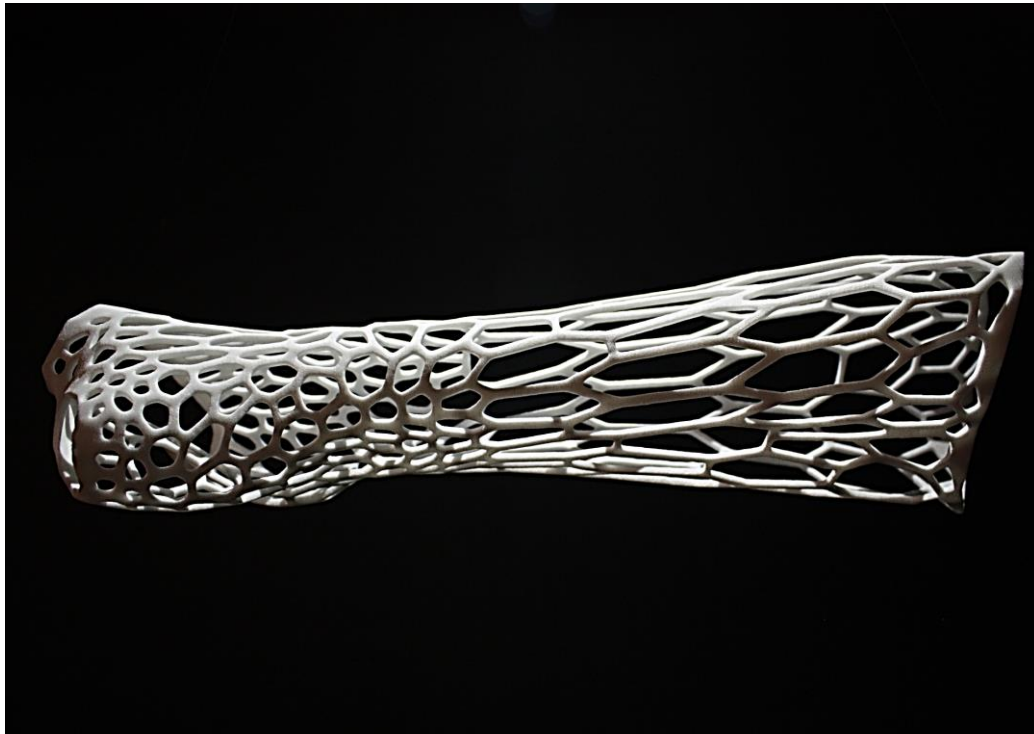
Imaginons maintenant que nous ne souhaitons pas seulement prendre des mesures sur une ligne comme avec la triangulation mais sur un ensemble de lignes en un seul temps. Ceci est permis par l'utilisation de scanners à lumière structurée. Ces derniers possèdent une caméra et un projecteur légèrement décalés l'un par rapport à l'autre. Le projecteur produit une source de lumière sous forme de bande ou d'un quadrillage. Le capteur s'attend à recevoir la réflexion d'un quadrillage par le principe de la triangulation si l'objet étudié est une surface plane. Or, lors de l'étude d'un objet en trois dimensions, ce quadrillage va être perturbé et les modifications par rapport à la normale vont être enregistrées par le capteur et interprétées par un programme informatique. Ce dernier va ainsi pouvoir modéliser l'ensemble de la surface

de l'objet en quelques projections sur l'objet. Cette technique permet un gain de temps d'acquisition considérable et elle est particulièrement utilisée sur des objets difficiles à maintenir immobiles car l'acquisition se fait par plusieurs points simultanés.(Ebrahim 2015)

VII. Les orthèses personnalisées en médecine humaine

A. L'évolution des orthèses personnalisées imprimées en 3D

Au cours de ces dernières décennies, différentes formes d'immobilisation traditionnelles du poignet ont été développées en utilisant l'impression 3D. Les acteurs de cette évolution sont nombreux : des patients eux-mêmes comme Peta Bush, souhaitant démocratiser les appareillages médicaux sous forme de bijoux (Royeen 2015) ou des artistes comme Jake Evill ayant créé l'orthèse CORTEX (Figure 16), en passant par de nouvelles sociétés comme 3DMedScan qui a réalisé l'orthèse Amphibian Skin, semblable à l'orthèse CORTEX, pour arriver à des recherches pilotes plus détaillées et avec des procédés de fabrication explicites. (Palousek et al. 2014). En 2013, les étudiants Solakian, Nguyen et Buell issus d'une école d'architecture ont développé un prototype d'attelle utilisant la technique de Frittage sélectif par Laser (ou SLS en anglais) mais celle-ci nécessite un investissement financier très important. (Kelly et al. 2015) La même année, Jake Evill conçoit le premier modèle d'attelle imprimée en 3D en utilisant du nylon. Les inconvénients étaient : la technique d'impression coûteuse et la difficulté de travailler le nylon. (Blaya et al. 2018)



*Figure 16 : Orthèse CORTEX réalisée en impression 3D par l'artiste Jake EVILL
(Source : www.evilldesign.com)*

En 2014, Abby Paterson et son équipe ont développé un prototype de logiciel d'impression d'attelles en 3D en utilisant la technique de frittage sélectif par laser. Le prototype était plus esthétique, confortable et potentiellement moins cher que les attelles traditionnelles. (Paterson et al. 2014) Osteoide a été la première attelle, conçue par Deniz Karashinan, à prendre en compte la rééducation en utilisant le système de stimulation osseuse par ultrasons de faible intensité. (Siska et al. 2008) La technique utilisée pour sa production était le FDM. Le matériau utilisé était l'ABS, recyclable mais bien que plus cher que les autres. Osteoide permet une personnalisation à la fois de la couleur et de la modélisation en fonction du type de blessure. Elle possède des ouvertures pour la rééducation qui sont également conçues sans négliger l'esthétique. (Lin et al. 2016) Abby Taylor de l'Université de Bristol et Jonathan Rainers de la société Open Bionics ont créé une attelle imprimée en 3D en utilisant le dépôt de fil en fusion en 2016. Elle est modélisée en combinant PLA avec du Ninja Flex®. Le Ninja Flex® est un matériau de marque déposée par la société américaine Fenner Drives dont les propriétés physiques allient souplesse et résistance. Il est notamment utilisé pour réaliser des semelles ou des grips de prototypes. La solidité du PLA a été associée avec la souplesse du Ninja Flex imprimé à l'intérieur. De plus, le Ninja Flex agit comme une charnière permettant

au patient de retirer facilement l'attelle. (Blaya et al. 2018) Paterson et son équipe ont développé un prototype d'attelle avec un système de fermeture à charnière, intégré à la conception, pour faciliter la mise en place de cette attelle. Elle a été réalisée en utilisant la technique du Polyjet, qui permet de fabriquer des pièces de haute précision et la production de pièces en utilisant différents matériaux. Malheureusement, les mauvaises propriétés à long terme du matériau n'ont permis que la création de prototypes. (Paterson et al. 2012)

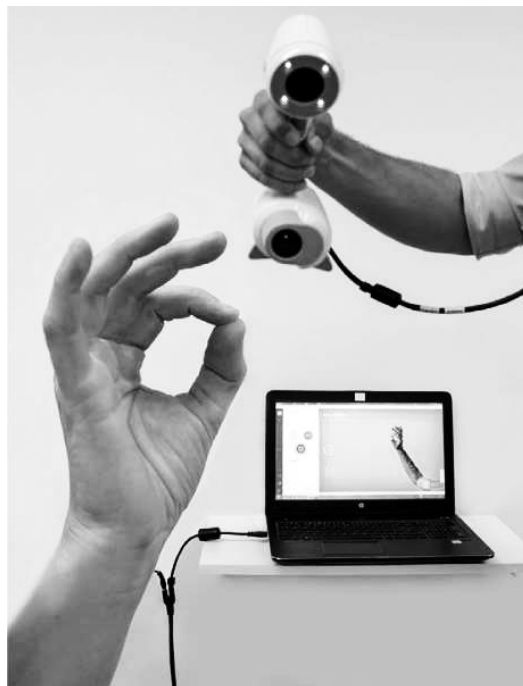
Il existe encore peu de produits disponibles, mais le remplacement des plâtres orthopédiques conventionnels par des orthèses imprimées en 3D est un marché qui commence à se développer. Il a été observé que les caractéristiques de la modélisation et des procédés sont assez similaires dans les différents modèles et que c'est surtout dans le matériau qu'il existe une plus grande diversité de solutions. Dans leur étude, Blaya et son équipe concluent que les principales complications à surmonter sont les temps d'impression et l'investissement initial élevé. Le produit doit faciliter la rééducation du patient, il doit être confortable, fiable, efficace, économique et avec une esthétique attrayante. (Blaya et al. 2018)

B. Etudier la satisfaction du patient

En 2014, une équipe de chercheurs italiens s'est intéressée aux différentes méthodes permettant d'évaluer la satisfaction des patients après la pose d'une orthèse sur un membre. Pour cela, un travail bibliographique a été réalisé sur plus d'une centaine d'articles et il en résulte que les principales caractéristiques de la satisfaction des patients vis-à-vis de l'orthèse analysée étaient les suivantes: esthétique, facilité de mise en place et de retrait de l'appareil, temps d'utilisation de l'orthèse et confort. Cette étude confirme également le grand intérêt manifesté par les cliniciens et les chercheurs pour évaluer la satisfaction des patients à propos du port d'une orthèse de membre en tant que résultat clinique important. Le point de vue du patient est crucial en médecine humaine puisque la satisfaction du patient est liée à la qualité des soins, qui à son tour est liée à l'observance. En fait, l'adéquation et l'utilisabilité d'une orthèse dépendent de ses avantages et / ou inconvénients perçus (inconfort, gêne, etc...), et le taux élevé d'abandon de l'orthèse pourrait être réduit en améliorant les caractéristiques liées à l'orthèse. (Bettoni et al. 2016)

C. Comparaison orthèses conventionnelles et orthèses imprimées en 3D

Une étude publiée en février 2021 s'est portée sur la comparaison entre les orthèses conventionnelles et les orthèses imprimées en 3D. Le but de cette étude était de comparer la faisabilité des orthèses de main imprimées en 3D dans la pratique clinique par rapport aux orthèses de main de fabrication conventionnelle, en ce qui concerne le temps de production et la satisfaction des utilisateurs chez les personnes souffrant de déficiences chroniques de la main et du poignet. Durant la phase d'acquisition des images par un scanner à lumière blanche (Figure 176), les participants devaient maintenir leur main dans une position particulière durant 3 minutes. (Oud et al. 2021) On comprend aisément ici qu'il est difficile de demander à un animal de rester immobile durant 3 minutes sans sédation. Mais pour les patients incapables de maintenir cette position, un thérapeute leur venait en aide et un traitement informatique a permis de faire disparaître les artéfacts engendrés par le thérapeute.



*Figure 17 : Numérisation de la main et de l'avant-bras par un scanner à lumière blanche
(Source : Oud et al. 2021)*

Pour l'orthèse conventionnelle réalisée par moulage, le temps de production a été déterminé comme la somme du temps nécessaire pour faire le plâtre de la main affectée (moulage), créer le modèle en plâtre, fabriquer l'orthèse sur le modèle en plâtre, ajouter des sangles à l'orthèse ,

ajustez l'orthèse sur le participant et, si nécessaire, ajustez l'orthèse. Pour l'orthèse imprimée en 3D, le temps de production incluait la somme du temps nécessaire pour scanner la main et l'avant-bras affectés (scan), effectuer le post-traitement pour les défauts de scan sur l'ordinateur, concevoir l'orthèse, faire une commande d'impression, ajouter des sangles à l'orthèse, adapter l'orthèse au participant et, si nécessaire, ajustez l'orthèse.

Les résultats sur la base de 7 participants sont les suivants :

- Le temps de production total moyen de l'orthèse imprimée en 3D était de $112 \pm 11,0$ min, ce qui était significativement plus court que celui de l'orthèse conventionnelle $239 \pm 29,2$ min.
- Le temps d'appareillage moyen pour la numérisation 3D était de $5,0 \pm 3,96$ min, contre $10,3 \pm 4,39$ min pour la coulée.
- Il n'y avait pas de différence dans le nombre moyen de visites à la clinique de réadaptation entre les 2 orthèses.

La satisfaction a été évaluée pour 10 items en ce qui concerne le confort, la facilité d'utilisation et l'esthétique, tous notés sur une échelle à 5 points (1 = très faible; 5 = excellent).

Le confort a été évalué avec les éléments :

- méthode d'ajustement (moulage ou balayage)
- ajustement
- sensation de matière
- transpiration

La facilité d'utilisation a été évaluée avec les éléments:

- efficacité enfilage / retrait
- utilisation de la fermeture.

L'esthétique a été évaluée par les éléments:

- le nettoyage
- l'apparence de l'orthèse
- les réactions des autres à l'orthèse.

Enfin, la fonctionnalité a été mesurée en demandant aux participants s'ils pouvaient faire moins, autant ou plus de chose avec l'orthèse imprimée en 3D par rapport à l'orthèse conventionnelle, et quelle orthèse ils préféreraient porter.

Les scores de satisfaction, basés sur 10 participants, n'étaient pas significativement différents pour les orthèses imprimées en 3D par rapport aux orthèses conventionnelles, à l'exception de l'élément de confort «méthode d'ajustement», qui a obtenu une note significativement plus élevée pour la numérisation 3D.

Dans cette étude de faisabilité réalisée en février 2021, certains avantages cliniques de l'utilisation de la numérisation 3D et de l'impression 3D pour la conception et la fabrication d'orthèses de main sont devenus évidents.

Premièrement, la numérisation prend moins de temps que le moulage et a été perçue comme un peu plus confortable par les participants.

Deuxièmement, les données du scan et la conception de l'orthèse peuvent être stockées numériquement, par conséquent l'orthèse peut facilement être réimprimée lorsqu'une nouvelle est nécessaire. Pourtant, la fabrication d'orthèses imprimées en 3D exige d'autres compétences de l'orthésiste. Au lieu de fabriquer l'orthèse manuellement, l'orthésiste a besoin de compétences informatiques, telles que la numérisation et le dessin numérique, qui peuvent nécessiter une formation et des coûts connexes. Par ailleurs, certains investissements sont nécessaires pour fabriquer une orthèse imprimée en 3D, c'est-à-dire l'achat d'un scanner, d'un logiciel et d'une imprimante 3D, bien que l'impression puisse également être externalisée. Les résultats de cette étude suggèrent que l'utilisation de la numérisation 3D et de l'impression 3D pour la fabrication d'orthèses de main pour les personnes souffrant de déficiences chroniques de la main et du poignet est faisable pour une utilisation en pratique clinique, étant donné que le temps de production était la moitié de celui des orthèses conventionnelles, que la satisfaction avec les deux orthèses étaient similaires et que les participants ont constaté que l'ajustement par numérisation 3D était légèrement plus confortable que le moulage. (Oud et al. 2021)

Cette étude réalisée chez l'Homme nous permet d'appréhender plus facilement les avantages et les inconvénients qui peuvent être rencontrés lors de la production d'orthèses imprimées en 3D. Ces éléments constitueront le point d'ancrage de notre argumentaire afin de démocratiser

l'utilisation d'orthèses 3D auprès des clients ayant des interrogations quant au confort ou à la rapidité de confection de ces dispositifs.

Selon une étude bibliographique réalisée en 2020, les orthèses imprimées en 3D ont montré des effets similaires ou supérieurs sur les paramètres biomécaniques et les paramètres cinématiques. De plus, les orthèses imprimées en 3D offraient une satisfaction et un confort élevés par rapport aux orthèses conventionnelles. Les auteurs de cette étude pensent que les orthèses imprimées en 3D peuvent remplacer les orthèses conventionnelles, et qu'elles devraient gagner en popularité à l'avenir. (Choo et al. 2020)

D. L'efficacité des orthèse 3D

Une étude réalisée en 2019 sur des jeunes enfants avait pour but de mettre en œuvre l'utilisation clinique de la technologie de conception et d'impression en trois dimensions dans les pathologies pédiatriques nécessitant une immobilisation. Cette application visait à remplacer les plâtres utilisés en routine. L'étude comprend 18 enfants ayant une fracture métaphysaire distale non déplacée du radius. Le choix des opérateurs a été de réaliser deux coques avec des trous de largeurs variable afin d'assurer la ventilation du dispositif. Il en résulte que toutes les fractures se sont consolidées à la fois radiologiquement et cliniquement après le traitement, sans complications signalées. L'analyse statistique montre que les activités de la vie quotidienne des enfants se sont améliorées pendant l'immobilisation grâce à ce traitement. Cette étude prouve que l'utilisation d'un appareil 3D au lieu d'un plâtre traditionnel peut être une approche alternative efficace dans le traitement des fractures pédiatriques non déplacées du radius distal métaphysaire, avec une satisfaction élevée des patients. (Guida et al. 2019)

De plus, il a été montré en 2018 qu'une orthèse de poignet imprimée en trois dimensions peut remplacer une orthèse de poignet conventionnelle prête à l'emploi pour les patients souffrant de douleurs au poignet, certains mouvements comme « mettre du dentifrice sur la brosse à dents et utiliser la brosse à dents » et « composer un numéro de téléphone » se sont révélés être plus simple avec une orthèse de poignet imprimée en trois dimensions qu'avec une orthèse conventionnelle. (Kim et al. 2018)

Chez l'adulte, un plâtre imprimé en 3D sur mesure offre un ajustement approprié pour immobiliser un bras blessé et maintient la réduction de fracture de manière appropriée. Cette structure sur mesure réduit le risque de complications liées à la pression en raison de la contrainte locale élevée et concentrée. De plus, la conception ventilée et légère du dispositif minimise les interférences avec les activités quotidiennes du patient et réduit le risque de complications cutanées. De même, les patients expriment une forte préférence pour l'utilisation d'un plâtre imprimé en 3D au lieu d'un plâtre conventionnel. Les limites de ce dispositif incluent une légère odeur après une forte transpiration et le coût relativement élevé lié à l'utilisation des technologies d'impression 3D actuelles. (Chen et al. 2017)

E. Faciliter la conception informatique

Nous avons vu précédemment plusieurs méthodes permettant de réaliser des orthèses. Il existe les orthèses conventionnelles, réalisées de manière artisanale par un orthésiste utilisant des bandes de plâtres pour mouler un négatif sur le patient, puis un positif, etc... Nous avons également vu les orthèses imprimées en 3 dimensions ainsi qu'une des méthodes principales d'acquisition d'images : le scanner 3D. Une étude récente publiée en 2020 s'est intéressée à la conception d'orthèse 3D grâce à la prise de mesure de seulement quelques points sur le patient à l'aide d'un logiciel qui reçoit les dimensions anatomiques d'un doigt et ajuste automatiquement un modèle d'orthèse pour l'impression 3D spécifique au patient. Les auteurs ont ensuite comparé le temps de préparation par des étudiants en ergothérapie, le poids du produit et la satisfaction des étudiants entre la méthode manuelle et la méthode d'impression 3D automatique. Il en résulte que le poids de l'orthèse imprimée en 3D était significativement inférieur à celui de l'orthèse manuelle ; cependant, le temps de préparation était plus long. En revanche les étudiants étaient plus satisfaits de l'ajustement, de l'esthétique, du processus global et du produit de l'orthèse imprimée en 3D. Selon les auteurs, la création d'un logiciel automatisé pour l'ajustement spécifique des orthèses réalisées en impression 3D pourrait être le chaînon manquant pour l'intégration de l'impression 3D dans les cliniques. (Portnoy et al. 2020)

Auparavant, une équipe de chercheur s'était intéressée à la simplification des logiciels de conception numérique afin que ceux-ci soient utilisables par le personnel médical non expérimenté en conception 3D. Pour cela, ils ont simplifié une interface de logiciel de

conception informatique en retirant les fonctionnalités non utiles dans la conception d'une orthèse et ils ont automatisé certains procédés répétitifs et difficiles à exécuter par un opérateur non initié. Suite à cela ils ont réalisé une formation de 15 minutes sous forme de didacticiel à destination du personnel médical expliquant le principe de la conception 3D. Suite à cela, 5 étudiants en soins infirmiers ont suivi la formation et chacun d'eux à réaliser des orthèses de poignet par conception numérique. Il en résulte que chaque orthèse a été réalisée en 8 à 20 minutes selon la complexité des orthèses demandées et selon les opérateurs. Ce dispositif d'apprentissage rapide et de conception simplifiée pourrait être une technologie intéressante pour permettre une grande utilisation de cette technologie. (Li, Tanaka 2018)

VIII. Objectifs

Le but de notre étude est de parvenir à mettre au point un schéma de fabrication d'une orthèse personnalisée imprimée en 3D chez le chien permettant son utilisation de la façon la plus simple possible. Pour qu'un nouveau dispositif soit largement adopté en médecine vétérinaire il faut que celui-ci réponde à des caractéristiques auxquelles les précédents dispositifs ne répondaient pas. Dès lors, avant de savoir si un dispositif peut trouver sa place au sein de la médecine vétérinaire, nous devons d'abord étudier les différentes caractéristiques permettant son adoption. Parmi ces caractéristiques, il y a le gain de temps. En effet un dispositif permettant de faire gagner du temps est intéressant pour les praticiens car cela leur permet d'être plus productifs et de concentrer leurs efforts sur de tâches dans lesquelles ils peuvent apporter une réelle valeur ajoutée. Le confort de l'animal est également une caractéristique majeure recherchée par l'ensemble des vétérinaires. Ainsi, un dispositif entraînant un confort moindre par rapport aux dispositifs déjà existant ne trouvera pas sa place auprès des praticiens. Le coût est également à prendre en compte lors de l'apparition d'une nouvelle technologie. Si le nouveau dispositif ne confère ni un gain de temps (ni une perte), ni une amélioration du confort (ni une perte) par rapport aux dispositifs existant, le coût peut être un facteur pris en compte. La facilité d'utilisation du produit est également un facteur notable. Lorsqu'un produit permet un gain de temps, une réduction des coûts mais que son utilisation est très complexe, il sera difficilement adopté par la majorité des vétérinaires.

IX. Matériel et méthodes

A. Etat des lieux de la situation actuelle

Afin de connaître au mieux les besoins des vétérinaires susceptibles d'être intéressés par notre projet nous avons mis en place un questionnaire nous permettant d'obtenir des informations sur la situation actuelle concernant l'utilisation des orthèses par les vétérinaires.

1. Mise en place d'un questionnaire à destination des vétérinaires

Nous avons fait le choix de réaliser un questionnaire bref avec une majorité de réponses comprises dans un menu déroulant et quelques questions ouvertes à réponses courtes. Le choix de ces réponses brèves a été motivé par le faible temps disponible des vétérinaires au cours de leur journée de travail. En proposant des réponses présélectionnées nous espérons obtenir davantage de réponses.

2. La structure du questionnaire

Afin de rendre ce questionnaire le plus largement diffusible possible, nous avons utilisé l'outil Google Formulaire, permettant de créer des questionnaires en ligne et dont les participants peuvent répondre directement en ligne. Le questionnaire que nous avons proposé était organisé selon 9 rubriques différentes :

- Introduction
- Identité
- Exercice professionnel
- Univers professionnel
- Recherche et industrie
- Chirurgie osseuse
- Avis personnel
- Prise de contact
- Remarque

La partie introduction vise à présenter les orthèses 3D telles qu'elles sont utilisées en médecine humaine. Dans la rubrique identité nous demandions des informations telles que l'âge, le nom, l'année d'obtention du diplôme, l'école de formation. Concernant l'exercice professionnel nous demandions le type d'exercice pratiqué (praticien, recherche, industrie, etc...), le domaine d'exercice (canine/féline, bovine, équine, etc...), le département ou la ville d'exercice. Dans l'univers professionnel nous souhaitions connaître le type de structure dans laquelle exerce la personne interrogée (cabinet, clinique, centre hospitalier vétérinaire, etc...), le nombre de vétérinaires au sein de la structure, le type d'équipement d'imagerie présent (radiologie, scanner, irm, etc...). La rubrique Recherche et industrie n'était accessible qu'aux personnes ayant coché la case « recherche » ou « industrie » dans la rubrique « exercice professionnel ». Les rubriques « univers professionnel » et « chirurgie osseuse » ne leur étaient pas accessible car jugées sans intérêt pour ce domaine d'activité. Les questions sur la chirurgie osseuse traitaient de la fréquence de ces chirurgies réalisées par le vétérinaire, des cas dans lesquels le vétérinaire immobilise un membre, des dispositifs utilisés pour cela, de la difficulté pour le répondant à réaliser un bandage Robert Jones correctement, du nombre moyen de rendez-vous de contrôle après la pose d'un dispositif d'immobilisation, du temps moyen total consacré aux consultations de contrôle pour un animal, du pourcentage de ce temps alloué à la pose et dépose des dispositifs d'immobilisation, des principaux inconvénients des dispositifs d'immobilisation utilisés et des principaux avantages de ces derniers. Suite à cela nous recueillions l'avis personnel de chaque répondant à propos de leurs points de vue sur les orthèses 3D (avantages, inconvénients, prix acceptable selon eux, délai de fabrication acceptable) et le pourcentage de leur clientèle susceptible d'être intéressée par un tel produit. Enfin dans la rubrique prise de contact, les répondants pouvaient laisser leurs coordonnées s'ils souhaitaient être recontacter pour recevoir les résultats de l'étude ou de plus amples informations ou participer à l'étude etc... et la partie remarque laissait libre cours à toutes informations complémentaires que le répondant souhaitait nous transmettre.

3. Diffusion du questionnaire

Afin de limiter les coups, d'optimiser le temps qui nous était imparti et de favoriser le nombre de réponses, nous avons fait le choix de diffuser le questionnaire par mail. Pour cela, nous avons récupéré les adresses mails des vétérinaires ayant accepté d'être contacté par mail. Pour cela nous avons utilisé l'annuaire en ligne spécifique aux vétérinaires. Puis nous avons créé une liste de diffusion afin de pouvoir faire un envoi groupé à tous les vétérinaires de cette

liste. Cette liste comprend près de 4840 adresses mail de vétérinaires ayant accepté d'être contacté par mail. Parmi eux se trouvaient des vétérinaires ayant cessé leurs activités mais il était impossible pour nous de les distinguer des autres a priori.

B. Définition d'un cahier des charges

Toutes conceptions d'un nouveau produit passent par la réalisation d'un cahier des charges. Celui-ci permet de maintenir des lignes directrices en place. Pour notre produit, nous avons souhaité respecter les caractéristiques suivantes :

- Le dispositif ne doit pas causer de blessures à l'animal.
- La contention doit être suffisante pour résoudre l'affection traitée.
- Le dispositif ne doit pas être moins bien toléré par l'animal que les dispositifs déjà existant.
- Le dispositif doit être le plus léger possible sans compromettre sa résistance.
- Le dispositif doit être le moins cher possible, sans diminuer sa qualité pour autant.
- Le dispositif doit rester intègre durant toute son utilisation.
- L'impression du dispositif devra se faire dans les plus brefs délais.
- Le dispositif doit être facile à mettre en place avec un minimum de consignes.
- L'acquisition des images permettant la conception du dispositif doit être réalisable facilement par un vétérinaire.

C. Elaboration d'un partenariat

Afin de mener à bien notre projet et de palier notre manque de connaissances techniques dans le domaine de l'impression 3D nous avons fait appel à une société spécialisée dans ce domaine. La société Click'n 3D et son président monsieur Marc THOMAS nous ont permis de concrétiser cette étude de faisabilité. La société Click'n 3D nous a accompagné dans la réalisation de l'acquisition d'image numérique, elle s'est occupée de la modélisation et du traitement des fichiers informatiques ainsi que de l'impression des orthèses. Leur expertise a

été un élément clef pour le choix des techniques d'impression, des matériaux utilisés, de la forme des orthèses afin d'allier légèreté et résistance, etc...

D. Le prototype

Lorsqu'un fichier est conçu dans le but d'être imprimé en 3D, il est primordial de prendre en compte le temps nécessaire à l'impression de ce dernier, la quantité de matière à utiliser, la résistance de l'objet face aux éventuelles contraintes mécanique, etc... De plus, dans notre cas nous souhaitons nous assurer que l'objet imprimé s'adapterait parfaitement sur l'animal. Pour l'ensemble de ces raisons, nous voulions imprimer une pièce en modèle réduit nous permettant de soulever les éventuels défauts majeurs. Pour se faire, nous avons modélisé un cône tronqué (Figure 21) représentant un membre d'un animal sur lequel nous avons modélisé une orthèse pouvant correspondre à ce membre artificiel. Par soucis de compréhension nous appellerons cette première orthèse « orthèse 1 » et le cône sera appelé « membre 1 ».

1. La modélisation informatique

Une fois le cône modélisé, nous avons effectué la modélisation permettant d'aboutir à l'orthèse 1. Pour cela, nous avons suivi un procédé de fabrication s'inspirant de la pratique actuelle de la fabrication d'orthèses. Premièrement nous avons réalisé un « moulage » informatique comme si le membre 1 représentait un positif. Cette étape est réalisée à l'aide du logiciel « SpaceClaim » commercialisé par la société « Ansys » qui est un logiciel de conception assistée par ordinateur. Pour ce faire, nous avons modélisé un cylindre autour du membre 1 puis nous avons soustrait ce dernier informatiquement afin d'obtenir l'ébauche de l'orthèse 1.

Deuxièmement, nous avons séparé ce moulage en deux demi-coques séparées longitudinalement de la base jusqu'au sommet. La séparation s'effectue dans un plan afin d'obtenir une demi-coque médiale et une demi-coque latérale. Puis, afin d'anticiper les soucis de poids entraîné par un tel dispositif appliqué sur un animal nous avons souhaité imprimer une orthèse présentant le moins de matière possible. Ainsi, grâce à un algorithme de modélisation, nous avons réalisé un maillage permettant d'assurer a priori la résistance de l'orthèse et sa légèreté. (Figure 22) Pour réaliser ce maillage nous avons utilisé l'effet Voronoï qui est un effet de style qui doit son nom au mathématicien Georgi Fedoseevich

Voronoi concepteur du diagramme Voronoi qui est un découpage du plan en cellules à partir d'un ensemble discret de points. Chaque cellule enferme un seul point (appelé germe), et forme l'ensemble des points du plan plus proches de ce germe que d'aucun autre. Pour réaliser ce découpage nous avons utilisé le logiciel « Spaceclaim » également.

Enfin, les demi-coques étant maintenues entre elles par des sangles ou des bandes auto-adhésive de type Velcro®, nous avons réalisé 4 passants par demi-coque afin de pouvoir y loger les bandes Velcro®. Une fois ces étapes réalisées, nous avons pu imprimer le premier prototype.

2. L'impression

Afin de pouvoir tester l'adéquation entre le membre 1 et l'orthèse 1 nous les avons imprimé tous les deux. Etant donné que nous sommes dans une démarche d'étude de faisabilité et pour des raisons de facilité et de réduction des coûts nous avons choisi la technique d'impression par dépôt de fil en fusion qui est la méthode d'impression la plus répandue et la moins coûteuse. C'est dans cette même logique que nous avons choisi d'utiliser le PLA. Simple d'utilisation, d'une grande sécurité d'utilisation pour les opérateurs grâce au faible dégagement de particules toxiques lors de son impression, couramment utilisé avec la technologie d'impression par dépôt de fil, d'un faible coût et ne nécessitant pas ou peu de traitement post impression, le PLA semble être le matériau idéal pour notre étude.

E. Sujets d'étude

Notre étude porte uniquement sur le chien. De par son tempérament souvent plus coopératif que le chat, le chien semble être une espèce plus tolérante aux différentes manipulations nécessaires pour débiter cette étude. Nous n'avons pas cantonné notre étude à une articulation en particulier afin d'ouvrir notre panel le plus largement possible.

F. Réalisation sur un animal sain

Avant d'obtenir un produit utilisable sur un animal présentant une pathologie, nous avons fait le choix de réaliser une orthèse sur un animal sain. Cette dernière nous permet d'optimiser les différentes étapes de fabrication, de réfléchir aux différents problèmes techniques que nous

pourrions rencontrer sans avoir de contrainte de temps. Une fois l'orthèse réalisée correctement sur un animal sain nous pouvions nous permettre de présenter notre produit sur un animal présentant une affection particulière. Nous appellerons cette orthèse « orthèse 2 » dans la suite de notre travail.

Pour cette phase nous avons sélectionné un animal sain et présentant un tempérament calme afin de faciliter la contention nécessaire à la prise de mesure. Sur ces critères nous avons donc sélectionné Véda un chien Braque Hongrois femelle stérilisée de 7 ans pesant 23 kg et ne présentant pas de pathologie connue. Par soucis de facilité, nous nous sommes concentrés sur le membre thoracique de cet animal.

1. Acquisition d'image

La première étape de la conception consiste à obtenir un fichier informatique permettant la modélisation l'orthèse souhaitée. Pour cela, nous avons fait le choix de recourir à une méthode ne nécessitant pas d'anesthésie générale. Avec l'aide de M. THOMAS nous avons opté pour l'utilisation d'un scanner 3D. Le scanner utilisé est le scanner « 3D Sense » de la société « 3D Systems ». La technologie utilisée par ce scanner est la technologie de lumière structurée que nous avons vue précédemment. Ce scanner à l'avantage d'être facilement manipulable (poids total 1kg) et possède une précision relativement faible (0.9mm) permettant d'obtenir une image complète rapidement malgré les micromouvements éventuellement effectués par l'animal.

L'acquisition se déroule durant une séance d'environ 2 minutes au cours de laquelle l'animal reste immobile et debout, il peut être tenu par un opérateur hors de la zone d'acquisition. Pendant ce temps, un second opérateur effectue le tour du membre à modéliser avec le scanner portable. Ici nous avons choisi le membre thoracique gauche car la contention de l'animal vigile était plus simple en dégageant un membre thoracique qu'un membre pelvien.

Les images sont transmises en temps réel à l'ordinateur associé. Elles pourront ensuite être travaillées afin de réaliser le fichier d'impression.



Figure 18 : Scanner "3D Sense" de la société "3D Systems" (Source : www.3dscanexpert.com)

2. Traitement des images

Une fois l'acquisition d'image terminée, une phase de traitement est nécessaire pour éliminer les défauts causés par les micro mouvements de l'animal ou les images ayant été enregistrées mais dont nous n'avons pas besoin comme par exemple le buste de l'opérateur tenant l'animal se trouvant en arrière-plan. (Figure 19) Ce traitement d'images est effectué à l'aide du logiciel « Cubify » qui est commercialisé par la société « 3D Systems ».



Figure 19 : Image issue du scanner 3D du membre pelvien droit avant traitement numérique (image de gauche) et image issue du scanner 3D du membre thoracique gauche après nettoyage numérique (image de droite). (Source : Click'3D, logiciel « Cubify »)

Suite à cela nous pouvons effectuer à nouveau les étapes que nous avons mises en place pour le prototype à savoir : la création d'un cylindre autour du membre (Figure 20.B), la découpe en deux demi-coques (Figure 20.C), l'application de l'effet Voronoï (Figure 20.D et E) et l'ajout des passant (Figure 20.F). Cependant, l'effet Voronoï a été appliqué à l'aide d'un logiciel différent de l'orthèse 1, ce qui lui donne un aspect différent mais le principe est identique. Ici nous avons utilisé le logiciel « MeshMixer » de la société « Autodesk ». Afin d'assurer la solidité de notre matériel, celui-ci est composé de deux couches (interne et externe) reliées entre elle par l'aspect proximal et l'aspect distal du dispositif. La couche interne permet principalement d'assurer l'ajustement entre le membre et le dispositif alors que la couche externe sert uniquement de renfort au dispositif.

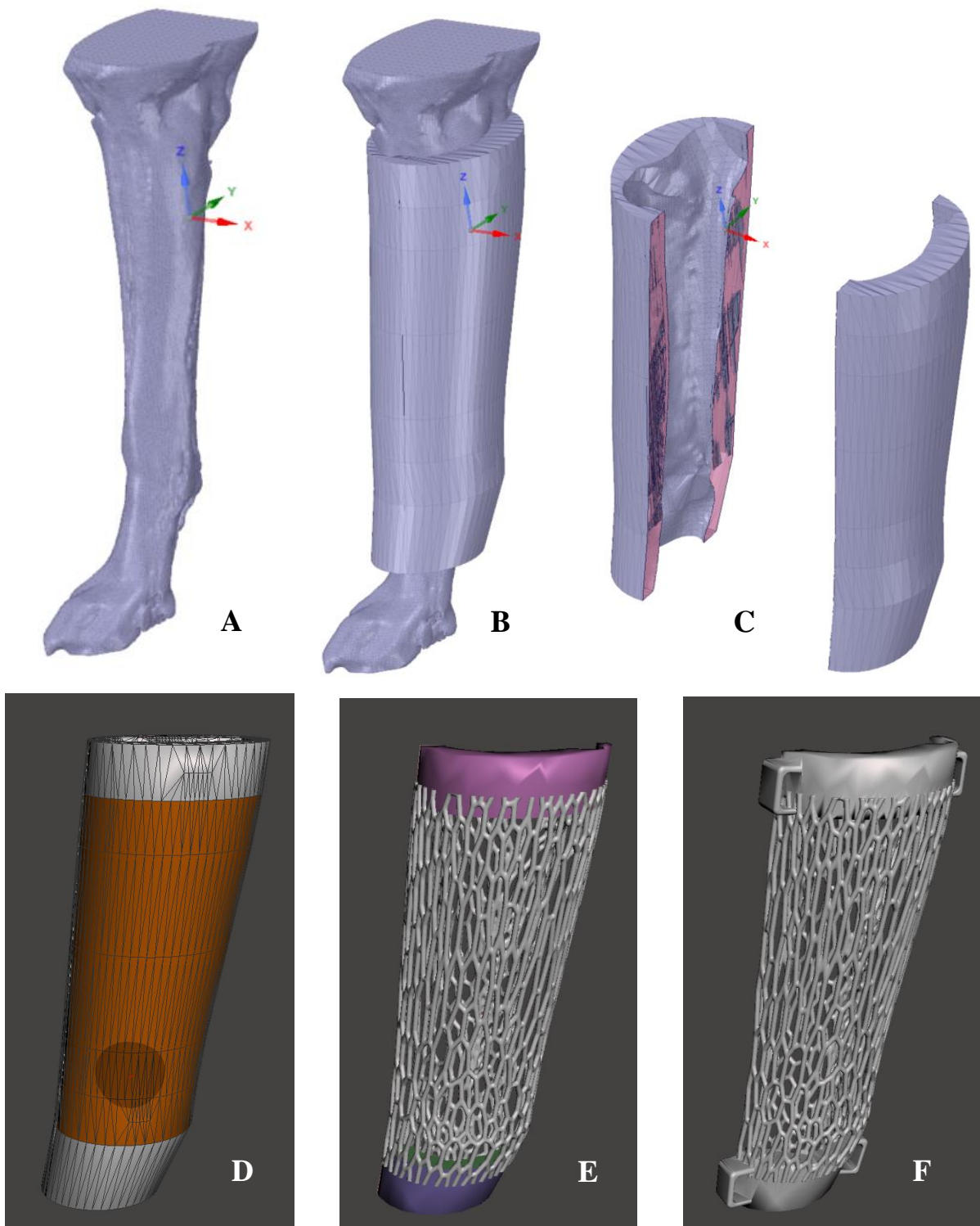


Figure 20 : Chronologie de la conception informatique de l'orthèse du membre gauche en vue cranio latérale : membre après nettoyage numérique (A) ; mise en place du cylindre autour du membre (B) ; section du cylindre selon le plan médian du membre (C) ; sélection de la surface subissant l'effet Voronoï (en orange) (D) ; demi-orthèse après l'effet Voronoï (E) ; demi-orthèse après ajout des passant (F). (Source : Click'3D, logiciel « SpaceClaim »)

3. Impression de l'orthèse

Dans la même logique que pour l'orthèse 1, afin de réduire les coûts et de faciliter les procédés d'impression nous avons choisi d'imprimer l'orthèse 2 avec la technologie de dépôt de fil en fusion avec de l'acide polyamide (PLA) comme matériau.

4. Première pose de l'orthèse 2

Lors de la pose de l'orthèse sur l'animal, l'objectif est d'analyser l'ajustement de l'orthèse sur celui-ci mais également son comportement. Etant donné qu'il n'existe à l'heure actuelle pas de grille d'évaluation concernant l'acceptation d'une orthèse par un animal, nous nous sommes inspirés des travaux réalisés en médecine humaine par l'équipe de T. Oud. (Oud et al. 2021)

Le confort a été évalué avec les éléments :

- ajustement
- sensation de matière
- transpiration

La facilité d'utilisation a été évaluée avec les éléments:

- efficacité enfilage / retrait
- utilisation de la fermeture.

L'esthétique a été évaluée par les éléments:

- le nettoyage
- l'apparence de l'orthèse
- les réactions du propriétaire à l'orthèse

Ces critères ont été évalués de manière subjective et constituent une base de comparaison avec d'autres orthèses sur mesure ou bandages plus couramment utilisés.

Pour évaluer l'orthèse nous avons procédé en deux étapes distinctes. Tout d'abord nous avons procédé à un essayage statique où l'animal était assis sur une table afin qu'il soit accessible pour les opérateurs. Puis dans un second temps nous avons procédé à une étude dynamique où l'animal était en mouvement avec l'orthèse. Afin de ne pas blesser l'animal en cas de rupture de l'orthèse ou de frottement important auxquels nous n'aurions pas pensé, nous avons mis en

place un Jersey tubulaire identique à ceux placés sous un plâtre. Durant cette phase dynamique, le but était d'observer la marche de l'animal avec le dispositif. Pour cela nous l'avons fait marcher en laisse plusieurs minutes. Puis nous avons laissé l'animal libre de ses mouvements afin d'évaluer son comportement face à cette orthèse.

X. Résultats

A. Le questionnaire

Afin de ne pas déranger les vétérinaires à de multiples reprises, nous avons fait le choix de n'envoyer le mail que deux fois au panel de vétérinaire. Après quelques mois et après avoir retiré les réponses en double, nous avons collecté un total de 632 réponses sur 4840 vétérinaire. Cela ne représente que 13% de réponses mais nous pouvons nous satisfaire de l'effectif qui nous permet a priori d'obtenir des tendances exploitables.

1. La population étudiée

Parmi les personnes ayant répondu, plus de 98% (n=621) d'entre eux sont vétérinaires praticiens. Les autres sont soit dans la recherche (n=2), soit dans le milieu de l'industrie (n=3) soit dans un laboratoire d'analyse (n=4) ou enfin auxiliaires spécialisées vétérinaires (n=2). Parmi l'ensemble des répondants, près de 94% (n=594) exercent au moins auprès des chiens et/ou des chats.

2. Chirurgie osseuse et immobilisation d'un membre

Parmi les réponses, près de 75% (n=472) des vétérinaires déclarent faire moins de 2 chirurgies osseuses par an dont 56% (n=357) déclarent ne jamais en faire. En revanche, 22% (n=142) déclarent faire plus de 1 chirurgie osseuse par mois.

A la question « Dans quel cas immobilisez-vous un membre ? » dont plusieurs réponses par personne étaient possibles, 81% (n=514) déclarent qu'elles effectuent ce geste dans l'attente d'une chirurgie et 88% (n=560) le font lorsque l'immobilisation leur semble suffisante pour résoudre le problème complètement. Il était possible de répondre « autre » et de préciser dans

quel cas cela est effectué. Ainsi on retrouve de manière moins fréquente mais tout de même présente des raisons d'ordre économique lorsque le propriétaire ne peut pas financer la chirurgie de son animal et que l'immobilisation devient alors une alternative peu onéreuse ou également lorsque la chirurgie n'est pas possible pour des raisons médicales, sur des animaux âgés ou en mauvais état général par exemple.

3. Les dispositifs d'immobilisation actuels

Parmi les dispositifs utilisés pour immobiliser un membre, nous avons laissé plusieurs choix possibles également. Il en résulte que près de 94% (n=592) utilisent le bandage Robert Jones, 60% (n=376) d'entre eux utilisent des gouttières en plastique standard et 43% (n=274) utilisent des résines dans le but de stabiliser un membre.

Nous avons demandé aux volontaires de noter sur 10 leur difficulté à réaliser un bandage Robert Jones avec 1 étant la note minimale ayant pour légende « Absolument aucune difficulté (rapidité, sécurité pour l'animal etc...) » et 10 la note maximale ayant pour légende « Très difficile (retrait facile par l'animal, grande perte de temps, serrage non optimal, etc...) ». Parmi les réponses, 53% (n=336) personnes ont donné une note supérieure ou égale 5.

Concernant les rendez-vous de contrôle après la pose d'un dispositif d'immobilisation, près de 80% (n=501) des vétérinaires réalisent entre 2 et 4 rendez-vous. En moyenne, les répondants effectuent environ 3 consultations de suivi par animal après la pose d'un dispositif d'immobilisation. Ces consultations durent en moyenne 24 minutes chacune dont 40% du temps est consacré à la réfection du dispositif, selon eux. Cela représente en moyenne 28 minutes par animal qui sont uniquement consacrées à la réfection du dispositif.

Afin de connaître au mieux les problèmes rencontrés en clientèle, nous avons demandé aux vétérinaires quels étaient selon eux les principaux inconvénients rencontrés lors de l'utilisation de leurs dispositifs d'immobilisation. Dans les réponses recueillies, l'humidité (n=471), la dégradation par l'animal (n=448), le risque d'instabilité du dispositif (n=441) sont notifiés par plus de 70% des répondants. Viennent ensuite la saleté (n=376), le risque de nécrose (n=328) et le temps de mise en place (n=325) pour plus de 50% des répondants. La difficulté de pose (n=202) et le poids du dispositif (n=226) représentent des inconvénients importants pour plus de 30% des vétérinaires ayant répondu. Dans la réponse « Autres » proposée dans

notre questionnaire dont les participants pouvaient compléter eux-mêmes une réponse nous trouvons également la présence de plaies dues aux frottements, la tranquillisation ou l'anesthésie parfois nécessaire pour poser le dispositif, l'impossibilité d'un contrôle visuel du membre sous le dispositif, la quantité de déchets produits, l'inconfort pour l'animal et enfin la chaleur en été.

Parmi les avantages des dispositifs actuellement utilisés, les caractéristiques les plus fréquentes sont le faible coût, la faible nécessité de matériel, la disponibilité du matériel, la méconnaissance d'autres dispositifs, l'adaptabilité à l'animal, le faible poids et la rapidité de mise en place.

4. Les orthèses 3D

Afin de connaître la popularité des orthèses imprimées en 3D au sein de la profession vétérinaire, nous avons demandé aux participants s'ils avaient connaissance de l'existence d'un tel dispositif en médecine humaine, en médecine vétérinaire ou s'ils n'en avaient jamais eu connaissance. Les résultats à cette question montrent que 60% (n=372) des répondants ont déjà vu ce type de dispositifs en médecine humaine, moins de 10% (n=55) connaissent cette utilisation en médecine vétérinaire et plus de 40% (n=264) n'en ont jamais eu connaissance.

Lors de la rédaction du questionnaire, nous nous doutions qu'une partie non négligeable des vétérinaires n'aurait pas connaissance de l'existence d'un tel dispositif. Pourtant, nous souhaitions connaître leurs avis a priori sur les éventuels avantages et inconvénients que pourraient représenter de telles nouveautés. Pour cela nous avons choisi de ne pas proposer de réponses à cocher mais de laisser une zone de réponse libre. Parmi les réponses concernant les inconvénients, celle qui revient le plus fréquemment est très largement le coût du dispositif. Nous retrouvons ensuite le délai de conception, fabrication et livraison qui serait a priori trop long pour les vétérinaires. Vient ensuite la complexité de la prise de mesures, la fragilité du dispositif et le risque de casse par l'animal. En ce qui concerne les avantages, les vétérinaires estiment que la légèreté, le sur-mesure, l'adaptabilité à chaque animal, l'aération, la facilité de pose, l'hygiène, la possibilité d'une application prolongée en cas de besoin, le confort ou encore la personnalisation, sont autant de caractéristiques avantageuses par rapport aux dispositifs actuels.

Avant notre étude, nous avons également le même a priori que les vétérinaires concernant le coût et les délais de livraison d'une orthèse imprimée en 3D. Afin d'objectiver ces a priori, nous avons demandé aux vétérinaires quel serait, selon eux, le prix de vente acceptable d'un tel produit avec le service de conception sur mesure inclus et quel serait le délai acceptable entre la commande et la réception du produit. Après traitement des résultats, le prix moyen accepté par les répondants est de 116€ et le délai moyen acceptable est de 3.5 jours.

B. L'orthèse d'un membre virtuel (orthèse 1)

Dans la phase de prototypage nous avons réalisé un membre virtuel (Figure 21 : Modélisation informatique du membre 1 en vue latérale) appelé membre 1 sur lequel nous avons modélisé l'orthèse 1 (Figure 22) afin de mettre en évidence les éventuels problèmes majeurs. L'orthèse 1 mesure 12cm de hauteur pour un diamètre allant de 3.5 à 5.5cm de la base du cône à son sommet. L'orthèse ainsi réalisée en acide poly lactique (PLA) possède une masse de 17g. L'impression de celle-ci a duré 11 heures et 13 minutes. Les données du temps d'impression sont des valeurs prévisibles par l'ordinateur avant l'impression.

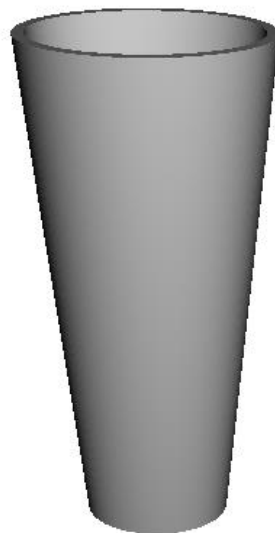


Figure 21 : Modélisation informatique du membre 1 en vue latérale



Figure 22 : Modélisation informatique de l'orthèse 1 vue latérale (à gauche) et vue oblique proximale (à droite)

C. L'orthèse 2

1. Description de l'objet fini

L'orthèse 2 constitue une avancée importante car elle nous permet d'appréhender plus aisément ce à quoi peuvent ressembler les orthèses sur mesure imprimées en 3D. Le travail de traitement d'images avant l'impression représente la majeure partie du temps nécessaire à l'impression et doit être effectué par un opérateur. Le temps d'impression est de 49 heures. Ce temps est à mettre en relation avec la taille de l'animal considéré. Ce dispositif possède une masse totale de 213g. Nous avons fait le choix de ne pas mettre en place de système de fermeture intégré au dispositif. En effet, nous avons opté pour la solution consistant à concevoir des passants pouvant accepter le passage d'une bande auto adhésive de type Velcro® à plusieurs endroits afin d'adapter le serrage.

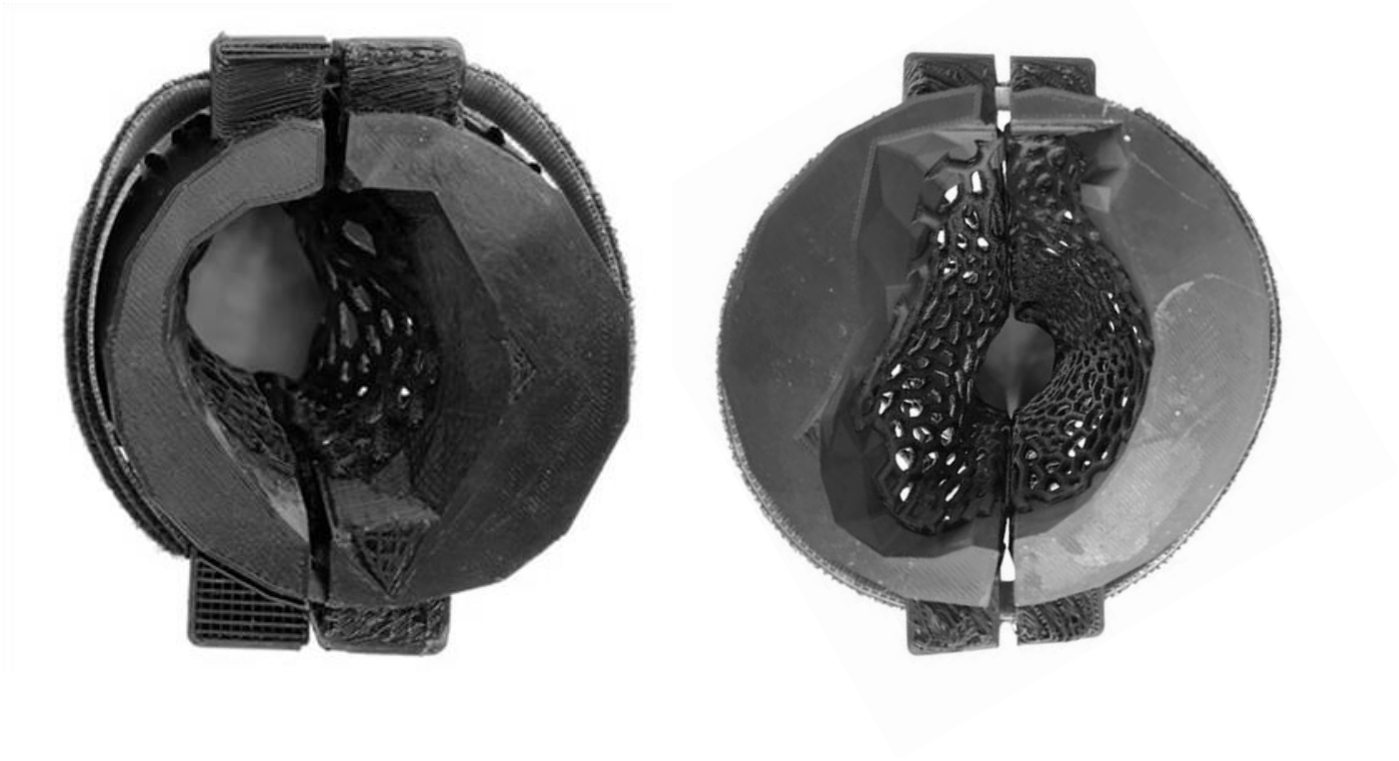


Figure 23 : Orthèse 2 en vue distale (à gauche) et proximale (à droite). L'aspect caudal est en haut et l'aspect crânial en bas.

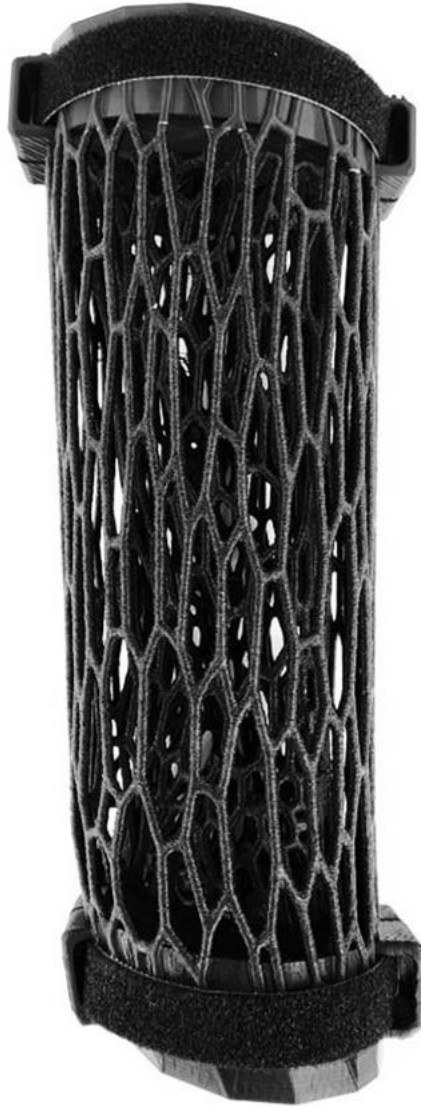


Figure 24: Orthèse 2 en vue médiale.

L'orthèse 2 présente un diamètre de 10 cm en partie proximale (Figure 23 à droite) et de 7 cm en distal (Figure 23 à gauche). Afin de pouvoir comparer avec le volume occupé par un bandage Robert Jones classique, nous avons mesuré quelques circonférences. La partie proximale possède une circonférence de 31cm (hors passant), la partie distale a une circonférence de 25cm (hors passant) et la partie centrale a une circonférence de 28cm. La hauteur totale de l'orthèse est de 26cm. (Figure 24, Annexe 1)

2. Essayage de l'orthèse

a) *Etude statique*

Une fois l'orthèse imprimée nous l'avons mise en place sur l'animal afin de pouvoir évaluer ses caractéristiques. Au cours de l'étude statique nous avons pu évaluer la facilité d'utilisation. Concernant l'efficacité d'enfilage, nous pouvons noter que sur un animal vigile, il peut parfois être difficile de positionner l'orthèse rapidement car les deux demi coques glissent l'une par rapport à l'autre. Une fois les bandes auto-adhésives passées et attachées, ce problème disparaît. Le retrait des bandes auto-adhésives est quelque chose de très simple, les deux coques se libèrent immédiatement l'une de l'autre mais ce dispositif ne semble pas ouvrable par la gueule de l'animal a priori. En revanche, la mise en place des bandes adhésives dans les huit passants tout en maintenant les deux demi coques en place pendant que l'animal bouge n'est pas l'idéal tant que les coques peuvent glisser l'une par rapport à l'autre. Concernant le confort, nous avons pu l'évaluer grâce à l'ajustement, la sensation de matière et la transpiration. L'ajustement est parfait, à l'exception de quelques coulures de l'ordre du millimètre dont le frottement répété pourrait occasionner des blessures car le matériau est très rigide. La sensation de matière au toucher présente une légère abrasion due aux multiples couches de fil déposée les unes sur les autres. Sur la partie dont le maillage est plus serré ou sur les supports des passants, cette sensation de rugosité disparaît. Enfin, la transpiration est quasiment absente grâce à la grande quantité de trous présents sur le dispositif.

Enfin, l'évaluation de l'esthétique se fait par l'apparence de l'orthèse, la facilité de nettoyage et la réaction du propriétaire à l'orthèse. L'orthèse possède une apparence que nous n'avons pas l'habitude de voir. Le maillage effectué par l'effet Voronoï lui donne un aspect futuriste et elle semble être issue d'un film de science-fiction. (Figure 25) Le nettoyage de l'orthèse est très simple car complètement étanche, elle est entièrement lavable à la main. Enfin la réaction du propriétaire est difficilement évaluable mais c'est avant tout une part de surprise qui est visible lors de la première présentation puis cela génère de la curiosité concernant le fonctionnement du dispositif.



Figure 25 : Orthèse en place en vue crâniale avec la présence du jersey tubulaire.

b) Etude dynamique

Après avoir placé le jersey tubulaire puis l'orthèse, nous avons laissé l'animal marcher en laisse puis librement. Au cours de la première phase de marche, nous avons constaté une boiterie de soutien pendant quelques minutes puis une boiterie d'appui entrecoupée de soutien. Enfin nous avons une boiterie d'appui seule, ce qui est inévitable avec l'immobilisation de l'articulation du coude et du poignet. Lorsque l'animal s'arrête, il prend appui sur ces quatre membres de manière symétrique. Au cours de la phase de liberté, l'animal était statique au début de l'observation et ne souhaitait pas se déplacer malgré la présentation de friandises appétentes, il semblait être inhibé par la présence de ce dispositif. Après quelques minutes, l'animal a mordillé à plusieurs reprises le dispositif puis s'en est désintéressé et a présenté une démarche similaire à celle observée lors de la marche en laisse. Après quelques minutes de marche, nous pouvons constater que le dispositif a tendance à glisser le long du membre. (Figure 26)



Figure 26 : Léger glissement de l'orthèse après quelques minutes de marche.

XI. Discussion

A. Le questionnaire

Il aurait été intéressant de savoir pourquoi les vétérinaires pratiquent si peu de chirurgie osseuse, que ce soit par manque de compétences, par manque de cas à traiter, par manque de matériel nécessaire, par manque de personnel, etc... Nous avons vu que près de 60% (n=376) des personnes ayant répondu utilisent des gouttières en plastique standard comme dispositifs d'immobilisation et 43% (n=274) utilisent des résines dans le but de stabiliser un membre. Bien que les gouttières standard génèrent des instabilités pouvant être délétères et que les résines représentent un poids conséquent pour l'animal, nous pouvons constater que ces dispositifs sont largement utilisés en pratique très certainement car ils sont peu chers et simples d'utilisation.

Concernant la difficulté de pose d'un Robert Jones, plus de la moitié des vétérinaires (53%) déclarent avoir des difficultés (note de difficulté supérieure à 5) pour réaliser un Robert Jones correctement de manière rapide et en toute sécurité pour l'animal. Or nous avons vu que près de 94% déclarent utiliser le Robert Jones comme moyen d'immobilisation d'un membre. Il est donc possible de penser qu'une partie non négligeable des bandages Robert Jones effectués sont mal réalisés (retrait facile par l'animal, temps de confection anormalement long, bandage trop serré, bandage ne réalisant pas sa fonction mécanique, etc...). Il pourrait être intéressant de réaliser une étude visant à évaluer la qualité des bandages Robert Jones effectués par les vétérinaires praticiens.

Concernant le temps total alloué à la réfection du dispositif d'immobilisation par animal, les vétérinaires estiment en moyenne y passer plus 28 minutes par animal. Ce qui est plus long qu'une consultation moyenne de suivi, estimée à 24 minutes. Ainsi, avec un dispositif permettant un changement plus rapide ou nécessitant des réfections moins fréquentes, il serait possible de faire une économie allant jusqu'à 28 minutes par animal.

La connaissance des principaux inconvénients et avantages des dispositifs actuellement présents sur le marché vétérinaire nous permet de connaître les axes importants à améliorer et ceux à conserver en priorité. En bilan, les vétérinaires souhaiteraient un dispositif qui ne soit pas humide ou salissant, difficilement dégradable par l'animal, facile à mettre en place, qui ne

blesse pas l'animal et facile à poser rapidement. En revanche ils souhaitent conserver un dispositif peu couteux, dont l'accessibilité du matériel nécessaire est facile, léger et adapté à l'animal.

Concernant la popularité des orthèse 3D en médecine vétérinaire, moins de 10% ont déjà entendu parler d'un dispositif similaire en médecine vétérinaire alors que 60% connaissent ce dispositif en médecine humaine. Ces proportions nous laissent penser qu'une large démocratisation est encore à faire auprès des vétérinaires avant que ce dispositif soit largement adopté. De plus, 40% des vétérinaires ignorent l'existence d'un tel dispositif en médecine humaine comme en médecine vétérinaire, ce qui conforte notre idée de démocratisation nécessaire auprès des vétérinaires.

Le coût d'un tel dispositif semble être un inconvénient majeur pour les vétérinaires. Or, nous tenons à rappeler que nous n'avons donné aucune précision sur le prix et que seulement 8% des vétérinaires ont connaissance d'un tel dispositif en médecine vétérinaire. Ainsi cet inconvénient est basé sur un a priori des vétérinaires interrogés. Il en est de même pour le délai de livraison, aucune valeur n'a été annoncée auparavant. Après avoir objectivé le prix acceptable et le délai acceptable pour une telle orthèse, il se trouve que les répondants souhaitent une orthèse coutant en moyenne 116€ et qu'elle soit réalisée en 3.5 jours en moyenne. Or il se trouve que l'impression de l'orthèse 2 ait été réalisée en deux jours sans compter la conception et le scanner. Ce qui veut dire qu'il reste 1.5 jours pour réaliser le scanner et la conception. Ces délais semblent a priori largement réalisables étant donné que la réalisation du scanner de l'animal avec un scanner 3D avait duré moins d'une heure. Concernant les coûts, il est difficile pour le moment d'estimer les coûts réels de production du fait du temps de conception qui est jusqu'alors trop variable. Or, nous savons que le prix de l'impression 3D est en constante diminution depuis son invention du fait de la démocratisation du matériel et des imprimantes.

B. Le prototype (orthèse 1)

Lors de cette première phase de prototypage nous avons mis en évidence une des difficultés principale ; la fixation de l'orthèse. En effet, l'orthèse 1 étant conique, avec la base du cône vers le haut, celle-ci a tendance à glisser le long du membre modélisé et imprimé.

Nous avons réalisé une pièce en modèle réduit afin de pouvoir appréhender la structure de l'objet final. Cette pièce semble à priori correcte mais il est difficile d'étudier la résistance de celle-ci. En effet, l'ensemble de l'objet étant réduit, certaines parties sont à manipuler avec précaution. Nous pensons notamment aux 4 passants présents sur chaque demi-coque. Du fait que l'ensemble de l'orthèse 1 soit réduite en gardant les proportions initiales, les passants semblent sous dimensionnés pour supporter les contraintes s'appliquant sur ces derniers. Ainsi, la réalisation d'une orthèse aux dimensions réelles nous permettrait de mieux appréhender cette notion de contraintes.

Concernant la masse de l'objet final (17 grammes), cela est plutôt de bon augure pour les orthèses à l'échelle réelle. Bien que ce chiffre brut soit difficile à interpréter et qu'il soit difficile d'extrapoler vers la masse d'un objet de grande taille, nous avons tout de même un objet particulièrement léger. En revanche, le fait que l'impression de cet objet de 12cm eut été réalisée en plus de 11h nous mène à penser que les délais d'impression pour un objet de taille réelle peuvent être particulièrement long. Ainsi, il est important de rappeler que nous travaillons avec la technologie d'impression par dépôt de fil en fusion qui n'est pas la technique la plus rapide ni la plus appropriée dans une démarche d'industrialisation. En effet, les technologies de frittage sélectif par laser ou polyjet sont toutes les deux mieux adaptées pour obtenir une impression rapide. Nous rappelons que l'objectif de notre travail est d'étudier la faisabilité et d'en extraire les enseignements nécessaires à l'amélioration des procédés de fabrication.

C. L'orthèse 2

L'orthèse 2 représente une avancée technologique remarquable car elle est l'une des premières orthèses sur mesure réalisée par impressions 3D sur un chien. Le processus préalable consistant à scanner le membre d'un animal vigile est une étape qui est jusqu'à présent extrêmement rare. Comme beaucoup de nouveautés, cette orthèse nécessite des améliorations technologiques afin d'être pleinement exploitable. Nous pensons notamment au temps d'impression qui est à l'heure actuelle relativement long. En effet, deux jours d'impression sont nécessaires en utilisant la technologie de dépôt de fil en fusion. Or, nous savons que cette technologie est très facilement accessible mais elle ne présente pas la plus grande vitesse d'impression. De même que pour l'orthèse 1, une impression par la technologie

de frittage sélectif par laser ou la technologie polyjet permettrait un gain de temps considérable.

Bien qu'il soit difficile à quantifier, le temps de traitement des images par l'opérateur après le scanner est également à prendre en compte dans un objectif d'optimisation du temps de conception et de fabrication. La courbe d'apprentissage de l'opérateur est importante à prendre en compte pour ce travail. En effet, la manipulation des outils informatiques requiert des connaissances et un savoir-faire particulier. De ce fait, le temps de traitement des images pourra être réduit avec un opérateur ayant l'habitude d'effectuer ce travail. De plus, il serait intéressant de scanner le membre avec différents scanners 3D portables afin d'obtenir des images avec le moins de traitements post acquisition.

1. Caractéristiques du produit

L'orthèse 2 représente une première approche de l'orthèse sur mesure en impression 3D. Ainsi, certaines améliorations pourraient être apportées afin de rendre ce produit plus confortable pour l'animal. En effet, il serait possible d'ajouter des mousses thermoformées directement sur l'orthèse afin d'éviter les frottements entre le membre de l'animal et le plastique qui pourrait présenter des aspérités abrasives par exemple.

L'orthèse 2 a une masse de 213g, cela représente moins de 1% du poids de l'animal, ce qui est largement acceptable. A titre de comparaison, lorsqu'un collier émetteur est placé sur un animal sauvage dans le but d'étudier son comportement, celui-ci est considéré comme acceptable et ne modifiant pas le comportement de l'animal lorsque le collier ne dépasse pas 5% du poids de l'animal. (Brooks et al. 2008) Bien que celui-ci soit placé sur un membre et non pas en collier, notre dispositif est 5 fois plus léger que la limite tolérable pour les traceurs GPS.

2. Mise en place et améliorations possible

Lors de la mise en place nous avons noté que les deux coques glissent l'une sur l'autre et qu'il est difficile de trouver la position définitive tant que les bandes auto adhésives ne sont pas en place. Ainsi, il serait intéressant de placer un détrompeur (dispositif mécanique, permettant d'éviter les erreurs d'assemblage, de montage ou de branchement) au sommet et à la base de l'orthèse par le biais d'une pièce en surélévation qui s'emboîte dans une partie en dépression sur la demi-coque opposée. Concernant le système de fermeture, les bandes auto-adhésives représentent une solution peu chère et facile à concevoir mais un système de verrouillage pourrait être étudié pour une prochaine version de prototype. La sensation de matière donnant

un aspect rugueux et provoquant quelques coulures abrasives pourrait être améliorée afin d'obtenir une texture similaire à celle présente sur les passants et leurs supports. Bien que l'esthétisme paraisse être à part du domaine médical, il peut tout de même avoir son importance concernant l'observance du traitement. Un propriétaire trouvant le dispositif très peu esthétique pourrait être tenté de ne pas le laisser en place sur son animal et pourrait opter pour une autre solution plus conventionnelle à ses yeux en dépit de son efficacité ou du confort de l'animal.

Lors de l'étude dynamique, l'animal s'adapte rapidement à ce nouveau dispositif après une phase de boiterie de soutien puis de soutien partiel, il retrouve une mobilité propre à celle constatée habituellement lors d'une immobilisation d'un membre. Pour pallier le glissement de l'orthèse le long du membre, il serait bien d'étudier un système de harnais permettant de maintenir l'orthèse en place pendant la durée du traitement.

XII. Conclusion

Au cours de cette étude, nous avons détaillé les caractéristiques générales des orthèses, puis nous avons mis en évidence la multiplicité des techniques actuelles permettant d'immobiliser un membre d'un animal. Suite à cela nous avons dressé une liste non exhaustive des utilisations possibles des orthèses. Nous avons également étudié les différentes techniques d'impression ainsi que les multiples méthodes d'acquisition d'images 3D. Enfin nous nous sommes intéressés à l'utilisation d'orthèses personnalisées en médecine humaine avant de finalement réaliser notre propre orthèse personnalisée imprimée en 3D chez le chien. Cette étude a pour vocation de constituer un travail préalable à la démocratisation des orthèses imprimées en 3D chez le chien. En effet, nous avons démontré la faisabilité d'une telle réalisation chez l'animal. Il est vrai que cette conception présente de nombreux inconvénients malgré les avantages indéniables. C'est pour cette raison qu'une continuité de ce travail pourrait permettre d'éliminer les inconvénients majeurs persistant au sein de cette avancée technologique. Il serait notamment intéressant de réaliser des orthèses dans des matériaux différents, d'utiliser des techniques d'impression différentes afin d'exploiter au mieux les capacités de chaque technologie, d'optimiser les techniques d'acquisition d'images, etc...

AGREMENT SCIENTIFIQUE

En vue de l'obtention du permis d'imprimer de la thèse de doctorat vétérinaire

Je soussigné, Giovanni MOGICATO, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **GARCIA Clément** intitulée « **Réalisation d'orthèse sur mesure imprimée en 3D chez le chien : étude de faisabilité** » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 16/07/2021
Enseignant-chercheur de l'Ecole Nationale
Vétérinaire de Toulouse
Professeur Giovanni MOGICATO



Vu :
Le Directeur de l'Ecole Nationale
Vétérinaire de Toulouse
M. Pierre SANS



Vu :
La Présidente du jury
Professeure Isabelle BERRY

Faculté de Médecine Rangueil
Biophysique Médicale - CHU Rangueil
1, avenue Jean Poulhès - TSA 50032
31059 TOULOUSE Cedex



Vu et autorisation de l'impression :
Le Président de l'Université Paul
Sabatier
Monsieur Jean-Marc BROTO
Par délégation, le Doyen de la faculté de
Médecine de Toulouse-Rangueil
Monsieur Elie SERRANO



M. GARCIA Clément
a été admis sur concours en : 2016
a obtenu son diplôme d'études fondamentales vétérinaires le : 06/07/2020
a validé son année d'approfondissement le 06/05/2021
n'ont plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.



XIII. Références bibliographiques

AHRENDT, Dustin et ROMERO KARAM, Arturo, 2020. Development of a computer-aided engineering-supported process for the manufacturing of customized orthopaedic devices by three-dimensional printing onto textile surfaces. In : *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*. 1 janvier 2020. Vol. 15, pp. 1558925020917627. DOI 10.1177/1558925020917627.

AYRILMIS, Nadir, KARIZ, Mirko, KWON, Jin Heon et KITEK KUZMAN, Manja, 2019. Effect of printing layer thickness on water absorption and mechanical properties of 3D-printed wood/PLA composite materials. In : *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 1 juin 2019. Vol. 102, n° 5, pp. 2195-2200. DOI 10.1007/s00170-019-03299-9.

BERCHON, Mathilde et LUYT, Bertier, 2014. *L'impression 3D*. S.l. : Editions Eyrolles. ISBN 978-2-212-25769-4.

BETTONI, Elisa, FERRIERO, Giorgio, BAKHSH, Hadeel, BRAVINI, Elisabetta, MASSAZZA, Giuseppe et FRANCHIGNONI, Franco, 2016. A systematic review of questionnaires to assess patient satisfaction with limb orthoses. In : *Prosthetics & Orthotics International*. avril 2016. Vol. 40, n° 2, pp. 158-169. DOI 10.1177/0309364614556836.

BLAYA, Fernando, PEDRO, Pilar San, SILVA, Julia López, D'AMATO, Roberto, HERAS, Enrique Soriano et JUANES, Juan Antonio, 2018. Design of an Orthopedic Product by Using Additive Manufacturing Technology: The Arm Splint. In : *Journal of Medical Systems*. 5 février 2018. Vol. 42, n° 3, pp. 54. DOI 10.1007/s10916-018-0909-6.

BLUM, Guillaume, DE BLOIS, Michel et TADJINE, Nadim, 2017. *L'impression 3D: de l'émerveillement technique aux enjeux organisationnels, économiques et sociétaux* [en ligne]. S.l. : s.n. [Consulté le 19 janvier 2020]. ISBN 978-2-9816772-0-4. Disponible à l'adresse : <http://corpus.ulaval.ca/jspui/bitstream/20.500.11794/14307/2/Blum%20et%20al.%20-%20Impression3D%20%282017%29.pdf>.

BROOKS, C., BONYONGO, C. et HARRIS, S., 2008. Effects of Global Positioning System Collar Weight on Zebra Behavior and Location Error. In : *Journal of Wildlife Management*. février 2008. Vol. 72, n° 2, pp. 527-534. DOI 10.2193/2007-061.

BUFFET, Catherine, DELMAS, Vincent, FROTTIER, Jacques, GIUDICELLI, Claude Pierre, MAQUART, François-Xavier, MICHAUX, Jean-Louis, MORVAN, Gérard et OLIÉ, Jean-pierre, 2018. *Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine* [en ligne]. S.l. : s.n. [Consulté le 25 janvier 2020]. Disponible à l'adresse : <http://dictionnaire.academie-medecine.fr/index.php?q=orth%C3%A8se>.

CARON, Alexandre, 2018. L'arthrodèse du carpe chez le chien - Le Point Vétérinaire expert canin n° 385 du 01/05/2018. In : *Le Point Vétérinaire.fr* [en ligne]. 2018. [Consulté le 4 juin 2021]. Disponible à l'adresse : <https://www.lepointveterinaire.fr/publications/le-point-veterinaire/article-canin/n-385/l-arthrodese-du-carpe-chez-le-chien.html>.

CHALGHAM, Ali, EHRMANN, Andrea et WICKENKAMP, Inge, 2021. Mechanical Properties of FDM Printed PLA Parts before and after Thermal Treatment. In : *Polymers*. janvier 2021. Vol. 13, n° 8, pp. 1239. DOI 10.3390/polym13081239.

CHEN, Yan-Jun, LIN, Hui, ZHANG, Xiaodong, HUANG, Wenhua, SHI, Lin et WANG, Defeng, 2017. Application of 3D-printed and patient-specific cast for the treatment of distal radius fractures: initial experience. In : *3D Printing in Medicine*. 2017. Vol. 3, n° 1, pp. 11. DOI 10.1186/s41205-017-0019-y.

CHOO, Yoo Jin, BOUDIER-REVÉRET, Mathieu et CHANG, Min Cheol, 2020. 3D printing technology applied to orthosis manufacturing: narrative review. In : *Annals of Palliative Medicine*. novembre 2020. Vol. 9, n° 6, pp. 4262270-4264270. DOI 10.21037/apm-20-1185.

EBRAHIM, Mostafa Abdel-Bary, 2015. Laser Scanners ' Techniques Overview. In : . S.l. : s.n. 2015.

EHRMANN, Guido et EHRMANN, Andrea, 2020. *Shape-Memory Properties of 3D Printed PLA Structures*. S.l. : s.n.

FAFENROT, Susanna, GRIMMELSMANN, Nils, WORTMANN, Martin et EHRMANN, Andrea, 2017. Three-Dimensional (3D) Printing of Polymer-Metal Hybrid Materials by Fused Deposition Modeling. In : *Materials*. octobre 2017. Vol. 10, n° 10, pp. 1199. DOI 10.3390/ma10101199.

GUIDA, Pasquale, CASABURI, Antonio, BUSIELLO, Teresa, LAMBERTI, Daniela, SORRENTINO, Antonio, IUPPARIELLO, Luigi, D'ALBORE, Marietta, COLELLA, Francesco et CLEMENTE, Fabrizio, 2019. An alternative to plaster cast treatment in a pediatric trauma center using the CAD/CAM technology to manufacture customized three-dimensional-printed orthoses in a totally hospital context: a feasibility study. In : *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*. mai 2019. Vol. 28, n° 3, pp. 248-255. DOI 10.1097/BPB.0000000000000589.

HALEEM, Abid et JAVAID, Mohd., 2019. 3D scanning applications in medical field: A literature-based review. In : *Clinical Epidemiology and Global Health*. juin 2019. Vol. 7, n° 2, pp. 199-210. DOI 10.1016/j.cegh.2018.05.006.

HSU, John D, MICHAEL, John W, FISK, John R, et AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2008. *AAOS atlas of orthoses and assistive devices* [en ligne]. S.l. : s.n. [Consulté le 3 mai 2021]. ISBN 978-0-323-07631-9. Disponible à l'adresse : <http://www.clinicalkey.com/dura/browse/bookChapter/3-s2.0-B9780323039314X10002>.

KELLY, S., PATERSON, Allan et BIBB, R., 2015. A review of wrist splint designs for additive manufacture. In : *undefined* [en ligne]. 2015. [Consulté le 29 juin 2021]. Disponible à l'adresse : <https://www.semanticscholar.org/paper/A-review-of-wrist-splint-designs-for-additive-Kelly-Paterson/b33489fb7f0008d30cfd0696db6be3cbb74d3d6e>.

KIM, Sang Jun, KIM, Sung Jae, CHA, Yong Ho, LEE, Keun Ho et KWON, Jeong-Yi, 2018. Effect of personalized wrist orthosis for wrist pain with three-dimensional scanning and printing technique: A preliminary, randomized, controlled, open-label study. In : *Prosthetics and Orthotics International*. décembre 2018. Vol. 42, n° 6, pp. 636-643. DOI 10.1177/0309364618785725.

- LI, Jianyou et TANAKA, Hiroya, 2018. Feasibility study applying a parametric model as the design generator for 3D–printed orthosis for fracture immobilization. In : *3D Printing in Medicine*. 11 janvier 2018. Vol. 4, pp. 1. DOI 10.1186/s41205-017-0024-1.
- LIN, Hui, SHI, Lin et WANG, Defeng, 2016. A rapid and intelligent designing technique for patient-specific and 3D-printed orthopedic cast. In : *3D Printing in Medicine*. 1 décembre 2016. Vol. 2, n° 1, pp. 4. DOI 10.1186/s41205-016-0007-7.
- LOCKER, Anatol, 2019. FDM vs SLA : comparaison des procédés d'impression 3D. In : *All3DP* [en ligne]. 29 janvier 2019. [Consulté le 12 janvier 2020]. Disponible à l'adresse : <https://all3dp.com/fr/stereolithographie-sla-fdm-comparaison-impression-3d/>.
- MARCELLIN-LITTLE, Denis J., DRUM, Marti G., LEVINE, David et MCDONALD, Susan S., 2015. Orthoses and Exoprostheses for Companion Animals. In : *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. janvier 2015. Vol. 45, n° 1, pp. 167-183. DOI 10.1016/j.cvsm.2014.09.009.
- MUTSUZAKI, Hirotaka, NAKAJIMA, Hiromi, WADANO, Yasuyoshi, FURUHATA, Syogo et SAKANE, Masataka, 2017. Influence of Knee Immobilization on Chondrocyte Apoptosis and Histological Features of the Anterior Cruciate Ligament Insertion and Articular Cartilage in Rabbits. In : *International Journal of Molecular Sciences*. février 2017. Vol. 18, n° 2, pp. 253. DOI 10.3390/ijms18020253.
- LOUD, Tanja, KERKUM, Yvette, DE GROOT, Peter, GIJSBERS, Harm, NOLLET, Frans et BREHM, Merel-Anne, 2021. Production Time and User Satisfaction of 3-Dimensional Printed Orthoses For Chronic Hand Conditions Compared With Conventional Orthoses: A Prospective Case Series. In : *Journal of Rehabilitation Medicine. Clinical Communications*. 2021. Vol. 4, pp. 1000048. DOI 10.2340/20030711-1000048.
- PALOUSEK, David, ROSICKY, Jiri, KOUTNY, Daniel, STOKLÁSEK, Pavel et NAVRAT, Tomas, 2014. Pilot study of the wrist orthosis design process. In : *Rapid Prototyping Journal*. 1 janvier 2014. Vol. 20, n° 1, pp. 27-32. DOI 10.1108/RPJ-03-2012-0027.
- PATERSON, A M, BIBB, R J et CAMPBELL, R I, 2012. Evaluation of a digitised splinting approach with multiple-material functionality using Additive Manufacturing technologies. In : . 16 août 2012. pp. 17.
- PATERSON, Abby M, DONNISON, Ella, BIBB, Richard J et IAN CAMPBELL, R, 2014. Computer-aided design to support fabrication of wrist splints using 3D printing: A feasibility study. In : *Hand Therapy*. 1 décembre 2014. Vol. 19, n° 4, pp. 102-113. DOI 10.1177/1758998314544802.
- PILLARD, P, BISMUTH, C et VIGUIER, E, 2014. Luxation palmaro-médiale de l'os radial du carpe chez un chien. In : *Revue Méd. Vét.* 2014. pp. 10.
- PORTNOY, Sigal, BARMIN, Nina, ELIMELECH, Maayan, ASSALY, Balsam, OREN, Simma, SHANAN, Reem et LEVANON, Yafa, 2020. Automated 3D-printed finger orthosis versus manual orthosis preparation by occupational therapy students: Preparation time, product weight, and user satisfaction. In : *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*. juin 2020. Vol. 33, n° 2, pp. 174-179. DOI 10.1016/j.jht.2020.03.022.

- RIPLEY, Beth, LEVIN, Dmitry, KELIL, Tatiana, HERMSEN, Joshua L., KIM, Sooh, MAKI, Jeffrey H. et WILSON, Gregory J., 2017. 3D printing from MRI Data: Harnessing strengths and minimizing weaknesses. In : *Journal of magnetic resonance imaging: JMRI*. mars 2017. Vol. 45, n° 3, pp. 635-645. DOI 10.1002/jmri.25526.
- RODRÍGUEZ-PANES, Adrián, CLAVER, Juan et CAMACHO, Ana, 2018. The Influence of Manufacturing Parameters on the Mechanical Behaviour of PLA and ABS Pieces Manufactured by FDM: A Comparative Analysis. In : *Materials*. 1 août 2018. Vol. 11, n° 8, pp. 1333. DOI 10.3390/ma11081333.
- ROYEEN, Lydia, 2015. The Style Evolution of Glasses: Acknowledging Well-being for Wearable Medical Device. In : *The Open Journal of Occupational Therapy* [en ligne]. 1 octobre 2015. Vol. 3, n° 4. DOI 10.15453/2168-6408.1224. Disponible à l'adresse : <https://scholarworks.wmich.edu/ojot/vol3/iss4/12>.
- SERSSAR, Youssra et TOSSA, Paul, 2018. Les émissions polluantes liées au fonctionnement des imprimantes 3D. In : *Environnement, Risques & Santé*. 1 septembre 2018. Vol. 17, n° 5, pp. 481-486. DOI 10.1684/ers.2018.1216.
- SISKA, Peter A., GRUEN, Gary S. et PAPE, Hans Christoph, 2008. External adjuncts to enhance fracture healing: what is the role of ultrasound? In : *Injury*. octobre 2008. Vol. 39, n° 10, pp. 1095-1105. DOI 10.1016/j.injury.2008.01.015.
- TARCHALA, Lorraine, 2007. *Les orthèses chez le chien, étude bibliographique* [en ligne]. S.l. : s.n. Disponible à l'adresse : <http://theses.vet-alfort.fr/telecharger.php?id=235>.
- THOUMIE, P, SAUTREUIL, P et MEVELLEC, E, 2001. Orthèses de genou. Première partie : Évaluation des propriétés physiologiques à partir d'une revue de la littérature. In : *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. décembre 2001. Vol. 44, n° 9, pp. 567-580. DOI 10.1016/S0168-6054(01)00157-X.
- TOBIAS, Karen M. et JOHNSTON, Spencer A., 2012. *Veterinary Surgery Small Animal*. S.l. : Elsevier. ISBN 978-1-4377-0746-5.
- TORRES, Bryan T., FU, Yang-Chieh, SANDBERG, Gabriella S. et BUDSBERG, Steven C., 2017. Pelvic limb kinematics in the dog with and without a stifle orthosis. In : *Veterinary Surgery*. 2017. Vol. 46, n° 5, pp. 642-652. DOI <https://doi.org/10.1111/vsu.12634>.
- WACH, Radoslaw A., WOLSZCZAK, Piotr et ADAMUS-WLODARCZYK, Agnieszka, 2018. Enhancement of Mechanical Properties of FDM-PLA Parts via Thermal Annealing. In : *Macromolecular Materials and Engineering*. 2018. Vol. 303, n° 9, pp. 1800169. DOI <https://doi.org/10.1002/mame.201800169>.
- WICKRAMASINGHE, Sachini, DO, Truong et TRAN, Phuong, 2020. FDM-Based 3D Printing of Polymer and Associated Composite: A Review on Mechanical Properties, Defects and Treatments. In : *Polymers*. 10 juillet 2020. Vol. 12, n° 7, pp. 1529. DOI 10.3390/polym12071529.
- WONG, Kaufui V. et HERNANDEZ, Aldo, 2012. A Review of Additive Manufacturing. In : *ISRN Mechanical Engineering*. 2012. Vol. 2012, pp. 1-10. DOI 10.5402/2012/208760.

WOODS, S., WALLACE, R. J. et MOSLEY, J. R., 2012. The effect of external coaptation on plate deformation in an ex vivo model of canine pancarpal arthrodesis. In : *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2012. Vol. 25, n° 6, pp. 439-444. DOI 10.3415/VCOT-12-01-0002.

YOON, Heesun, SONG, Hajun et PARK, Kyihwan, 2011. A phase-shift laser scanner based on a time-counting method for high linearity performance. In : *Review of Scientific Instruments*. juillet 2011. Vol. 82, n° 7, pp. 075108. DOI 10.1063/1.3600456.

XIV. Annexes



Annexe 1 : Orthèse 2 en vue oblique latéro-dorsale (à gauche) et en vue oblique proximo-médiale (à droite)

NOM : GARCIA PRENOM : CLEMENT

TITRE : REALISATION D'ORTHESE SUR MESURE IMPRIMEE EN 3D CHEZ LE CHIEN : ETUDE DE FAISABILITE.

RESUME : La fabrication additive ou impression 3D est une technologie en plein essor dans de nombreux domaines et de plus en plus présente dans le milieu médical. Son utilisation s'inscrit dans une dynamique de médecine personnalisée qui est l'un des enjeux majeurs du XXI^e siècle. L'impression 3D connaît des évolutions considérables que ce soit les techniques d'impression, les matériaux utilisés ou les dispositifs permettant l'acquisition d'images 3D. L'objectif de ce travail est d'étudier le procédé menant à la réalisation d'une orthèse sur mesure imprimée en 3 dimensions chez le chien. Celui-ci inclut l'acquisition d'images à l'aide d'un scanner 3D portable, le traitement numérique des images, la conception informatique d'une orthèse à partir des images numérisées et l'impression de l'objet. Cette technologie nous permet d'obtenir une orthèse personnalisée en quelques jours qui est, entre autre, légère, parfaitement adaptée à l'animal, imperméable et rapide à poser.

MOTS CLES : orthèse, impression 3D, médecine personnalisée, fabrication additive

TITLE: REALIZATION OF CUSTOM 3D PRINTED ORTHOSIS IN DOGS: FEASIBILITY STUDY.

SUMMARY: Additive manufacturing or 3D printing is a booming technology in many fields and increasingly present in the medical world. Its use is part of a dynamic of personalized medicine which is one of the major challenges of the 21st century. 3D printing is undergoing considerable changes, whether in printing techniques, the materials used or the devices allowing the acquisition of 3D images. The objective of this work is to study the process leading to the production of a custom orthosis printed in 3 dimensions in dogs. This includes acquiring images using a handheld 3D scanner, digital image processing, computer design of an orthosis from the scanned images and printing of the object. This technology allows us to obtain a personalized orthosis in just few days which is, among other things, light, perfectly adapted to the animal, waterproof and quick to put on.

KEYWORDS: orthosis, 3D printing, personalized medicine, additive manufacturing