

## **Le bandage de Robert-Jones : propriétés mécaniques, exploitation en clinique et complications ischémiques chez le chien**

**Auteur** : Pien, Arthur

**Promoteur(s)** : Balligand, Marc

**Faculté** : Faculté de Médecine Vétérinaire

**Diplôme** : Master en médecine vétérinaire

**Année académique** : 2020-2021

**URI/URL** : <http://hdl.handle.net/2268.2/12136>

---

### *Avertissement à l'attention des usagers :*

*Tous les documents placés en accès ouvert sur le site le site MatheO sont protégés par le droit d'auteur. Conformément aux principes énoncés par la "Budapest Open Access Initiative"(BOAI, 2002), l'utilisateur du site peut lire, télécharger, copier, transmettre, imprimer, chercher ou faire un lien vers le texte intégral de ces documents, les disséquer pour les indexer, s'en servir de données pour un logiciel, ou s'en servir à toute autre fin légale (ou prévue par la réglementation relative au droit d'auteur). Toute utilisation du document à des fins commerciales est strictement interdite.*

*Par ailleurs, l'utilisateur s'engage à respecter les droits moraux de l'auteur, principalement le droit à l'intégrité de l'oeuvre et le droit de paternité et ce dans toute utilisation que l'utilisateur entreprend. Ainsi, à titre d'exemple, lorsqu'il reproduira un document par extrait ou dans son intégralité, l'utilisateur citera de manière complète les sources telles que mentionnées ci-dessus. Toute utilisation non explicitement autorisée ci-avant (telle que par exemple, la modification du document ou son résumé) nécessite l'autorisation préalable et expresse des auteurs ou de leurs ayants droit.*

---

# **Le bandage de Robert-Jones : Propriétés mécaniques, exploitation en clinique et complications ischémiques chez le chien.**

**The Robert-Jones bandage: Mechanical properties,  
clinical use and ischemic complications in dogs.**

**Arthur PIEN**

Tuteur : Docteur Balligand

**Travail de fin d'études**

présenté en vue de l'obtention du grade de Médecin Vétérinaire

**Année académique 2020/2021**

**Le contenu de ce travail n'engage que son auteur**

**Le bandage de Robert-Jones : Propriétés  
mécaniques, exploitation en clinique et  
complications ischémiques chez le chien.**

**The Robert-Jones bandage: Mechanical properties,  
clinical use and ischemic complications in dogs.**

**Arthur Pien**

Tuteur : Docteur Balligand

**Travail de fin d'études**

présenté en vue de l'obtention du grade de Médecin Vétérinaire

**Année académique 2020/2021**

**Le contenu de ce travail n'engage que son auteur**

# **Le bandage de Robert-Jones : Propriétés mécaniques, exploitation en clinique et complications ischémiques chez le chien**

## **Objectif du travail**

L'objectif est de mettre en évidence les performances mécaniques du bandage de Robert Jones en vue d'utiliser celui-ci comme traitement conservateur dans la stabilisation d'une fracture distale stable d'un membre sans fixation interne et sans complications ischémiques secondaires à une pression trop haute.

## **Résumé**

L'utilisation du bandage de Robert Jones est bien connu dans le monde de la chirurgie orthopédique pour son utilisation dans la stabilisation de fracture en préopératoire, ou dans la gestion d'œdèmes et/ou saignements en post-opératoires. L'utilisation de ce bandage comme fixateur externe dans la stabilisation de fracture stable, non déplacée, et non articulaire d'un membre distal a également été décrit par quelques auteurs. Cependant, peu de données scientifiques quant aux propriétés mécaniques du bandage de Robert Jones en médecine vétérinaire sont **disponibles**.

Une étude expérimentale des performances mécaniques du bandage sera premièrement **explorée**, où seront mises à l'épreuve plusieurs structures au sein de presses hydrauliques, et ce afin de reproduire le plus précisément les contraintes naturelles sur le membre antérieur à l'appui et en mouvement. Un parallèle avec l'équation de LaPlace sera ensuite réalisé, ainsi qu'une revue de littérature mettant en évidence la physiopathologie des complications ischémiques et la sévérité de celles-ci.

Finalement, divers articles abordant différents procédés pour l'obtention d'une pression optimale dans l'utilisation du bandage de Robert Jones en médecine humaine seront parcourus, et ce afin de les mettre en lien avec la médecine vétérinaire. En effet ces techniques constituent des perspectives d'études intéressantes à l'avenir.

# **The Robert-Jones bandage: Mechanical properties, clinical use and ischemic complications in dogs**

## **Objective of the work**

The objective is to demonstrate the mechanical performances of the Robert Jones bandage with a view to using it as a conservative treatment in the stabilization of a stable distal fracture of a limb without internal fixation and without ischemic complications secondary to a pressure too high.

## **Summary**

The use of the Robert Jones bandage is well known in the world of orthopedic surgery for its use in the stabilization of fractures preoperatively, or in the management of edema and/or bleeding postoperatively. The use of this bandage as an external fixator in stabilizing a stable, non-displaced, non-articular fracture of a distal limb has also been described by a few authors. However, little scientific data regarding the mechanical properties of Robert Jones bandage in veterinary medicine is available.

An experimental study of the mechanical performance of the bandage will first be explored, where several structures will be tested within hydraulic presses, in order to most accurately reproduce the natural stresses on the forelimb when supported and in motion. A parallel with the LaPlace equation will then be made, as well as a review of the literature highlighting the pathophysiology of ischemic complications and their severity.

Finally, various articles discussing different procedures for obtaining optimal pressure in the use of the Robert Jones bandage in human medicine will be reviewed, in order to link them to veterinary medicine. Indeed, these techniques constitute interesting study prospects in the future.

## **Remerciements**

Au terme de ce travail de fin d'études, je souhaite remercier et exprimer ma reconnaissance envers les personnes qui ont participé à l'élaboration de celui-ci. Notamment mon promoteur, Monsieur M. Balligand pour son encadrement, ainsi que son équipe.

## Table des matières

<b>1. Introduction</b> .....	<b>7</b>
<b>1.1 Historique du BRJ</b> .....	<b>7</b>
<b>1.2 Cicatrisation osseuse</b> .....	<b>8</b>
<b>1.3 Rigidité du système de fixation</b> .....	<b>9</b>
<b>1.3.1 Loi de Pascale</b> .....	<b>9</b>
<b>1.4 Indications</b> .....	<b>10</b>
<b>1.5 Contre-indications</b> .....	<b>11</b>
<b>1.6 Matériel nécessaire au BRJ (Simpson et al., 2001)</b> .....	<b>12</b>
<b>1.7 Mise en place (Simpson et al., 2001; Grierson, 2009; Fossum, 2018)</b> .....	<b>12</b>
<b>1.8 Étude expérimentale</b> .....	<b>14</b>
<b>2. Matériels et méthodes</b> .....	<b>14</b>
<b>2.1 Modèle</b> .....	<b>14</b>
<b>2.2 Protocoles de mise en charge</b> .....	<b>15</b>
<b>2.3 Essais mécaniques</b> .....	<b>17</b>
<b>3. Résultats</b> .....	<b>18</b>
<b>4. Discussion</b> .....	<b>19</b>
<b>4.1 Charge quasi-statique</b> .....	<b>19</b>
<b>4.2 Charge cyclique</b> .....	<b>19</b>
<b>4.3 Utilisation de l'équation de La Place dans le calcul de la pression sous le bandage</b> .....	<b>20</b>
<b>4.4 Complications</b> .....	<b>22</b>
<b>4.5 Autres complications</b> .....	<b>24</b>
<b>4.6 Entretien</b> .....	<b>24</b>
<b>4.7 Suivi par le vétérinaire</b> .....	<b>25</b>
<b>4.8 Pourquoi choisir un BRJ à la place d'une stabilisation chirurgicale ?</b> .....	<b>25</b>
<b>4.9 Limites de l'étude</b> .....	<b>26</b>
<b>5. Conclusion</b> .....	<b>27</b>
<b>6. Annexes</b> .....	<b>28</b>
<b>7. Bibliographie</b> .....	<b>33</b>

## 1. Introduction

---

L'utilisation du bandage de Robert Jones (BRJ) est bien connu dans le monde de la chirurgie orthopédique, cependant les performances mécaniques pour stabiliser une fracture dite stable ont encore très peu été étudiées en médecine vétérinaire, et les complications ischémiques associées peu documentées. Ce travail a pour but de mettre en évidence les performances mécaniques du BRJ et les complications associées.

### 1.1 Historique du BRJ

Ce bandage fut inventé par le chirurgien orthopédique gallois Sir Robert Jones durant le 19<sup>ème</sup> siècle. Après avoir fini ses études à l'université de médecine de Liverpool en 1873, il travailla à l'hôpital Stanley de Liverpool comme chirurgien où il obtint le titre de FRCS (Fellowship of the Royal College of Surgeons) en 1886 (Tham et al., 2014).

En 1914, il servit comme Major Général dans l'armée. C'est lors de cette période qu'il remarqua que le traitement des fractures sur le front et dans les hôpitaux était insuffisant. Il décida alors de construire un hôpital militaire orthopédique pour aider la réhabilitation des soldats blessés au front. Il écrivit en 1917 « Notes on Military Orthopaedics » dans lequel il décrit différentes techniques de bandage, dont notamment le bandage de Robert Jones (Tham et al., 2014).

Le BRJ est un bandage compressif volumineux qui est traditionnellement mis en place après un traumatisme ou après une chirurgie, et qui va permettre de répartir la pression de manière uniforme sur le membre afin de limiter les saignements, œdèmes tissulaires, et hémorragies. (Decamp, 2003). Il est décrit comme un bandage composé d'une couche abondante de coton maintenue en place par une bande de protection externe dénommée « *pressure crepe bandage over copious wool dressing* » (Tham et al., 2014).

Deux types de BRJ existent : le BRJ classique composé d'une épaisse couche de coton (30,5cm) délibérément appliquée sur le membre dans le but d'atteindre une certaine épaisseur (10-15 cm). Il existe également sa version modifiée qui utilise moins de rembourrage mais qui permet tout de même une bonne compression ("Small Animal Surgery - 5th Edition," n.d.) et une immobilisation partielle (Simpson et al., 2001). L'application de celle-ci est indiquée lorsqu'une compression légère est requise pour diminuer le gonflement des tissus mous post-chirurgicale (Grierson, 2009).

La couche de rembourrage apporte une bonne stabilisation du trait de fracture tout en comprimant légèrement les tissus mous afin d'éviter des complications ischémiques. Sur la couche de rembourrage est appliquée une couche de protection externe (Type Vetrap<sup>TM</sup>) afin de maintenir celle-ci et d'amener une compression uniforme, dans le but d'immobiliser le trait de fracture. Ce bandage et ses modifications furent par la suite souvent utilisés en médecine vétérinaire.

### *1.2 Cicatrisation osseuse*

Les principaux facteurs déterminant la guérison d'une fracture, c'est à dire l'union des 2 segments osseux, sont :

- La **rigidité** du système de fixation : En cas d'instabilité, le cal qui se met en place est plus vite abimée retardant sa cicatrisation (Harasen, 2003).
- Le **type** de fracture : La résistance aux forces appliquée est différente en fonction du type de fracture. Les fractures transverses ou obliques sont plus stables et résistent davantage aux forces de compression que des fractures instables de type spirales ou comminutives (Grierson, 2009).
- La **réduction** de la fracture : Plus les bouts sont écartés, plus le temps de cicatrisation est long (Sathyendra and Darowish, 2013). Les extrémités de la fracture doivent se chevaucher d'au moins 50% pour obtenir une bonne cicatrisation (Grierson, 2009).
- La quantité de **stress physiologique** secondaire à une activité fonctionnelle (Aro and Chao, 1993).

Il existe également différents facteurs **physiologiques** influençant la cicatrisation osseuse :

- **Âge** : La cicatrisation est plus rapide chez le jeune (Koczewski and Shadi, 2013; Macrì et al., 2021).
- **Vascularisation du site** : Une bonne vascularisation permet une destruction des tissus non viables et un apport des facteurs trophiques (Elsevier, 2013). En effet, au cours premières semaines les capillaires adjacents au site de fracture montrent des signes de néovascularisation (Matsen et al., 1976).
- **Présence d'une affection osseuse ou systémique** : Tumeur osseuse, ostéomyélite, infection des tissus mous (Fischer et al., 2020).

### ***1.3 Rigidité du système de fixation***

Quatre types de forces sont appliquées sur un foyer de fracture : **force flexion, torsion, compression, tension et cisaillement**. Celles-ci sont engendrées par la mise en charge du poids du corps (60% sur leurs membres antérieurs et 40% sur leurs membres postérieurs (Carr et al., 2016)) ainsi que par les contractions musculaires adjacentes. La technique de stabilisation choisie doit alors être capable de s'opposer à ces différentes forces.

Le Bandage de Robert Jones permet une bonne résistance à la flexion ainsi qu'une certaine résistance à la rotation mais n'empêche cependant pas les forces de compression (Grierson, 2009). Il est de ce fait possible de l'utiliser uniquement dans certains types de fractures stables et réductibles à foyer fermé. En effet, lors de la reprise de l'appui, une compression est engendrée au site de fracture modifiant ainsi la réduction et dès lors la stabilité (GARNIER , 2001).

Cette instabilité est directement corrélée aux contraintes que subissent les deux fragments osseux, ce phénomène est appelé la déformation interfragmentaire (Harasen, 2003). Les deux facteurs principaux influençant cette déformation sont la **rigidité de la technique de stabilisation** et la **surface des fragments osseux de la fracture** (Harasen, 2003). Lors d'une instabilité trop élevée, des micromouvements vont être produits provoquant la rupture des néovaisseaux (Harasen, 2003). Cette rupture va alors être responsable d'une diminution de l'oxygénation des tissus périphériques et dès lors une absence de formation du cal osseux (CHANOIT et al., 1999).

La structure bandage-os se doit d'être pourvue d'une rigidité initiale élevée afin de stimuler la néovascularisation et la cicatrisation des tissus fragiles (Fossum, 2018). La capacité d'immobilisation dépend donc de la rigidité du bandage, de la localisation de la fracture, du contact entre l'os et le matériau rigide (SEDEL et al., 1993).

#### ***1.3.1 Loi de Pascal***

La rigidité induite par un bandage compressif peut être en partie expliquée par la loi de Pascal. Cette loi décrit le phénomène que lorsqu'une pression est appliquée sur un fluide dans un contenant fermé (fascia musculaire et bandage compressif), une augmentation égale de pression à tous les autres points du contenant se produit (Schuren and Mohr, 2010).

Lorsque les muscles sont comprimés sous un bandage, ceux-ci se déplacent sous la charge jusqu'à ce que tous les espaces soit comblés (ils agissent comme un fluide incompressible). Ce mouvement des muscles crée alors une pression uniformément répartie sur les membres créant ainsi des conditions similaires à un cylindre fermé permettant l'immobilisation de la fracture (Schuren and Mohr, 2010).

#### ***1.4 Indications***

Le BRJ est indiqué lors de :

- Fractures transverses, et ce parce que le bandage possède une bonne résistance à la flexion et une certaine résistance à la rotation mais il n'empêche pas les forces de compression (Grierson, 2009).
- Pour les fractures distales au coude ou au genou de par le fait que le principe de base est d'immobiliser les articulations de part et d'autre de l'os fracturé (Grierson, 2009).
- Stabilisation et immobilisation temporaire en pré- et post-opératoire d'une fracture instable, déplacée, intra articulaire au niveau de la partie distale d'un membre afin de diminuer la douleur et le risque de complications de celle-ci (Simpson et al., 2001; Grierson, 2009).
- Fractures pour lesquelles une réduction par taxis externe est possible. Afin d'avoir une bonne guérison, il est nécessaire que les extrémités osseuses de la fracture se chevauchent d'au moins 50% (Grierson, 2009).
- Contrôle de l'œdème et des espaces-morts en pré- et post-opératoire (Vitt et al., 2019).
- **Traitements conservateurs de certaines fractures stables, non déplacées, non articulaires, et distales au coude et au genou (Simpson et al., 2001; Decamp, 2003).**
- Particulièrement conseillé chez les jeunes (<1 an) pour les fractures des os longs parce qu'ils ont une excellente capacité de régénération des tissus et os ainsi qu'une capacité de former un callus osseux rapidement (Harasen, 2003). En effet, la guérison osseuse d'un jeune chien de 10 mois avec une fracture oblique du tibia, et stabilisé par un bandage de Robert-Jones, a été étudiée dans un article en utilisant la technique d'échographie de contraste ultrasonore (ECUS). Celui-ci démontre que la guérison complète diagnostiquée par ECUS est bien plus rapide chez le jeune (50 jours) que chez l'adulte (132 jours) (Macrì et al., 2021). Chez les jeunes, le périoste est épais et richement vascularisé permettant alors une meilleure ostéogénèse.

- Fracture d'un os long isolé chez un jeune (exemple fracture du tibia avec une fibula conservée) (Zaal and Hazewinkel, 1997). La stabilisation interne par l'os conservé amène une certaine stabilité à la fracture (Grierson, 2009).

Ce bandage est donc indiqué lors de fracture stable, non déplacée, non articulaire de type simple ou oblique au niveau du radius/ulna chez les jeunes animaux. De plus la majorité des fractures de l'avant-bras sont des fractures transverses et obliques simples au niveau du tiers distal du radius/ulna (Harasen, 2003).

En cas d'utilisation du bandage comme traitement conservateur d'une fracture, il est utile de réaliser une radiographie de contrôle pour vérifier la persistance de la réduction après la mise en place du bandage (NOBILI, 1989).

### ***1.5 Contre-indications***

- Pour les fractures instables en spirale ou oblique et ce parce que les forces (traction, compression) agissant sur la fracture sont peu neutralisées (Grierson, 2009).
- Fracture au niveau de la partie proximale d'un membre (humérus, fémur) (Simpson et al., 2001).
- Propriétaires non compliants. En effet, la plupart des complications suite à un bandage compressif peuvent être évitées si une bonne surveillance est effectuée.
- Chien sensible au niveau de la peau (problème de dermatite).
- Lors de grosses inflammations associées. En effet ce bandage absorbe beaucoup de liquide et peut mener à une macération suivi d'une infection secondaire (NOBILI, 1989).
- Traitement conservateur d'une fracture instable, déplacée, intra articulaire au niveau de la partie distale d'un membre (Simpson et al., 2001).
- Fracture du radius et ulna distale chez les races TOY (Harasen, 2003; Grierson, 2009) parce que celle-ci représente une grosse incidence de non-union avec une formation de pseudo-arthrose. En effet l'os et le cartilage ne peuvent pas se former dans des conditions de fortes déformation tandis que le tissu fibreux oui (Harasen, 2003).
- Les animaux hyperactifs. En effet un niveau d'activité élevé augmente la probabilité de complications (Fossum, 2018).

### ***1.6 Matériel nécessaire au BRJ (Simpson et al., 2001)***

- Jersey tubulaire ou « chaussette » utilisé comme couche de contact.
- 2 bandes de rouleaux adhésifs (Leukoplast®) utilisé comme étrier.
- 2 à 3 rouleaux d'ouate orthopédique épaisse (7,5-15cm) (RJ modifié ) ou de coton (RJ classique) utilisé comme couche de rembourrage.
- 2-3 rouleaux de gaze.
- 2-3 rouleaux de bande adhésive ( Vetrap™ ) comme couche de serrage et de protection.
- Une attelle en métal ou plastique de taille adéquate à l'animal.

### ***1.7 Mise en place (Simpson et al., 2001; Grierson, 2009; Fossum, 2018)***

Le BRJ doit s'étendre des orteils jusqu'à la moitié du fémur ou de l'humérus (Grierson, 2009) et inclure l'articulation proximale et distale au lieu de fracture. Le BRJ est à positionner de préférence sur un animal sous sédation ou en anesthésie générale pour réduire le membre ou permettre une meilleure contention :

1. Placer l'animal en décubitus latéral sur le membre non touché.
2. Raser le membre de la moitié du fémur (humérus) jusqu'aux orteils.
3. Désinfecter chaque blessure ouverte.
4. Couvrir chaque blessure avec une couche de contact appropriée.
5. Appliquer les bandes adhésives sur la partie crâniale et caudale ou médiale et latérale à partir du carpe jusqu'à 15 cm en dessous des orteils. Les étriers permettent d'éviter que le bandage ne glisse. Une spatule est placée entre les deux bandes pour faciliter la manipulation.
6. Mise en place de la « chaussette » en commençant à la moitié de l'humérus, elle est à laisser dépasser d'une longueur égale à celle du membre en dessous des orteils.
7. Mettre le membre en position physiologique pour favoriser une meilleur revalidation lors du retrait du bandage.
8. Enrouler les bandes d'ouate/coton en débutant au niveau des orteils : Commencer par un tour mort puis remonter vers la partie proximale du membre en recouvrant à chaque fois la moitié de la bande précédente. S'arrêter au niveau de la moitié de l'humérus/fémur. L'épaisseur finale doit atteindre 10-15 cm.
9. Les 3<sup>ème</sup> phalanges des doigts III et IV doivent rester visibles pour évaluer le gonflement du membre après la mise en place. Il ne faut pas s'arrêter trop

proximalement pour éviter l'effet garrot. Si le bandage est trop serré, le membre va s'œdématiser et les doigts III et IV vont s'écarter.

10. Enrouler ensuite une bande de gaze autour de l'ouate en commençant au niveau des orteils et en recouvrant chaque fois 50% de la couche précédente. Il faut serrer relativement fort pour permettre de diminuer l'épaisseur de l'ouate de 40-50%.
11. Replier les étriers sur la couche de gaze.
12. Finir en enroulant la couche externe auto-adhésive en recommençant le même schéma que pour les deux couches précédentes. Appliquer cette couche relativement serrée jusqu'à obtenir le son d'une « pastèque mûre » lorsque l'on tape dessus. Il est préférable de laisser une bande de couche d'ouate non-couverte afin de laisser un bordure d'ouate confortable et non compressive.

Si le bandage est utilisé comme traitement conservateur lors d'une fracture stable, non articulaire et non déplacée, l'utilisation d'une attelle permet de renforcer le bandage en amenant une meilleure stabilisation de celui-ci (Slatter, 2003). L'attelle est placée entre la 2<sup>ème</sup> et la 3<sup>ème</sup> couche de rembourrage (Simpson et al., 2001) et existe en aluminium, plastique ou bois. Celles-ci sont surtout indiquées pour les fractures au niveau du tiers distal du radius/ulna (NOBILI, 1989). (Figure 1)

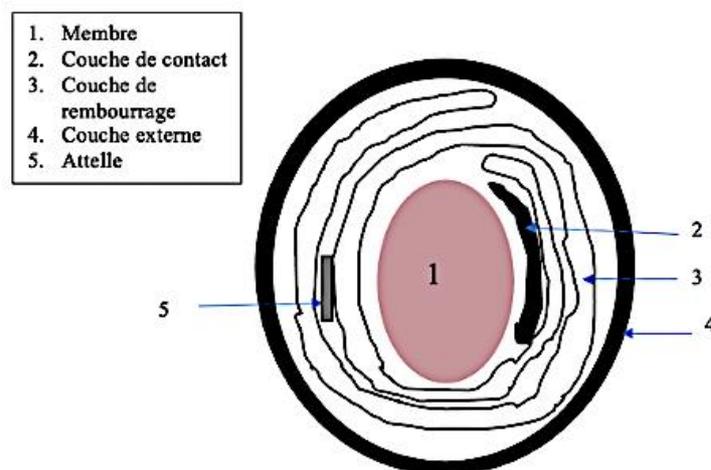


Figure 1 :Schéma représentant la structure d'un bandage de Robert-Jones.  
Réalisé par PIEN A.

## ***1.8 Étude expérimentale***

Le BRJ présenté dans son intégralité, l'objet de ce travail va à présent être abordé . L'étude expérimentale menée par le Docteur M. Balligand (service de chirurgie de l'université de Liège) et son équipe a pour but d'évaluer la force et la rigidité d'un modèle de fracture standardisée in vitro immobilisée par un BRJ sous charge quasi-statique et cyclique en flexion/compression.

Pour cela, **deux hypothèses nulles** ont été émises :

- *Le BRJ possède-t-il les performances mécaniques pour stabiliser temporairement une fracture d'un os long au niveau d'un membre antérieur d'un chien de taille moyenne ?*
- *Les performances mécaniques du BRJ diminuent-elles rapidement sous charge cyclique ?*

## **2. Matériels et méthodes**

---

Afin de réaliser cette étude expérimentale, des bâtons de bois de 24 mm de diamètre et de 550 mm de long ont été utilisés pour reproduire grossièrement le membre avant de l'humérus distal aux orteils d'un chien de poids moyen (35kg) (Figure 2 :voir annexe). Ensuite, un joint de Cardan (JC) séparant deux bouts de bois de longueur identique a été utilisé afin de reproduire le trait de fracture. Des boudins de mousse d'1 cm d'épaisseur ont ensuite été ajoutés autour pour reproduire les tissus mous (fascia, muscle et peau). Autour de ces structures, des bandages de Robert Jones (BRJ) ont été systématiquement mis en place par la même personne (diplômé ECVS) en employant la méthode utilisée en pratique. (Figure 3 :voir annexe)

### ***2.1 Modèle***

Une « chaussette » (Bandafix<sup>R</sup>) a initialement été placée autour de toute la structure. Ensuite, 10 cm de rembourrage (Cellona<sup>R</sup>) ont été apposés en s'assurant que chaque nouvelle couche couvre 50% de la couche précédente. Le diamètre final de cette couche devait atteindre 15 cm. La chaussette a ensuite été rabattue pour retenir le rembourrage en place. Finalement, deux rouleaux de 10 cm de bande auto-adhésive (Vetrap<sup>TM</sup>) ont été positionnés avec une tension proche mais inférieure à la force de tension maximale à 100% d'extensibilité (UTS=100N). Les deux rouleaux ont permis de faire trois passages sur le membre avec un recouvrement de 50% à chaque tour pour arriver, in fine, à 6 couches de bandes élastiques autour du matériel de rembourrage. Les bandages ont par la suite été vérifiés à l'aide de la technique suivante : En tapant avec le doigt, le bruit doit être similaire à une pastèque mûre (Decamp, 2003).

Les différents bandages ont ensuite été soumis à deux protocoles de charges différents : Une charge quasi-statique en compression/flexion et une charge cyclique en compression/flexion. Lors de la charge quasi-statique, les deux bouts de bois furent alignés ( $180^\circ$ ) au niveau du JC. Tandis qu'un angle de  $4^\circ$  a été donné lors de la charge cyclique ( $176^\circ$ ) pour obtenir une angulation de manière plus précoce que lors de la charge quasi-statique.

## 2.2 Protocoles de mise en charge

### Protocole 1 : Charge quasi-statique en compression/flexion :

La structure sans le bandage de RJ a premièrement été testée pour servir de groupe négatif.

Ensuite, cinq structures entourées de BRJ ont été mises sous une presse (Zwick-Instron, 200daN de cellule de charge) avec une angulation de  $17^\circ$  par rapport à la verticale (inclinaison d'un membre antérieur durant la première partie de la phase d'appui (phase de freinage) (Figure 4). Cette inclinaison a également pour but de favoriser une réponse immédiate du JC lors de la mise en charge. La vitesse de déformation a dès lors été réglée sur 2mm/min. Le test a systématiquement été interrompu lorsque le déplacement vertical de la barre transverse atteignait entre 3 et 4mm. Cinq épisodes de charges ont été soumis à chaque bandage avec une période de repos entre chaque épisode.

Lors de ce protocole, les données étaient transmises à un logiciel (Scanwin). Les moyennes et dérivations standards ont alors été calculées pour trois facteurs :

- Force de compression/flexion maximale
- La raideur initiale de la structure
- La raideur final du BRJ uniquement

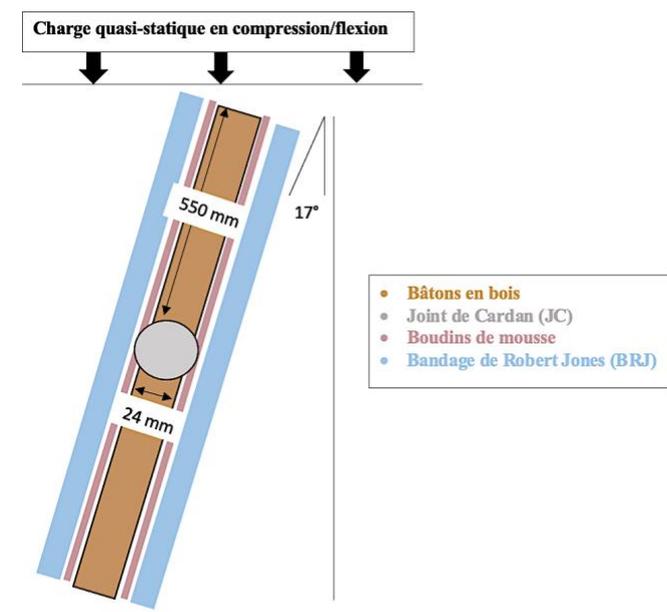


Figure 4 : Schéma modélisant la structure entourée du BRJ dans la presse Zwick-Instron (200 daN load cell) lors du protocole de charge quasi-statique en compression/flexion. Réalisé par PIEN A.

## Protocole 2 : Charge cyclique en compression/flexion

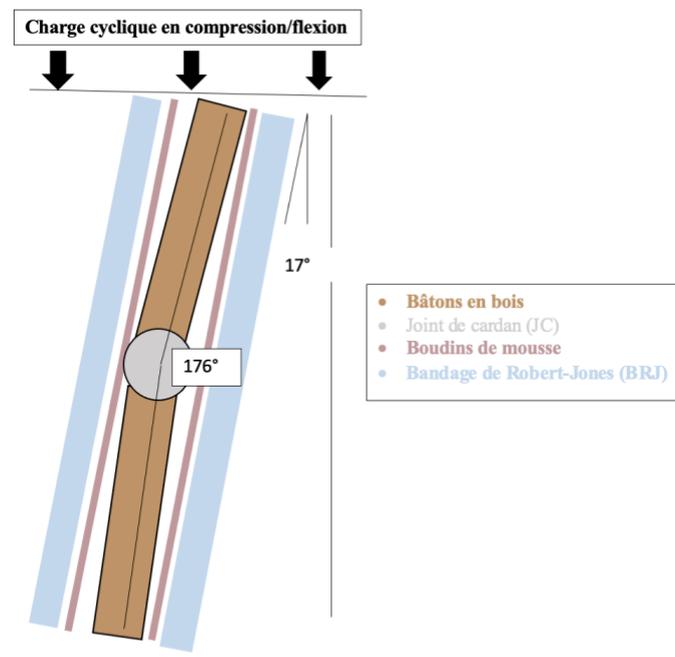
Ce protocole a été divisé en deux phases de mise en charge :

### - 1<sup>ère</sup> phase :

Six BRJ ont été placés dans la presse avec une angulation de 17° par rapport à la verticale (Figure 5) . Les bandages ont été mis en charge de manière cyclique à une fréquence de 1,5 Hz et soumis à des charges croissantes de 50 N, 150N, 300N pendant 3000 cycles lors de chaque charge. De manière similaire, le test a été interrompu lorsque le déplacement verticale de la barre transverse atteignit entre 3 et 4mm.

### - 2<sup>ème</sup> phase

Six autres BRJ ont été placés sous la presse à 150 N (charge sur un membre antérieur d'un chien de taille moyenne, en effet le membre antérieur supporte 60% de la masse du chien (Voss et al., 2011) pendant 60 000 cycles (chiffre approximatif choisi de manière arbitraire représentant le nombre de cycles soutenus par un BRJ pendant 3 à 4 semaines d'un animal confiné) à une fréquence de 1,5 Hz .Le test a été automatiquement interrompu lorsque la barre transverse dépassât les 2mm.



**Figure 5** : Schéma modélisant la structure entourée d'un BRJ dans la presse Instron regulated Schenck machine (FGP 200 daN load cell) lors du protocole de charge cyclique.  
Réalisé par PIEN A.

### **2.3 Essais mécaniques**

Quand on soumet un corps à l'action de forces extérieures, des contraintes s'établissent par réaction, à l'intérieur de ce corps. À ces contraintes sont associées des déformations (GORDON, 1994). Afin de caractériser les propriétés mécaniques d'un ou de plusieurs matériaux soumis à des forces extérieures qui engendrent des contraintes et des déformations, on a recours à un certain nombre d'essais mécaniques (GORDON, 1994).

Dans cette étude, l'**essai en compression** a été utilisé pour le protocole de charge quasi-statique afin de déterminer l'aptitude à la déformation d'un matériau soumis à un effort progressif (GORDON, 1994).

Lors du protocole de charge quasi-statique, la courbe de déformation/contrainte a été construite grâce aux valeurs récoltées par le logiciel (Scanwin) (Figure 6 : Voir annexe). Deux valeurs de raideurs à la flexion ont été enregistrées sur chaque courbe : la raideur de la structure complète calculée dans la partie initiale de la courbe, et la raideur du BRJ seule calculée lorsque la courbe atteint une valeur plateau. En effet, lorsque le JC commence à anguler, la charge diminue rapidement ainsi que la raideur de la structure complète permettant à la courbe d'atteindre une valeur plateau. Sur cette courbe, certaines caractéristiques peuvent être déterminées par l'essai en compression (GORDON, 1994) :

- Raideur : Résistance à la déformation élastique.
- Résistance : Contrainte maximale qu'un matériau supporte avant de se rompre.
- Ductilité : Capacité d'un matériau à se déformer de façon permanente avant de se rompre.

L'**essai en fatigue** étudiant le comportement du matériau vis-à-vis de sollicitations alternées inférieures à la contrainte nécessaire pour le rompre a été choisi pour la phase 1 du protocole de charge cyclique. Pour chaque niveau de contrainte, on détermine la distribution du nombre de cycles pour une déformation définie. On obtient alors le diagramme de WÖLER (GORDON, 1994) (Figure 7 : voir annexe).

L'**essai en fluage** a été choisi pour la phase 2 du protocole de charge cyclique afin de mesurer la déformation, en fonction du temps, du matériau sous charge constante (GORDON, 1994).

### 3. Résultats

---

**Groupe négatif :** Moins de 2N ont été nécessaires pour obtenir un déplacement de 2mm et la raideur était de 0N/mm.

#### Protocole 1 : Charge quasi-statique

- Raideur de la structure totale : moyenne de 1397,3 N/mm (+/-463,2)
- Raideur du BRJ seul : moyenne de 26,2 N/mm (+/- 8,3)
- Force ultime de compression/flexion de la structure : moyenne de 540 N (+/-222,4)

#### Protocole 2 : Charge cyclique

Pour un déplacement vers le bas de la barre transverse de 0 à 2mm :

##### Phase 1

- Les six bandages ont résistés à 150 N pendant 3000 cycles.
- Trois sur six ont résistés à 200 N pendant 3000 cycles supplémentaires.
- Deux bandages parmi les trois restants ont résistés à 250 N pendant 3000 cycles supplémentaires.
- Un bandage parmi les 2 restants a résisté à 300 N pendant 3000 cycles supplémentaires.

##### Phase 2

- Pour un déplacement de la barre transverse de 0,17 mm à 0,74 mm, six bandages ont résistés à 150 N pendant 60 000 tours.
- Un bandage a tenu 12660 cycles à 150 N pour le déplacement limite de 2 mm.

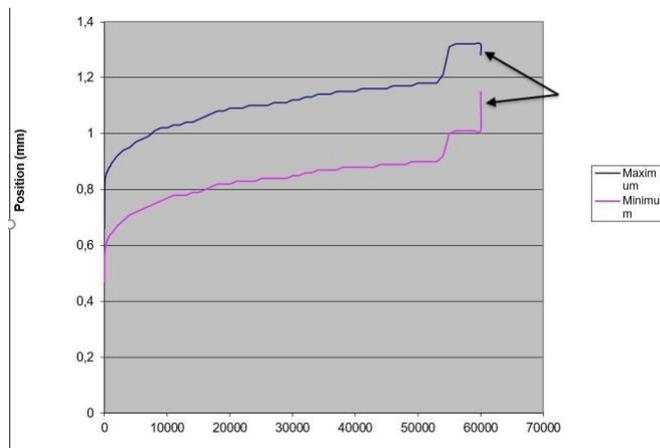


Figure 8 : Diagramme complet de l'essai en fluage lors de la phase 2 du protocole de charge cyclique.

## 4. Discussion

---

### 4.1 Charge quasi-statique

Lors de la comparaison entre le groupe négatif et les structures mises en charge de manière quasi-statique, il est constaté que le BRJ contribue en grande partie à la raideur de la structure. En effet la structure sans le BRJ se déplace de 2 mm, à 2N de charge avec une raideur avoisinant les 0N/mm. Tandis que lorsque le bandage est rajouté, la raideur augmente avec une moyenne de 1397,3 N/mm avec une raideur de 26,2 N/mm pour le BRJ seul lorsque les valeurs atteignent un plateau. Cette mise en charge quasi-statique a donc permis de modéliser les propriétés mécaniques du bandage et sa capacité à immobiliser un membre à l'appui. La première hypothèse nulle est donc acceptée.

Une large gamme de valeurs pour la force maximale de compression/flexion est constatée. Cela peut s'expliquer par les variations au niveau de la tension dans la bande élastique ou au niveau de la manière dont la couche de rembourrage a été appliquée.

### 4.2 Charge cyclique

Il est constaté lors de la 1<sup>ère</sup> phase que certains bandages résistent plus longtemps à la charge que d'autres. A nouveau, cela peut s'expliquer par des variations de tension lors de la mise en place du bandage. Le protocole de mise en place est donc primordial pour obtenir une raideur similaire entre les bandages.

Durant la deuxième phase de charge cyclique, le but était de modéliser in vitro les contraintes que soumet un chien de taille moyenne (30-35kg) avec un fracture soutenue par un bandage de Robert Jones pendant 3 à 4 semaines. Le protocole a été stoppé lors d'un déplacement verticale de la barre transverse de 2mm. Cette valeur de déplacement a été calculée et choisit car elle n'induisait pas d'angulation supplémentaire du JC représentant la fracture. En effet, suite à un calcul trigonométrique, ce déplacement est associé à une angulation de 5-6% n'empêchant pas la formation d'un cal fibreux. Cette phase de mise en charge a permis d'investiguer les propriétés mécaniques du bandage et particulièrement les variations de la rigidité dans le temps. Les résultats du protocole cyclique ne semblaient pas correspondre aux données dans la littérature, la seconde hypothèse a donc été rejetée.

Dans cette lignée, l'équation de La Place va être introduite afin de mettre en avant la pression sous le bandage et son évolution en fonction du temps.

#### ***4.3 Utilisation de l'équation de La Place dans le calcul de la pression sous le bandage***

Il est constaté dans l'étude que la rigidité de certains bandages varient malgré une mise en charge identique. Ces variations peuvent s'expliquer par des changements de tension ou de rembourrage lors de la mise en place du bandage. Il est donc nécessaire de pouvoir prévoir la pression permettant l'immobilisation.

En médecine vétérinaire, les pressions sous le bandage n'ont jamais été mesurées avec précision bien qu'elles aient un grand impact pour la compréhension du bandage (Vitt et al., 2019). L'efficacité de la stabilisation dispensée par un bandage compressif dépend la quantité de pression exercée (expliqué précédemment par la loi de Pascal). Cette pression est à son tour déterminée par un certains nombre de facteurs (Thomas, 2014; Chassagne et al., 2015) :

- La composition (couche de rembourrage)
- Propriété élastomère
- **La tension**
- Taille et forme du membre
- Habilité et la technique de l'opérateur
- Frictions entre les différentes couches
- Activité physique de l'animal

Différents auteurs ont étudiés des versions revisitées de l'équation de Laplace afin de calculer la pression **au moment** de l'application de celui-ci (Chassagne et al., 2017).

Équation de LaPlace :  $P = T.n.K/RW$

- P = Pression (Pa)
- T = Tension dans le bandage (N)
- R = Rayon de la zone compressée (m)
- W = Épaisseur du bandage (m)
- n = Nombres de couche de bandage
- K = Constante en fonction du nombre de couche (quand n=1 ; K=4620)

En 2014, *S.Thomas* démontre dans son étude que si les valeurs exactes de tous les facteurs (membre de circonférence connue, tension, largeur du bandage) sont connues, il est alors possible de prédire la pression induite par le bandage (Thomas, 2014).

Cependant, l'efficacité d'un bandage compressif ne dépend pas seulement de la pression sous le bandage mais aussi des propriétés élastomères du matériel utilisé afin de permettre au bandage de maintenir sa compression initiale (Partsch, 2005; Thomas, 2014). La plupart des bandages perdent leur tension initiale après un certain temps du aux propriétés visco-élastiques du matériel. Cela signifie que la pression diminue également (Hearle and Morton, 2008). La relaxation est rapide dans les premières minutes puis augmente progressivement pour atteindre un plateau 4 heures après la mise en place (Ruznan et al., 2020).

*Brodell* (1986) démontre effectivement que la pression sous un bandage de Robert Jones était de 76 mmHg lors de la mise en place, mais diminue ensuite rapidement pour atteindre 30 mmHg en 15 à 30 min (Brodell et al., 1986).

Une diminution des performances mécaniques sous charge cyclique est donc décrite et est secondaire à une diminution de la tension avec le temps. Durant la deuxième phase de charge cyclique, cinq des six structures ont malgré tout résistées à 60 000 cycles à 150 N avec un déplacement de la barre transverse de 0,17 à 0,74 mm. Un si petit déplacement n'augmente pas l'angulation du JC et par conséquent ne compromettra peut être pas la formation d'un cal osseux lors d'une fracture stable d'un os long.

La tension est donc le facteur le plus crucial quant à la détermination de la pression et est entièrement déterminé par l'opérateur (Chassagne et al., 2015). Une étude a montré que les chirurgiens appliquent leur bandage avec approximativement cinquante fois plus de pression et cinquante fois moins de variations sous le bandage par rapport aux étudiants (Vitt et al., 2019). Un bon apprentissage de la mise en place du bandage est donc essentiel, et permettrait par la suite la compréhension d'une manipulation adéquate, et pourrait s'améliorer grâce à l'utilisation de capteurs de pression.

La courbure des os ne rentre pas non plus en compte dans l'équation et pourrait faire varier considérablement la pression à certaines proéminences osseuses par rapport à ce qui est prédit dans l'équation (Thomas, 2014).

De plus, cette équation mesure la pression pour un seul tour de bandage. Dans les livres vétérinaires (Decamp, 2003), chaque tour doit chevaucher le précédent de 50% (deux couches de bandages) ou 66% (trois couches de bandages). En effet il a été prouvé qu'un chevauchement de 66% augmentait significativement la pression par rapport à 50% (Chassagne et al., 2015).

L'utilisation clinique de cette équation a donc ses limites et il faut en tenir compte. Une autre étude montre une augmentation significative lorsque l'on calcule la pression avec l'équation de LaPlace et des senseurs pneumatique PicoPRESS (Garrigues-Ramón et al., 2021). Cependant cette étude est tirée de la médecine humaine, il s'agit donc d'interpréter les résultats avec précaution. L'utilisation clinique de l'équation de La Place est donc encore très peu étudiée chez les animaux et constitue une possibilité d'étude dans l'avenir.

#### ***4.4 Complications***

Comme il a été vu précédemment, une bonne immobilisation de la fracture requiert une bonne compression du membre par une pression constante, et donc une bonne tension dans le bandage. Il faut cependant être vigilant parce qu'un excès de tension induit un excès de pression sur les tissus mous entraînant divers complications décrites dans de nombreux livres vétérinaires (Fossum, 2018), comme des gonflements, douleurs, ou lésions ischémiques.

Un excès de pression peut avoir lieu lorsque le bandage contient une quantité insuffisante de rembourrage, ou lorsque le rembourrage est entassé à certains endroits, ou encore lorsque une tension excessive est mise dans la bande élastique (Anderson and White, 2000). Les bandes élastiques auto-adhésives ne sont pas capables de bouger les unes par rapport aux autres pour égaliser la pression au niveau des proéminences osseuses et des articulations, ce qui entraîne des lésions ischémiques au niveau de ces différentes localisations (Anderson and White, 2000).

Une augmentation locale de la pression au niveau de certaines zones (proéminences osseuses comme le processus du calcanéum, tarse dorsale, malléole, doigts) provoque un collapsus des capillaires au niveau de la peau avec une diminution de la pression artérielle et une diminution de la perfusion des tissus (Vitt et al., 2019). De surcroît, l'œdème associé augmente la pression dans l'espace extravasculaire qui entraîne également un collapsus des artéoles (Mullick, 1978). Cette diminution de perfusion cause une hypoxémie des tissus mous adjacents déclenchant une augmentation de la perméabilité aux fluides et protéines ainsi qu'une augmentation de l'acide lactique. Ceci induit un phénomène inflammatoire, de l'œdème secondaire et de l'ischémie avec nécrose des tissus (Ogata and Whiteside, 1982).

Il a été démontré que la pression critique de fermeture du lit vasculaire de la peau et du muscle répond différemment à la compression externe (Anderson and White, 2000). Cette pression a été calculée grâce la méthode de micro perfusion décrite par *Matsen et al* (1976), elle était de 50 mmHg dans les muscles et de 30 mmHg dans la peau (Ogata and Whiteside, 1982).

Cependant, la pression induite par le bandage ne peut, à elle seule, expliquer les lésions ischémiques au niveau des tissus profonds. En effet, selon *Jepson* (1926), les vaisseaux collatéraux du chien ont une bonne compliance et la ligature d'une artère principale n'induit pas de lésions ischémiques au niveau des muscles (Jepson, 1926). De plus, selon *Santavirta* (1978), une occlusion totale de la circulation dans une extrémité (secondaire à un effet Tourniquet) ne permet pas d'atteindre des conditions totales d'anaérobie (Santavirta et al., 1978).

Après la libération du garrot, la *pO2* du muscle remonte rapidement à des valeurs normales grâce à la respiration et l'oxygénation des tissus est restaurée (Santavirta et al., 1978). Néanmoins, il a été démontré qu'un arrêt de la circulation sanguine de plus de quatre heures menait à des lésions vasculaires et à une activation de la voie intrinsèque et extrinsèque de la coagulation menant à des lésions d'ischémie-reperfusion (Mullick, 1978; Blass and Moore, 1984). Ces lésions d'ischémie-reperfusion contribuent, avec l'œdème, à une augmentation de pression au niveau des tissus profonds, et ce même après l'enlèvement du bandage (Anderson and White, 2000).

Ainsi, les complications ischémiques serait dues à deux causes distinctes. Il y a d'une part les lésions d'ischémies cutanées secondaires à des zones de pression trop élevées localement sous le bandage, induisant un degré de compression ischémique dépassant la pression critique de collapsus des vaisseaux de la peau ou des muscles (Anderson and White, 2000). Et d'autre part, les lésions plus sévères des tissus profonds (muscles) secondaires à une compression directe des artères irriguant les muscles (effet Tourniquet), et menant à une augmentation de pression (>50 mmHg) dans les compartiments plus profonds (Eadie, 1979). Lorsque la pression interstitielle augmente et devient supérieure à la pression intra-capillaire, les vaisseaux se collapsent (Ashton, 1975).

Les conséquences de cette ischémie peuvent être dramatiques pour l'animal et entraîner de la nécrose des tissus ischémiques (Figure 9 :voir annexe). Une gangrène sèche ou humide (secondairement à une infection bactérienne) peut découler de cette nécrose. Une fois que les

bactéries (infection polymicrobienne) envahissent le tissu sous-cutané, les tissus locaux seront détruits par des exotoxines et des protéinases. Certaines bactéries peuvent également produire des enzymes causant une oblitération des vaisseaux locaux avec une augmentation de l'hypoxémie des tissus plus profonds. Cette hypoxie facilite ensuite la croissance de bactéries anaérobies (*Clostridium* sp), encore plus agressive, qui participe à la propagation de l'infection (Johansen and Bernstein, 1979; Childers et al., 2002). Ces complications nécessitent donc des traitements assez conséquents et peuvent mener à l'amputation du membre voir l'euthanasie (Anderson and White, 2000).

#### ***4.5 Autres complications***

- **Une immobilisation prolongée et une inactivité de longue durée peuvent entraîner une maladie fracturaire chez les jeunes chiens avec** ankylose articulaire, amyotrophie avec métaplasie fibreuse du muscle, contracture du muscle, ostéoporose (Bardet, 1987; Anderson, 1991).
- Un glissement du bandage et une mauvaise stabilisation.
- Une humidité et macération lors d'un mauvais entretien avec apparition de dermatite bactérienne.
- Un œdème de l'extrémité des doigts secondaire à une tension excessive qui diminue le drainage lymphatique et veineux (Mullick, 1978).
- Escarres au niveau des points de haute pression : olécrâne, os accessoire du carpe, calcanéum (Coughan and Miller, 1998).
- Une non-union et une union retardée secondaire à des infections, une instabilité ou encore un excès de stabilité. Si l'implant est trop rigide, il attire toutes les forces et ne laisse pas l'os sous contrainte (Harasen, 2003). Les facteurs mécaniques comme la tension, la stabilité et la vélocité des fluides agissent comme stimuli pour la formation de tissus lors de la cicatrisation osseuse (Ghiasi et al., 2017).

#### ***4.6 Entretien***

Comme énoncé précédemment, les complications peuvent être assez sévères et sont en grande partie la conséquence d'une mauvaise compréhension des propriétaires (Grierson, 2009; Harasen, 2003). Il est alors essentiel d'éduquer et de renseigner les propriétaires quant à l'entretien du bandage. Et ce dans le but d'obtenir une gestion complète du bandage avec succès. Il est ainsi important de rédiger un fiche explicative énonçant les différents points

primordiaux afin d'éviter tout problème (Figure 10 :voir anexe). En effet la plupart des complications ont lieu en moyenne 24-48h après l'application du bandage et peuvent être évitées si les propriétaires informent à temps le vétérinaire (Anderson and White, 2000).

#### ***4.7 Suivi par le vétérinaire***

→ **Suivi du traitement conservateur d'une fracture** : changement tous les deux-trois jours en vérifiant qu'il n'y ai pas de lésions ischémiques (Grierson, 2009). En effet, le bandage continue à se relâcher graduellement encore cinq jours après la mise en place de celui-ci. Un changement de bandage devrait idéalement être réalisé 12h après la mise en place afin d'optimiser la compression (Ruznan et al., 2020).

→ **Suivi lors du support du membre** : changement chaque semaine

Lors du suivi, le vétérinaire observe l'évolution de différentes manières. Il y a d'une part l'examen clinique comprenant différents critères comme l'absence de douleur/sensibilité lors de l'appui du membre ou lors de la palpation, la capacité de soutenir son membre et de marcher. Il y a d'autre part l'examen radiographique comprenant la radiographie simple (98% des études), la tomodensitométrie (1%) et les ultrasons (1%). Lors de la radiographie simple, différents points sont à évaluer dans le but de définir la guérison de la fracture et donc l'union osseuse (Corrales et al., 2008).

Ces critères sont repris dans une revue de littérature, celle-ci énonçant la proportion des critères dans 123 articles relatant la cicatrisation osseuse (Corrales et al., 2008). Ces critères sont énumérés dans les tableaux en annexe (Tableaux 1 et 2).

Malgré une faible population dans son étude, *Francesco Macri et al (2021)* met en avant l'utilisation d'échographies à contraste ultrasonore (ECUS) comme méthode prometteuse de surveillance des processus de réparation, évaluant la perfusion des tissus entourant la fracture (Macrì et al., 2021).

#### ***4.8 Pourquoi choisir un BRJ à la place d'une stabilisation chirurgicale ?***

L'utilisation de fixateur externe et de plaque d'ostéosynthèse ont beaucoup été étudiés, et offre une thérapie de choix lors de ce type de fracture. De plus, certaines fractures dites instables (oblique, spirale, comminutive) nécessitent ce traitement pour stabiliser correctement la fracture et neutraliser les forces agissant dessus (Grierson, 2009).

Cependant, ce type de stabilisation nécessite une chirurgie spécialisée avec anesthésie, des connaissances approfondies de la région ainsi qu'un coût assez conséquent (Harasen, 2003). De plus, les complications associées peuvent être aussi importantes. En 2018, *Beever* étudie le dossier médical de 97 chiens aux Queen Mother Hospital for Animals avec des fixateurs externes (Beever et al., 2018). Il constate que 69% des chiens ont eu des complications avec une infection de broche superficielle comme complication la plus fréquente (Beever et al., 2018).

Les broches intra-médullaire ne sont pas conseillées dans ce type de fracture. Elles ne permettent pas une stabilisation suffisante justifiant la chirurgie (Harasen, 2003). Donc si les signalements de l'animal et de la fracture correspondent aux indications reprises dans l'introduction, si le budget du propriétaire est limité ou si l'anesthésie est contre-indiquée pour certaines raisons, l'utilisation d'une coaptation externe tel que le bandage de Robert Jones pourrait être considéré pour la stabilisation et la guérison osseuse. Mais cela si et seulement si la mise en place est correctement établie. Le propriétaire doit juste être prévenu correctement des potentielles complications.

#### *4.9 Limites de l'étude*

- **Premièrement**, les structures ont été placées en compression mais n'ont pas été testées en torsion. En temps réel, une fracture est soumise à ce types de contraintes et pourrait modifier considérablement les résultats de l'étude.
- **Deuxièmement**, le joint de cardan permet le mouvement de flexion autour de son axe central, mais ne permet pas de translation dans des directions opposées ni de rotation entre eux. Ce choix a été fait dans le but de standardiser le plus possible les conditions expérimentales afin de représenter seulement les fractures transverses stables et non déplacées.
- **Troisièmement**, la structure ne reproduit pas les deux articulations principales (carpe et coude) qui devraient être idéalement comprises dans le bandage.
- **Quatrièmement**, tous les bandages ont été placés par un seul diplômé ECVS qui a suivi la manière pratiquée en clinique. Cependant, les textes vétérinaires n'indiquent pas de quantités précises de rembourrage ni de tension exacte . Ce qui entraine irréfutablement des variations de rigidité entre les différents bandages.

## 5. Conclusion

---

Pour conclure, il a été constaté à travers cette étude expérimentale que le Bandage de Robert-Jones **aurait** le potentiel pour être utilisé comme traitement alternatif d'une fracture stable, non-articulaire, non déplacée sur un os long pour des jeunes chiens de taille moyenne correctement confiné en offrant des propriétés mécaniques intéressantes. En effet, il permettrait la formation d'un cal osseux en stabilisant correctement le trait de fracture pendant 2-3 semaines.

Comme il a été mentionné précédemment, une bonne immobilisation demande une bonne tension dans le bandage. Plusieurs auteurs ont revisités l'équation de LaPlace dans le but de prédire la pression mais peu d'études ont relatés l'utilisation de cette équation de manière clinique en médecine vétérinaire.

Il existe en médecine humaine un type de bandage (BIFLEX<sup>®</sup>) qui permet de prédire approximativement la tension dans le bandage en faisant apparaître un marqueur visuel lorsque le bandage est soumis à une certaine tension (Chassagne et al., 2015). Ce bandage pourrait être étudié et modifié pour les animaux, et ainsi constituer une perspective d'étude dans l'avenir. Un autre article propose le développement d'un prototype mécanique de tenseur de bandage afin d'obtenir une tension constante avec un coefficient de variation de pression de moins de 0,3% (Bhattacharya et al., 2012).

De plus, l'utilisation de capteurs de pressions a souvent été mise en avant dans la plupart des études. La connaissance de la pression à différents endroits sous le bandage, lors de la mise en place, est essentielle et permettrait d'étudier plus profondément les propriétés mécaniques en évitant des pressions trop hautes.

Pour une bonne stabilisation par le bandage de Robert Jones, il doit donc y avoir une balance entre la pression de compression que l'on applique et l'immobilisation du membre. Soit il n'y a pas assez de pression et le bandage n'immobilise pas assez bien, soit la pression est trop haute et des complications peuvent en découler (Partsch et al., 2008).

Malgré que les conditions de cette étude soient expérimentales, elle offre cependant des fondements intéressants, et nécessaires à la compréhension des propriétés biomécaniques du BRJ. Elle permet également d'ouvrir la voie à d'autres études en lien avec la pression, d'autres protocoles de mise en charge, ou d'utilisations d'attelles.

## 6. Annexes

---

**Figure 1** : Schéma représentant la structure d'un bandage de Robert-Jones (Voir texte)

**Figure 2** : Structure modélisant le membre antérieur d'un chien .



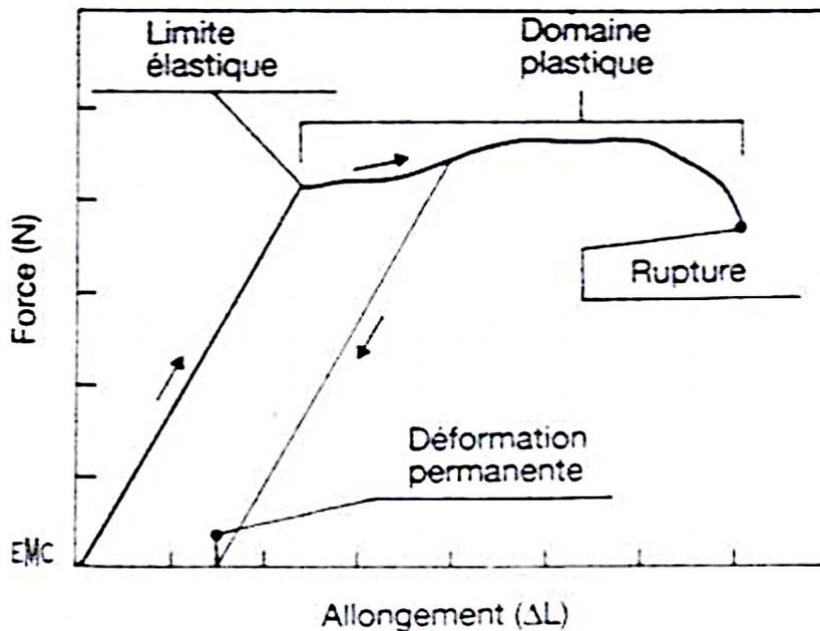
**Figure 3** : Bandage de Robert-Jones autour de la structure modélisant le membre avant d'un chien



**Figure 4** : Schéma modélisant la structure entourée du BRJ dans la presse Zwick-Instron (200 daN load cell) lors du protocole de charge quasi-statique en compression/flexion. (Voir texte)

**Figure 5** : Schéma modélisant la structure entourée d'un BRJ dans la presse Instron regulated Schenck machine (FGP 200 daN load cell) lors du protocole de charge cyclique. (Voir texte)

**Figure 6** :Exemple de courbe déformation contrainte utilisée pour calculer la raideur des structures lors de l'essai en compression du protocole de charge quasi-statique (SEDEL et al., 1993).



Le courbe déformation/contrainte est formée à partir de la Loi de Hook :  $\sigma = C(t) \cdot \varepsilon$

$\sigma$  = Contraintes (stress) en Pascal (Pa)

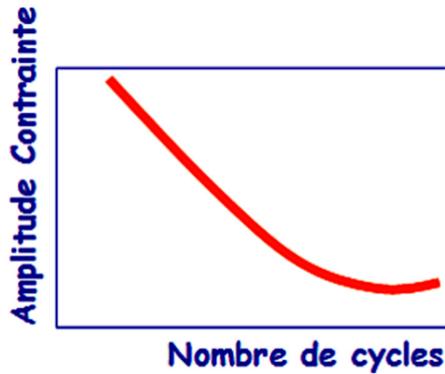
$\varepsilon$  = Déformation (strain) en allongement ramené à la longueur initiale  $\Delta L/L$

$C$  = Module d'élasticité (ou module de YOUNG)

$T$  = Temps de déformation en seconde (s)

(Figure 6 :voir annexe) (SEDEL et al., 1993)

**Figure 7:**Exemple de diagramme de WÖLHER représentant la relation expérimentale entre les contraintes et le nombre de cycle pour une déformation définie.



B.Jacquot :Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie,2010-20122  
<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap4/site/html/8.html#8>

**Figure 8 :**Diagramme complet de l’essai en fluage lors de la phase 2 du protocole de charge cyclique.(Voir texte)

**Figure 9 :**Exemple de complications ischémiques tirées dans une étude de cas (Anderson and White, 2000)



Fig 1. Skin loss on (A) the dorsal tarsus and (B) the calcaneal process of a German shepherd dog from a Robert Jones bandage, probably corresponding to a localized area of increased pressure in the bandage (case 1).

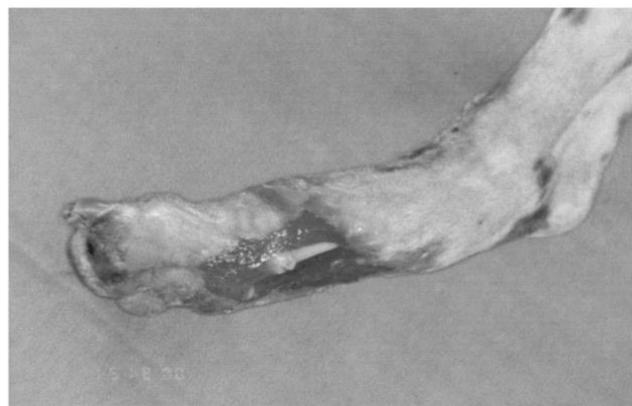


Fig 2. Tourniquet effect of the bandages caused ischemic necrosis and slough of the medial and lateral digits in 3 of 9 cases. This animal lost the digital flexor tendon function as well as digits II and V and the metatarsal pad (case 8).

**Figure 10** :Exemple de fiche explicative à remettre aux propriétaires pour éviter toutes complications (Grierson, 2009).

**Exemple de fiche pour le propriétaire (traduit à partir de l'article de (Grierson, 2009)**

- **Le bandage doit être vérifié 2 fois par jour pour des signes de gonflement ou d'autres problèmes.**

- Vérifier les doigts III et IV ,pincer délicatement pour voir si il n'y a pas de douleur .
- Vérifier également qu'il n'y ai pas de gonflements en regardant l'écartements des 2 doigts visible .
- Vérifier qu'il n'y ai pas de changement de couleur des doigts et de l'ouate visible.
- Vérifier le dessus du bandage en glissant un doigt dedans pour identifier des signes de douleur, gonflement.
- Vérifier la peau au dessus du bandage pour identifier des rougeurs,plaies...
- Il ne faut pas qu'il y'ai de changement au niveau de l'odeur .

- **Le bandage doit rester sec**

- Prévenir le vétérinaire lorsque de l'eau ou de l'urine a été en contact du bandage .Même si le bandage sèche à l'extérieur, il reste humide à l'intérieure et peut entrainer des plaies, des irritations de la peau
- Utiliser un bol d'eau qui ne se renverse pas facilement
- Utiliser une chaussette en plastique lors de balade

- **Le chien doit continuer à utiliser son membre dans le bandage**

- Si une boiterie est observée au niveau du membre ,veuillez prévenir le vétérinaire .

- **L'animal doit garder sa collerette pour éviter qu'il ne mâche son bandage**

- **L'animal doit rester confiné et ne pas faire d'effort intensif**

**Tableau 1** : Critères utilisé pour définir cliniquement la guérison osseuse (Corrales et al., 2008).

Clinical Criteria Used to Define Fracture Union	Number of Articles (N = 77)
1. No pain/tenderness when bearing weight	38 (49%)
2. No pain/tenderness on palpation/examination	30 (39%)
3. Ability to bear weight	14 (18%)
4. Ability to walk/perform activities of daily living with no pain	11 (14%)
5. Ability to walk/perform activities of daily living	9 (12%)
6. No residual pain at fracture site	8 (10%)
7. No motion at fracture site on examination	4 (5%)
8. Full range of motion at adjacent joint	4 (5%)
9. "Clinically stable/asymptomatic"	2 (3%)
10. No residual warmth at fracture site	1 (1%)
11. Full range of motion at adjacent joint without pain	1 (1%)
12. Fracture stiffness measured mechanically†	1 (1%)

\*The clinical criteria were grouped into twelve similar categories and were arranged in order of most to least common use. †A fracture stiffness of >15 Nm/deg in two orthogonal planes was reported to indicate sufficient healing for external fixator removal in the case of a tibial fracture<sup>9</sup>.

**Tableau 2** : Critères utilisés pour définir radiologiquement la guérison osseuse (Corrales et al., 2008).

Radiographic Criteria Used to Define Fracture Union	Number of Articles (N = 120)
1. Bridging of fracture by callus/bone/trabeculae or osseous bone	63 (53%)
2. Bridging of fracture by callus, trabeculae, or bone	32 (27%)
3. Obliteration of fracture line/cortical continuity	22 (18%)
4. Bridging of fracture at 2 cortices	7 (6%)
5. Bridging of fracture at 1 cortex	4 (3%)
6. Absence of fracture displacement†	4 (3%)
7. Absence of hardware failure/loosening	3 (2.5%)
8. Absence of osteonecrosis	2 (1.7%)
9. Calcification of callus	2 (1.7%)
10. Bridging of fracture at 4 cortices	1 (1%)
11. Presence of callus	1 (1%)

\*The radiographic criteria were grouped into eleven similar categories and were arranged in order of most to least common use. †Assessed at one to three months following treatment.

## 7. Bibliographie

---

### Articles scientifiques publiés dans un périodique scientifique

Anderson, D.M., White, R.A., 2000. Ischemic bandage injuries: a case series and review of the literature. *Vet Surg* 29, 488–498. <https://doi.org/10.1053/jvet.2000.17847>

Anderson, G.I., 1991. Fracture Disease and Related Contractures. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice* 21, 845–858. [https://doi.org/10.1016/S0195-5616\(91\)50086-3](https://doi.org/10.1016/S0195-5616(91)50086-3)

Aro, H.T., Chao, E.Y., 1993. Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation. *Hand Clin* 9, 531–542.

Ashton, H., 1975. The effect of increased tissue pressure on blood flow. *Clin Orthop Relat Res* 15–26. <https://doi.org/10.1097/00003086-197511000-00004>

Bardet, J.F., 1987. Quadriceps contracture and fracture disease. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 17, 957–973. [https://doi.org/10.1016/s0195-5616\(87\)50087-0](https://doi.org/10.1016/s0195-5616(87)50087-0)

Beever, L., Giles, K., Meeson, R., 2018. Postoperative Complications Associated with External Skeletal Fixators in Dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 31, 137–143. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1627477>

Bhattacharya, S., Shaikh, T., Purushottam Solao, R., 2012. Development of prototype bandage lapper for constant tension bandaging required for effective medical-clinical treatments. *Journal of Tissue Viability* 21, 54–63. <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2012.04.001>

Blass, C.E., Moore, R.W., 1984. The Tourniquet in Surgery A Review. *Veterinary Surgery* 13, 111–114. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.1984.tb00772.x>

Brodell, J.D., Axon, D.L., Evarts, C.M., 1986. The Robert Jones bandage. *J Bone Joint Surg Br* 68, 776–779. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.68B5.3782244>

Carr, B.J., Resident, A., Dycus, D.L., 2016. CANINE GAIT ANALYSIS. *Today's Veterinary practice*.

CHANOIT, G., MATHON, D., AUTEFAGE, A., 1999. Aspects fondamentaux de la cicatrisation osseuse et de sa pathologie. Application aux cas particuliers des pertes de substances osseuses diaphysaires. 851–868.

Chassagne, F., Helouin-Desenne, C., Molimard, J., Convert, R., Badel, P., Giraux, P., 2017. Superimposition of elastic and nonelastic compression bandages. *Journal of Vascular Surgery: Venous and Lymphatic Disorders* 5, 851–858. <https://doi.org/10.1016/j.jvsv.2017.07.006>

Chassagne, F., Martin, F., Badel, P., Convert, R., Giraux, P., Molimard, J., 2015.

Experimental Investigation of Pressure Applied on the Lower Leg by Elastic Compression Bandage. *Ann Biomed Eng* 43, 2967–2977. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1352-1>  
Childers, B.J., Potyondy, L.D., Nachreiner, R., Rogers, F.R., Childers, E.R., Oberg, K.C., Hendricks, D.L., Hardesty, R.A., 2002. Necrotizing fasciitis: a fourteen-year retrospective study of 163 consecutive patients. *Am Surg* 68, 109–116.

Corrales, L.A., Morshed, S., Bhandari, M., Miclau, T., 2008. Variability in the Assessment of Fracture-Healing in Orthopaedic Trauma Studies. *J Bone Joint Surg Am* 90, 1862–1868. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01580>

Fischer, C., Haug, T., Weber, M.-A., Kauczor, H.-U., Bruckner, T., Schmidmaier, G., 2020. Contrast-Enhanced Ultrasound (CEUS) Identifies Perfusion Differences Between Tibial Fracture Unions and Non-Unions. *Ultraschall Med* 41, 44–51. <https://doi.org/10.1055/a-0637-1679>

GARNIER E., 2001. Pose de résine chez le chien et le chat 56–58.

Garrigues-Ramón, M., Julián, M., Zaragoza, C., Barrios, C., 2021. Inability of Laplace's law to estimate sub-bandage pressures after applying a compressive bandage: a clinical study. *J Wound Care* 30, 276–282. <https://doi.org/10.12968/jowc.2021.30.4.276>

Ghiasi, M.S., Chen, J., Vaziri, A., Rodriguez, E.K., Nazarian, A., 2017. Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods. *Bone Reports* 6, 87–100. <https://doi.org/10.1016/j.bonr.2017.03.002>

G

Harasen, G., 2003. External coaptation of distal radius and ulna fractures. *Can Vet J* 44, 1010–1011.

Hearle, J.W.S., Morton, W.E., 2008. *Physical Properties of Textile Fibres*. Elsevier.

Jepson, P.N., 1926. ISCHÆMIC CONTRACTURE. *Ann Surg* 84, 785–795.

Johansen, K., Bernstein, E.F., 1979. Revascularization of the ischemic canine hindlimb by arteriovenous reversal. *Ann Surg* 190, 243–253. <https://doi.org/10.1097/00000658-197908000-00019>

Koczewski, P., Shadi, M., 2013. Factors Influencing Bone Regenerate Healing in Distraction Osteogenesis | O [WWW Document]. URL

<https://ortopedia.com.pl/resources/html/article/details?id=22734&language=en> (accessed 5.23.21).

Macrì, F., Angileri, V., Russo, T., Russo, M.T., Tabbì, M., Di Pietro, S., 2021. Evaluation of Bone Healing Using Contrast-Enhanced Ultrasonography in Non-Operative Treatment of Tibial Fracture in a Puppy Dog. *Animals* 11, 284. <https://doi.org/10.3390/ani11020284>

Matsen, F.A., Mayo, K.A., Sheridan, G.W., Krugmire, R.B., 1976. Monitoring of intramuscular pressure. *Surgery* 79, 702–709.

Mullick, S., 1978. The tourniquet in operations upon the extremities. *Surg Gynecol Obstet* 146, 821–826.

Ruznan, W.S., Laing, R.M., Lowe, B.J., Wilson, C.A., Jowett, T.J., 2020. Understanding

Stress-Strain Behavioral Change in Fabrics for Compression Bandaging. *Int J Low Extrem Wounds* 1534734620912093. <https://doi.org/10.1177/1534734620912093>

Santavirta, S., Höckerstedt, K., Niinikoski, J., 1978. Effect of pneumatic tourniquet on muscle oxygen tension. *Acta Orthop Scand* 49, 451–459.

Sathyendra, V., Darowish, M., 2013. Basic Science of Bone Healing. *Hand Clinics, Management of Hand Fractures* 29, 473–481. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.08.002>

Schuren, J., Mohr, K., 2010. Pascal's law and the dynamics of compression therapy: A study on healthy volunteers. *International angiology : a journal of the International Union of Angiology* 29, 431–5.

Tham, W., Sng, S., Lum, Y., Chee, Y., 2014. A Look Back in Time: Sir Robert Jones, 'Father of Modern Orthopaedics.' *Malays Orthop J* 8, 37–41. <https://doi.org/10.5704/MOJ.1411.009>

Thomas, S., 2014. The production and measurement of sub-bandage pressure: Laplace's Law revisited. *J Wound Care* 23, 234–236, 238–241, 244 passim. <https://doi.org/10.12968/jowc.2014.23.5.234>

Vitt, M., Wingert, D., Conzemius, M., 2019. Sub-Bandage Pressure in the Canine Forelimb after Rigid Splint Application by Surgeons and Veterinary Students. *VCOT Open* 02, e30–e34. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1695749>

Voss, K., Wiestner, T., Galeandro, L., Hässig, M., Montavon, P., 2011. Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T* 24, 106–12. <https://doi.org/10.3415/VCOT-10-06-0098>

Zaal, M.D., Hazewinkel, H.A., 1997. Treatment of isolated tibial fractures in cats and dogs. *Vet Q* 19, 191–194. <https://doi.org/10.1080/01652176.1997.9694770>

## Livres

Fossum, T., 2018. *Small Animal Surgery*, 5th Edition. ed.

GORDON, J., 1994. Structure et matériaux.L'explication mécanique des formes.

Grierson, J., 2009. External coaptation in small animal practice. *In Practice* 31.

<https://doi.org/10.1136/inpract.31.5.218>

Slatter, D.H., 2003. *Textbook of small animal surgery*. Saunders, Philadelphia, PA.

*Small Animal Surgery - 5th Edition [WWW Document]*, n.d. URL

<https://www.elsevier.com/books/small-animal-surgery/fossum/978-0-323-44344-9> (accessed 5.15.21).

## Chapitres de livres

Coughan, A., Miller, 1998. Biomechanical basis of bone fracture and fracture repair, in:

Manual of Small Animal Fracture Repair and Management, British Small Animal Veterinary. pp. 17–28.

Decamp, 2003. External coaptation, in: Textbook of Small Animal Surgery, 3rd Edn. D.Slatter, Philadelphia, pp. 1844–1848.

Eadie, D., 1979. Post-traumatic ischaemia. The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume 61-B, 265–266. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.61B3.479250>

Elsevier, M., 2013. Suivi radiographique de la cicatrisation osseuse et troubles de la cicatrisation, in: L'imagerie Médicale Du Chat et Du Chien Au Service Du Praticien.

Partsch, H., 2005. The Use of Pressure Change on Standing as a Surrogate Measure of the Stiffness of a Compression Bandage. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery 30, 415–421. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2005.06.002>

Partsch, H., Clark, M., Mosti, G., Steinlechner, E., Schuren, J., Abel, M., Benigni, J.-P., Coleridge-Smith, P., Cornu-Thénard, A., Flour, M., Hutchinson, J., Gamble, J., Issberner, K., Juenger, M., Moffatt, C., Neumann, H. a. M., Rabe, E., Uhl, J.F., Zimmet, S., 2008.

SEDEL, L., MEUNIER, A., NIZARD, R., 1993. Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures, in: Ed Med Chir, 14031. pp. 1–12.

#### Mémoires et thèses de doctorat

NOBILI, M., 1989. REALISATION PRATIQUE DES BANDAGES EN ORTHOPEDIE CHEZ LES CARNIVORES DOMESTIQUES. Lyon:université Claude-Bernard.

#### Site

B.Jacquot ;Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie, 2010-20122 <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap4/site/html/8.html#8>