



HAL
open science

Sur le comportement biomécanique du plexus brachial pour la réparation nerveuse clinique

Anne Perruisseau-Carrier

► **To cite this version:**

Anne Perruisseau-Carrier. Sur le comportement biomécanique du plexus brachial pour la réparation nerveuse clinique. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Strasbourg, 2023. Français. NNT : 2023STRAD017 . tel-04208418

HAL Id: tel-04208418

<https://theses.hal.science/tel-04208418>

Submitted on 15 Sep 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ÉCOLE DOCTORALE 269

Mathématiques, Sciences de l'Information et de l'Ingénieur

Laboratoire ICUBE

THÈSE présentée par :

Anne PERRUISSEAU-CARRIER

Soutenue publiquement le **14 février 2023**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : **Biomécanique**

**Sur le comportement biomécanique du
plexus brachial pour la réparation nerveuse
clinique.**

THÈSE dirigée par :

Madame BAHLOULI Nadia

Professeur, Université de Strasbourg

Monsieur LIVERNEAUX Philippe

Professeur, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg

RAPPORTEURS :

Monsieur GORNET Laurent

Maitre de Conférences, Centrale Nantes

Monsieur PAYAN Yohan

Professeur, TIMC Grenoble

AUTRES MEMBRES DU JURY :

Madame BENSAMOUN Sabine

Directrice de Recherches, CNRS Compiègne

Monsieur MARCO Yann

Professeur, Institut de Recherche Dupuy de Lôme Brest

Monsieur HU Weiguo

Professeur, Centre Hospitalier Universitaire de Brest

Monsieur JMAL Hamdi

Maitre de Conférences, Université de Strasbourg

Invité:

Monsieur AZOTI Wiyao

Maitre de Conférences, INSA de Toulouse

Remerciements

Je tiens d'abord à remercier particulièrement mon encadrement : Nadia Bahlouli, Hamdi Jmal et Philippe Liverneaux, sans qui ce projet n'aurait pu voir le jour, et qui m'ont guidée et soutenue tout au long de ce travail. Je remercie également les acteurs de l'ENSTA qui ont collaboré à ce travail, en particulier Yann Marco et Guilhem Bles, pour leur immense apport, leur soutien, leurs qualités pédagogiques et leur patience.

Je suis très reconnaissante pour l'important travail des rapporteurs : Yohan Payan et Laurent Gornet, ainsi que pour l'implication de tous les membres du jury : Sabine Bensamoun, Wiyao Azoti et Weiguo Hu, qui ont lu avec attention ce manuscrit.

Un immense merci également à toutes les personnes du laboratoire ICUBE, de l'UBO et de l'ENSTA, qui m'ont aidée dans la mise en place des différentes expérimentations et qui ont participé de près ou de loin à ce travail : Chrystelle Po, Chanh Dao Lam, Daniel George, Wiyao Azoti, Cédric Bain. Je remercie tout particulièrement Vadim Fleury, qui a travaillé avec moi sur ce sujet dans le cadre de son PFE, et fait preuve d'un sérieux et d'une efficacité remarquables.

Un grand merci aux directeurs des Laboratoires d'Anatomie de Brest et de Strasbourg, Romuald Seizeur, Philippe Clavert et leurs équipes, pour leur soutien et leur aide technique qui a permis la réalisation des essais de caractérisation. Je remercie également toutes les personnes qui ont fait don de leur corps aux Laboratoires d'Anatomie, et dont la générosité a permis ce travail.

Je souhaite également remercier les différentes équipes avec lesquelles j'ai travaillé pendant ces quatre années : dans l'ordre chronologique Christianne Van Nieuwenhoven à Erasmus MC à Rotterdam, l'équipe de Chirurgie de la Main et des Nerfs Périphériques de RNSH à Sydney ; et enfin les équipes du CHRU de Brest, en Chirurgie Plastique Reconstructrice et Esthétique, notamment Weiguo Hu, Anne-Sophie Henry et Marion Rouanet, et en Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, notamment Frédéric Dubrana, Hoel Letissier et Dominique Le Nen, pour leur accueil chaleureux et l'excellente ambiance de travail du CHRU.

Je suis également extrêmement reconnaissante du soutien de la SFCM, de la SOFCPRE, de la FESSH et de la BSSH. Je souhaite remercier particulièrement Catherine Bruant-Rodier, chère de service de Chirurgie Plastique, Reconstructrice et Esthétique du CHU de Strasbourg pour ses précieux conseils

et son soutien. Je souhaite enfin saluer les fellows de la BSSH, David Brogand, Filippo Pantaleoni et Sergi Alabau Rodriguez, formidables et joyeux compagnons en toutes circonstances en sus d'excellents chirurgiens.

Pour finir, je souhaite saluer ma famille et mes proches, pour leur soutien et leur enthousiasme devant mes projets. J'adresse également mes remerciements aux amis, aux compagnons de cordée et aux partenaires de grimpe, à tous ceux qui m'ont accompagnée pour un bout de chemin ou plus, ceux qui m'ont écoutée, soutenue, tenu la main parfois, changé les idées souvent, assurée même les mauvais jours ; à tous ceux qui m'ont aidée à repousser mes limites, de préférence où l'air manque et le froid se fait mordant.

Enfin, Julien, merci infiniment pour ta présence, ton soutien, les traverses en free solo et tout ce qui est à venir.

*Quand tu prendras le chemin d'Ithaque,
souhaite que ta route soit longue.*

Constantin Cavafis - *Ithaque*

Table des matières

Table des Figures	13
Liste des Tableaux	15
1 Etat de l'art	21
1.1 Le plexus brachial : une structure mixte	22
1.1.1 Le système nerveux	22
1.1.2 Le système nerveux périphérique	24
1.1.3 Anatomie descriptive du plexus brachial	34
1.1.4 Lésions du système nerveux périphérique	40
1.2 Comportement mécanique des tissus biologiques	53
1.2.1 Etudes du comportement mécanique des nerfs périphériques	56
1.2.2 Etudes mécaniques du plexus brachial in vitro	57
1.2.3 Modèles géométriques existants du plexus brachial et des nerfs périphériques	67
1.2.4 Modélisation mathématique du comportement hyperélastique	72
2 Caractérisation expérimentale du plexus brachial	96
2.1 Analyse morphologique quantitative du plexus brachial	96
2.1.1 Matériel et Méthode	97
2.1.2 Résultats	98
2.1.3 Discussion	98
2.2 Caractérisation mécanique du plexus brachial	101
2.2.1 Mise en place des protocoles sur plexus brachiaux de cochon	101
2.2.2 Méthode générale de conservation et de prélèvement sur spécimens cadavériques	106
2.2.3 Caractérisation en traction	107
2.2.4 Caractérisation microstructurale en traction	119
2.2.5 Caractérisation en compression radiale	127

3	Modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique	136
3.1	Modélisation 3D du nerf périphérique : approche isotrope transverse	137
3.1.1	Méthode générale	137
3.1.2	Approche élastique	138
3.1.3	Approche hyperélastique	142
3.2	Modélisation 1D du nerf périphérique : modèle élasto-plastique	151
3.2.1	Modèle 1D élastoplastique	151
3.2.2	Modèle 1D élastoplastique modifié	155
A	Résultats des essais sur plexus brachiaux de cochon	178
B	Caractérisation en traction du plexus brachial : détail des p values	180
C	Résultats de la modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique	182
D	Modèle 1D - détermination des coefficients associés aux différents paliers de déformation	185

Table des figures

1.1	Représentation schématique du cerveau. Illustration adaptée de [1].	23
1.2	Représentation schématique des méninges du cerveau. Illustration adaptée de [1].	24
1.3	Représentation schématique des méninges médullaires. D : Dure mère. A : Arachnoïde. P : Pie mère. Illustration adaptée de [1].	25
1.4	Représentation du nerf périphérique et de ses composants. Epineurial sheath : enveloppe épineuriale. Blood vessels : vaisseaux sanguins. Fascicle : fascicule. Epineurium : épinèvre. Périneurium : périnèvre. Axon : axone. Myelin sheath : gaine de myéline. Figure issue de [2].	27
1.5	Coupe histologique longitudinale du nerf ulnaire, coloration au trichrome de Gomori, magnification x5. Les axones sont colorés en rouge et le tissu conjonctif en bleu. On remarque la grande quantité de tissu conjonctif, notamment de périnèvre, entre les fascicules, ainsi que les ondulations des fascicules avec échanges de fibres. Enfin, les ondulations des axones au sein des fascicules sont marquées (flèche noire).	28
1.6	Coupes histologiques du nerf lingual de la baleine Balaenoptera physalus, en position non étirée (haut) et étirée (bas). Les images de gauche représentent la paroi de tissu conjonctif du nerf, et celles de droite les fascicules à l'intérieur du nerf. Images issues de [3].	28
1.7	Coupe histologique longitudinale de la racine C5, coloration au trichrome de Gomori, magnification x5. Les axones sont colorés en rouge et le tissu conjonctif en bleu. On remarque la faible proportion de tissu conjonctif par rapport aux axones. Enfin, les axones ne présentent pas d'ondulations ni d'échanges de fibres et cheminent parallèlement les uns aux autres.	30

1.8	Coupes transversales d'un nerf périphérique murin coloré au bleu de Toluidine. Les fascicules, l'épinèvre, le périnèvre, et l'endonèvre, sont montrés à basse (A) et haute magnification (B et C). L'épinèvre est situé à la périphérie du nerf et contient les vaisseaux nourriciers du nerf : les vasa nervorum (B). Le périnèvre et l'endonèvre sont plus facilement identifiables à la partie distale d'un nerf en cours de régénération où une compartimentation a lieu (C). Image et légende tirées de [4].	32
1.9	Image d'un nerf sciatique de rat obtenue par microscopie électronique à balayage, montrant à gauche la tunique fibreuse périneurale du nerf (S) et à droite les structures axonales, recouvertes par des attaches fibrillaires (F) les unissant au périnèvre. Echelle : 10µm. Image tirée de [5].	34
1.10	Anatomie classique du plexus brachial. U : tronc supérieur. M : tronc moyen. L : tronc inférieur. LC : faisceau latéral. MC : faisceau médial. PC : faisceau postérieur. Image tirée de [6].	37
1.11	Rapports anatomiques du plexus brachial. Image tirée de [7].	39
1.12	Sections histologiques sur un plexus brachial complet. Image tirée de [8].	41
1.13	Mécanismes traumatiques du plexus brachial selon Coene [9].	44
1.14	Représentation schématique des abords supra et infra claviculaires du plexus brachial. La partie supra claviculaire du plexus brachial est située en arrière du muscle omohyoïdien et la partie infra claviculaire en arrière du muscle petit pectoral. Adaptation d'un schéma issu de [6]. M : muscle. N : nerf.	48
1.15	Abord classique du plexus brachial, supra et infra claviculaire, préopératoire immédiat. Collection privée A. Perruisseau-Carrier.	49
1.16	Abord classique du plexus brachial, supra et infra claviculaire, vue peropératoire. Collection privée A. Perruisseau-Carrier.	50
1.17	Utilisation du robot Da Vinci ® pour la chirurgie endoscopique du plexus brachial. Image issue de [10].	50
1.18	Vision per-opératoire lors de la chirurgie endoscopique du plexus brachial. Collection privée, Pr P. Liverneaux.	51
1.19	Images histologiques rapportées par Kerns et al [11]. Les images de gauche représentent des coupes histologiques longitudinales de nerf fibulaire, avant (A) et après sollicitation en traction axiale (B), et celles de droite des coupes histologiques du nerf tibial, avant (B) et après (D) traction axiale.	58

1.20	Courbes de traction et de rupture présentées par Destandau [12]. Courbe a : arrachement radiculaire. Courbe b : rupture extra rachidienne du nerf rachidien.	59
1.21	Courbe de traction présentée par Marani [13], montrant la force en N et le travail mécanique en J. Cette courbe représente un essai de traction à une vitesse de 50mm/min, la longueur du nerf entre les clamps était de 19 mm et 8 mm étaient fixés dans les clamps à chaque extrémité.	60
1.22	Résultats présentés par Singh [14]. Trunks : troncs. Chords : faisceaux. Nerves : branches terminales. Tibial nerve : nerf tibial.	61
1.23	Exemple de courbe charge-élongation rapportée par Kawai et al. [15] pour le groupe "traction vers le bas". On note que l'élongation rapportée correspond à l'élongation de l'ensemble du membre supérieur mobilisé. Les pics correspondent à la rupture des racines cervicales.	63
1.24	Exemple de plexus brachial après sollicitation en traction. La racine C5 montre des signes de rupture post ganglionnaire, et les racines C6, C7, C8 et T1 montrent des signes d'avulsion. Photographie issue de Kawai et al. [15].	64
1.25	Force à rupture sur plexus brachial complet (10mm/min). Figure issue de Zapalowicz et al. [16].	64
1.26	Photographies représentatives des tests en traction effectués par Zapalowicz et al. [17]. Le rachis cervical est fixé à une barre métallique permettant d'orienter le plexus en fonction de la direction de traction souhaitée : parallèle à l'axe du rachis (groupe C), perpendiculaire à l'axe du rachis (groupe B), et selon un angle de 45° caudal (groupe A) par rapport à l'axe du rachis.	65
1.27	Photographies représentatives d'un spécimen du groupe C après rupture. On note à droite des avulsions des nerfs spinaux C5 et C7 - T1, et une rupture de la branche antérieure de C6. A gauche, il existe des avulsions des nerfs spinaux de C5 à T1. Figure et légende issues de Zapalowicz et al. [17]. . .	66
1.28	Résumé des études de caractérisation mécanique du plexus brachial et utilisant des matériaux non fixés.	68
1.29	Maillage du plexus brachial utilisé dans le modèle de Perruisseau-Carrier [18].	69
1.30	Modèle éléments finis du plexus brachial utilisé par Mihara et al [19].	70

1.31	Segmentation du plexus brachial proposée par Stouthandel et al [20]. a, b et c : segmentation 2D à partir de données IRM. d : reconstruction 3D.	71
1.32	Pelote statistique (Figure issue de [21]).	73
1.33	Représentation d'une courbe contrainte-déformation typique d'un matériau à comportement hyperélastique (Figure issue de [22]).	74
1.34	Représentation des chaînes constitutives d'un polymère (haut). Les chaînes sont enchevêtrées et les liaisons (points de réticulation) entre celles-ci sont représentées par les points. La partie du bas représente l'alignement des chaînes lors de l'élongation.	75
1.35	Représentation de l'effet de la variation des coefficients c_1 (a), c_2 (b) et c_3 (c) du modèle de Yeoh sur l'évolution de la courbe théorique contrainte déformation. En d les valeurs de sensibilité de c_1 , c_2 et c_3 sont montrées en échelle logarithmique (Figure issue de [23]).	85
1.36	Microstructure des axones myélinisés au sein du nerf optique du cobaye. Les axones sont visualisés par méthode immunohisto-chimique et présentent des ondulations dans les conditions physiologiques <i>in situ</i> . Figure issue de [24].	87
1.37	Comparaison entre les modèles hyperélastiques d'Ogden, de Mooney Rivlin et de Fung, avec un modèle structurel développé par Meaney et al. La relation non linéaire entre contrainte et déformation est mieux approchée par le modèle d'Ogden ou celui de Fung. Figure issue de [24].	88
1.38	Courbes contrainte-déformation du nerf ulnaire et courbes obtenues par analyse éléments finis présentées par Ma et al. Figure issue de [25].	89
1.39	Paramètres utilisés par Ma et al pour la modélisation du nerf ulnaire. Figure issue de [25].	89
1.40	Décomposition de la déformation d'un amas de fibres en 4 modes élémentaires selon les invariants de Charmetant. Figure issue de [26].	93
2.1	Coupes histologiques d'une racine cervicale (A) et du tronc primaire supérieur (B), magnification x20. Coloration des fascicules ou axones en rouge (flèche noire) et du tissu conjonctif ou épi-périnèvre en bleu (tête de flèche blanche).	97
2.2	Plexus brachial porcine immédiatement après prélèvement, lors de la découpe des éprouvettes.	102

2.3	Mode de fixation d'une éprouvette de plexus brachial porcin à l'aide de mors mécaniques.	103
2.4	Machine d'essais INSTRON ®5969 (moteur électromécanique, cellule 50kN)(INSTRON®, Norwood, MA) de la plateforme IRIS (Institut de Physique Biologique) du laboratoire ICUBE de Strasbourg.	104
2.5	Courbe contrainte déformation obtenue pour l'éprouvette cochon-20.	104
2.6	Exemple de résultat obtenu lors de l'identification des modèles hyperélastiques sur les données expérimentales sur plexus brachial de cochon. En noir les données expérimentales, en rouge la modélisation par un modèle polynomial de 2nd ordre, en vert la modélisation par un modèle d'Ogden de 3e ordre. . . .	105
2.7	Vue de face lors d'un prélèvement de plexus brachial sur specimen cadavérique, par abord antérieur avec excision de la clavicule. Etoile blanche : tronc supérieur formé de la jonction des racines C5 et C6. Flèche blanche : tronc moyen dans la continuité de la racine C7.	108
2.8	Plexus brachial et délimitation des régions pour les besoins de l'étude. Rouge : racine (proximal extrême, PE) ; jaune : tronc primaire (proximal intermédiaire, PI) ; violet : division (intermédiaire, I) ; vert : tronc secondaire ou faisceau (distal intermédiaire, DI) ; bleu : branche terminale (distale extrême, DE).	109
2.9	Machines d'essais électrodynamique BOSE®Electroforce ®3330 (A) et électromécanique INSTRON ®5969 (B) situées sur la plateforme MASMECA de l'IRDL (Institut de Recherche Dupuy de Lôme) à Brest.	111
2.10	Exemple de pilotage en déplacement d'un essai de traction cyclique (éprouvette 29).	111
2.11	Exemple de la définition d'une courbe enveloppe et du module d'élasticité (éprouvette 29).	112
2.12	Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des modules d'élasticité en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême).	114
2.13	Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des contraintes nominales à rupture en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême). . . .	114

2.14	Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des déformations logarithmiques à rupture en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême).	115
2.15	Revue de la littérature des études mécaniques portant sur le plexus brachial. NaCl : solution saline.	117
2.16	Individualisation d'un fascicule (*) et du périnèvre l'environnant (flèche), sous magnification optique (x3.3).	119
2.17	Modèles rhéologiques de Voigt (a) et de Reuss (b) utilisés pour le calcul d'un module d'élasticité d'une éprouvette à partir de ses sous structures.	121
2.18	Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des modules d'élasticité des fascicules isolés et de l'épi-périnèvre (EP).	122
2.19	Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des contraintes nominales à rupture des fascicules isolés et de l'épi-périnèvre (EP).	123
2.20	Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des déformations nominales à rupture des fascicules isolés et de l'épi-périnèvre (EP).	123
2.21	Mors de compression utilisés lors des essais. Deux angles de vue ont été capturés lors des essais en compression : une vue "face" et une vue de "côté" et orientation matériau.	128
2.22	Réponse force-déplacement de l'éprouvette 23 (gauche) et courbe de première charge recalée (droite).	128
2.23	Image de l'éprouvette 23 au cours de la première charge de l'essai de compression radiale, vue "côté", et orientation matériau.	129
2.24	Réponse LE_{22} en fonction de LE_{11} pour différentes valeurs de E à $\nu_{21}=0.14$	131
2.25	Réponse force déplacement pour différentes valeurs de ν_{21} à $E=0.65$ MPa.	132
2.26	Détermination d'un coefficient de Poisson optimal ν_{21} , vue "côté".	132
2.27	Détermination d'un module d'élasticité optimal E_{21} , vue "côté".	133
3.1	Matériau isotrope transverse dont les fibres sont alignées suivant la direction 3.	139
3.2	Définition d'une orientation matériau, éprouvette 23, vue "côté".	140
3.3	Simulation d'un essai de traction sur un élément fini.	140

3.4	Réponse force déplacement du modèle élastique isotrope transverse en compression radiale.	141
3.5	Réponse contrainte déformation du modèle élastique isotrope transverse en traction.	142
3.6	Géométrie 3D du spécimen testé en compression radiale.	143
3.7	Configuration de référence de l'éprouvette sollicitée en traction simple. Figure issue de [26].	145
3.8	Approximation de la réponse contrainte déformation par un polynôme de second ordre [27].	146
3.9	Réponse de la loi hyperélastique du modèle de Charmetant en traction simple.	147
3.10	Réponse force-déplacement issue de la simulation de l'essai de compression radiale, modèle de Charmetant.	148
3.11	Représentation rhéologique du modèle 1D élastoplastique.	152
3.12	Rôle des fonctions caractérisant la loi de comportement élastoplastique.	152
3.13	Comportement de l'élément rochet non linéaire.	153
3.14	Fonction p et réponse contrainte déformation pour l'éprouvette 63.	154
3.15	Évolution de σ_d (gauche) et ϵ_d (droite) en fonction de ϵ_{max}	156
3.16	Fit de σ_d (gauche) et ϵ_d (droite) par des fonctions exponentielles.	157
3.17	Réponse du modèle 1D élastoplastique modifié, éprouvette 63.	158
A.1	Plexus brachial porcin : Courbes contrainte-déformation des spécimens de diamètre supérieur à 5mm.	179
A.2	Plexus brachial porcin : Courbes contrainte-déformation des spécimens de diamètre inférieur à 3mm.	179
B.1	Détail des p-values obtenues par comparaison univariée des zones du plexus brachial, en termes de module d'élasticité, de contrainte à rupture et de déformation à rupture. Les valeurs ont été obtenues à l'aide du logiciel R via l'interface pvalue.io, par l'utilisation de tests t de Welsh.	181
C.1	Réponse contrainte déformation en traction simple, modèle de Hill d'ordre 2.	183
C.2	Réponse contrainte déformation en traction simple, modèle de Hencky.	183
C.3	Réponse contrainte déformation en compression, modèle de Hencky.	184

D.1 Comparaison des résultats des différentes méthodes d'identification, modèle 1D élastoplastique, éprouvette 63. 186

Liste des tableaux

2.1	Résultats des aires des fascicules et d'épi-périnèvre par lame histologique.	98
2.2	Résultats des moyennes des taux de fascicules et d'épi-périnèvre par localisation.	99
2.3	Caractéristiques géométriques des éprouvettes de plexus brachial porcin.	104
2.4	Résultats de l'identification des modèles hyperélastiques dans l'approximation des données expérimentales. n : nombre de cas où le modèle permet une approximation avec un taux d'erreur aux moindres carrés inférieur à 0.05.	105
2.5	Résumé des valeurs (moyenne [minimum - maximum]) de L_0 (mm) et s_0 (mm ²) des spécimens regroupés en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême).	113
2.6	Résumé des valeurs (moyenne \pm écart-type) de module d'élasticité (E), contrainte à rupture (σ_r) et déformation à rupture (ϵ_r) des spécimens regroupés en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême). Les p values ont été obtenues par réalisation de tests de Kruskal-Wallis.	113
2.7	Résumé des valeurs (moyenne [minimum - maximum]) de L_0 et s_0 des éprouvettes de fascicules isolés et d'épi-périnèvre.	121
2.8	Résumé des valeurs (moyenne, minimum et maximum) de module d'élasticité (E), contrainte à rupture (σ_r) et déformation à rupture (ϵ_r) des éprouvettes composées de fascicules et d'épi-périnèvre. Les p-values ont été obtenues par réalisation de tests de Mann-Whitney.	122
2.9	Modules d'élasticité (MPa) calculés par les modèle de Voigt et de Reuss à partir des taux de fascicules et d'épi-périnèvre (EP) de chaque éprouvette, et moyenne des modules d'élasticité mesurés pour ces types d'éprouvettes.	124

2.10	Modules d'élasticité et coefficients de Poisson déterminés par analyse inverse.	133
3.1	Paramètres du modèle élastique isotrope transverse.	141
3.2	Coefficients du potentiel de Charmetant.	147
3.3	Paramètres utilisés pour la simulation de l'essai de compression radiale à l'aide du modèle de Charmetant.	148
3.4	Paramètres P_1 , P_2 et P_3 du modèle élastoplastique.	153
3.5	Valeurs de ϵ_{max} pour les différents paliers, éprouvette 63.	156
3.6	Valeurs des paramètres σ_d et ϵ_d , éprouvette 63	156

Introduction générale

Le plexus brachial est une structure anatomique complexe, et centrale dans la fonction du membre supérieur homolatéral, dont il procure l'innervation. Situé au niveau cervical, le plexus brachial est constitué du regroupement des racines spinales C5 à T1, et se ramifie en troncs, divisions, faisceaux, pour enfin donner les branches nerveuses terminales du membre supérieur qui seront à l'origine de l'innervation aussi bien motrice que sensitive de ce dernier, de l'épaule à la main. Les lésions du plexus brachial sont fonctionnellement dévastatrices, résultant dans leurs formes complètes en un membre supérieur paralysé, flasque et insensible.

Le plexus brachial appartient au système nerveux périphérique. Sa composition histologique est donc similaire à celle du nerf périphérique : des axones, regroupés en fascicules, entourés de tuniques de tissu conjonctif qui assurent sa résistance aux mécanismes de traction et de compression, tout en jouant un rôle de support pour les vaisseaux nourriciers qui lui sont destinés. Trois types de tuniques de tissu conjonctif sont décrites dans le système nerveux périphérique, de la profondeur vers la superficie l'endonèvre, le périnèvre et l'épinèvre.

Situé au niveau cervical dans une zone de grande mobilité, le plexus brachial est particulièrement vulnérable à de nombreux mécanismes lésionnels : parmi ceux-ci, les principales causes de traumatismes fermés sont représentées par des sollicitations mécaniques à haute vitesse chez l'adulte, lors d'accidents de la voie publique ou de sports à risque. Ainsi, les traumatismes du plexus brachial de l'adulte restent relativement fréquents, touchent principalement une population jeune et active, et impliquent fréquemment un handicap fonctionnel majeur du membre supérieur affecté, aboutissant à un reclassement professionnel et engendrant des coûts élevés qui se répercutent au-delà du système de santé, sur la société civile [28].

Sur le plan clinique, les traumatismes fermés du plexus brachial de l'adulte impliquent dans les deux tiers des cas les zones les plus proximales du plexus, notamment lors des traumatismes à haute vitesse, alors que les zones distales semblent relativement épargnées, plutôt concernées par les traumatismes à

basse vitesse du sujet âgé [6].

En raison des enjeux individuels et collectifs, sociaux et financiers, portés par la pathologie du plexus brachial, de nombreux auteurs ont tenté, de manière plus ou moins fructueuse, d'en élucider les mécanismes dès la deuxième moitié du XXe siècle. Les premières théories apparaissent dans les années 1950, sous la plume de Barnes [29], et seront largement reprises par divers auteurs [9] jusqu'à leur récente remise en question par des travaux cliniques plus rigoureux [30]. Le versant microstructurel est resté quant à lui relativement inexploré, une seule étude histologique du plexus brachial ayant vu le jour en 1984 [8].

Plusieurs tentatives de reproduction des traumatismes cliniques in vitro ont été publiées depuis le siècle dernier, pour la plupart peu informatives en raison de modèles animaux souvent peu pertinents, et d'une méthodologie quelquefois fantaisiste. L'échec relatif de ces études a mis en lumière la nécessité de prendre en compte non seulement la complexité des mécanismes lésionnels du plexus brachial, mais aussi et surtout la complexité de sa microstructure, afin de pouvoir en comprendre le comportement biomécanique. Néanmoins, ces dernières années ont vu apparaître des études de caractérisation mécanique s'intéressant aux différentes zones du plexus brachial et ouvrant la voie à une meilleure compréhension de son comportement global [14].

Dans ce contexte, une simulation numérique prenant en compte à la fois les aspects macroscopiques et microscopiques du plexus brachial apparaît comme une méthode prometteuse pour en comprendre les lésions associées aux mouvements de l'épaule et de la ceinture scapulaire. Deux principaux modèles ont vu le jour en ce sens [19, 18] ; ces deux modèles n'ont malheureusement permis qu'une modélisation grossière du plexus brachial, le modélisant comme une structure homogène et ignorant les différences microstructurelles en son sein.

Par conséquent, la compréhension du comportement mécanique du plexus brachial exige en premier lieu des données histologiques précises, ainsi que des données de caractérisation mécanique rigoureuse, qui permettent d'étayer des hypothèses, notamment microstructurelles, rendant compte des mécanismes lésionnels en jeu. A partir de ces données seulement, une modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique en général, et du plexus brachial en particulier, pourra être proposée.

Si la modélisation du comportement mécanique du plexus brachial est essentielle pour la meilleure compréhension et prévention des lésions fermées de ce dernier, son intérêt devient considérable dans la prise en charge chirurgicale de ces lésions, à l'aide de la simulation chirurgicale et du développement

d'outils d'aide à la navigation per-opératoire.

La complexité de cette région anatomique et des indications chirurgicales implique la nécessité d'une véritable expertise non seulement clinique mais aussi technique des praticiens prenant en charge les lésions du plexus brachial. Les variations anatomiques sont fréquentes [31], les abords chirurgicaux complexes en raison de structures vasculaires particulièrement à risque, rendant ces gestes techniquement difficiles, y compris pour des chirurgiens chevronnés.

Les techniques chirurgicales classiques du plexus brachial nécessitent des abords chirurgicaux à ciel ouvert souvent extensifs, incluant une dissection des structures nerveuses qui sera inéluctablement vectrice de fibrose et de prolifération des tissus cicatriciels autour des réparations nerveuses effectuées, entravant par là-même le potentiel de récupération. Afin de limiter la taille des incisions nécessaires et donc les phénomènes cicatriciels, l'abord endoscopique du plexus brachial a été développé dans les 10 dernières années, par l'utilisation du robot chirurgical Da Vinci®[32] ou de matériel d'arthroscopie [33]. Cependant, si la chirurgie par voie ouverte – lors de laquelle le repérage est facilité par la présence de certaines structures anatomiques (vasculaires et musculaires) – nécessite une expertise technique certaine, la chirurgie par voie endoscopique ne permet pas l'identification de ces mêmes jalons au cours de la dissection, et ajoute à la difficulté technique une difficulté de repérage extrêmement handicapante, aggravant par conséquent le risque de lésions des structures anatomiques cruciales environnantes (artérielles, veineuses, pulmonaires). Ces difficultés n'ont à ce jour pas permis l'application de la chirurgie endoscopique du plexus brachial en routine clinique. Le développement d'outils d'aide à la navigation per opératoire utilisant la réalité augmentée, ou encore de modèles patient-spécifiques, permettrait de diminuer les risques de ces interventions chirurgicales ainsi que les temps opératoires. La réalité augmentée (RA) ou réalité mixte (RM) permet à ce jour l'élaboration d'outils de repérage de structures anatomiques ou pathologiques lors des chirurgies endoscopiques. De tels outils, basés sur des imageries préalables (IRM, TDM), permettent un guidage temps-réel et patient-spécifique avec superposition d'images de synthèse sur les images visualisées en peropératoire par la caméra de l'endoscope. Ces représentations numériques des structures d'intérêt sont capables de se déformer en temps réel en fonction des gestes opératoires, mais aussi des mouvements physiologiques (notamment respiratoires) et donc d'approximer au mieux la position de ces structures au fil de l'intervention chirurgicale. Ainsi, on dispose d'un véritable GPS pour le chirurgien, qui lui permet une prise de décision optimisée en per-opératoire, en fonction de la position des structures d'intérêt. Un tel modèle numérique doit être alimenté par des données biomécaniques, notamment dans des conditions de

sollicitation proches des conditions peropératoires, mais aussi permettre son adaptation aux exigences de la réalité augmentée, i.e. être économe en temps et en ressources de calcul.

Ce travail a pour objectif principal d'apporter des données de caractérisations mécaniques des différentes zones du plexus brachial et une compréhension microstructurale des différences en termes de comportement mécanique de ces dernières, et de proposer de meilleurs modèles mécaniques qui nous permettent, d'une part, d'en décrire les mécanismes lésionnels, et d'autre part, de modéliser son comportement peropératoire.

Ce manuscrit décrit donc les étapes qui ont permis la caractérisation et la modélisation du comportement mécanique du plexus brachial.

La première partie présente une synthèse de l'état de l'art sur d'une part, les caractéristiques morphologiques du plexus brachial, qu'elles soient macroscopiques au travers de son anatomie, ou microscopiques au travers de son histologie, d'autre part la traumatologie du plexus brachial et la prise en charge chirurgicale qui peut lui être proposée, et, enfin, le comportement mécanique et la modélisation des nerfs périphériques et en particulier du plexus brachial.

La deuxième partie, divisée en deux sections, aborde la caractérisation morphologique et mécanique du plexus brachial.

La première section de la deuxième partie aborde l'analyse histomorphologique mise en oeuvre afin d'approfondir la répartition entre axones et tissu conjonctif au niveau des différentes zones du plexus brachial et d'éclairer les différences structurelles entre ces dernières. La mise en évidence de ces différences morphologiques nous oriente vers une explication microstructurale des lésions observées en pratique clinique.

La deuxième section de la deuxième partie présente trois études expérimentales de caractérisation mécanique du plexus brachial humain utilisant des sollicitations cycliques sur éprouvettes issues de spécimens cadavériques. La première se consacre à la caractérisation en traction axiale de chaque zone du plexus brachial, et nous permet d'objectiver les différences de comportement mécanique entre les structures proximales et distales de ce dernier. La deuxième porte sur la caractérisation en traction axiale de chaque phase (axones, tissu conjonctif) constituant la microstructure des nerfs périphériques, et nous permet de mettre en évidence les différences de comportement mécanique entre ces deux phases, corroborant l'hypothèse microstructurale énoncée au chapitre précédent. La troisième porte sur la caractérisation en compression radiale des nerfs périphériques. L'étude de ces deux modes de sollicitation nous permet d'apporter des données sur le comportement mécanique du nerf périphérique et du plexus brachial dans deux situations re-

présentatives des traumatismes les affectant, et l'étude lors de sollicitations cycliques nous permet de nous rapprocher au mieux des conditions physiologiques du vivant ainsi que des conditions peropératoires.

La troisième partie présente deux modèles mathématiques : l'un adapté à la modélisation précise du comportement mécanique du plexus brachial en première charge en trois dimensions, afin d'améliorer la compréhension des mécanismes traumatiques ; l'autre modélisant le comportement du plexus brachial lors de sollicitations axiales cycliques, en une dimension, plus économe en termes de temps et de ressources de calcul et permettant de modéliser les sollicitations et mobilisations peropératoires.

Partie 1

Etat de l'art

Introduction

Nous présentons dans cette partie les problématiques chirurgicales et biomécaniques de l'étude.

Dans la première section, nous nous plaçons d'un point de vue anatomique – que l'anatomie soit macroscopique, i.e. anatomie normale, ou microscopique, i.e. histologie –, puis chirurgical, afin d'aborder le système nerveux périphérique et le plexus brachial en particulier. D'une part, nous mettons en lumière les particularités structurelles du nerf périphérique, permettant une mobilité articulaire physiologique, ainsi que les différences existantes entre zones proximales et distales. D'autre part, nous décrivons les conditions et mécanismes lésionnels des nerfs périphériques et du plexus brachial ainsi que leurs conséquences, et les moyens thérapeutiques chirurgicaux pouvant être mis en oeuvre ainsi que le développement possible d'aides à la navigation per opératoire.

Nous évoquons dans la deuxième section tout d'abord les études existantes du comportement mécanique des nerfs périphériques en général, et du plexus brachial en particulier, et nous présentons les limites et les discordances des données publiées dans la littérature. Ensuite, nous abordons les différents modèles mécaniques d'intérêt pour la modélisation du comportement biomécanique des tissus mous biologiques, et en particulier des nerfs périphériques, ainsi que leurs applications et leurs limites.

De ces perspectives chirurgicale et mécanique se dévoilent deux axes principaux, sur lesquels nous avons construit la suite de notre étude. D'une part, il apparaît essentiel de mettre en lumière les différences, qu'elles soient morphologiques ou biomécaniques, entre les structures proximales et distales du plexus brachial. D'autre part, à la fois la compréhension des mécanismes lé-

sionnels du plexus brachial et le développement d'outils de navigation per opératoire nécessitent le raffinement des modèles mécaniques proposés pour la modélisation des nerfs périphériques.

1.1 Le plexus brachial : une structure mixte

Au sein de cette section, nous initions tout d'abord le lecteur à la structure du système nerveux périphérique, au niveau macroscopique et histologique, avant de nous pencher sur les particularités anatomiques du plexus brachial. Nous exposons ensuite les mécanismes lésionnels des nerfs périphériques en général et du plexus brachial en particulier, décrits à partir de la pratique clinique chirurgicale, ainsi que leurs conséquences fonctionnelles. Enfin, nous décrivons les options thérapeutiques disponibles ainsi que leurs limites et les développements possibles afin de pallier ces dernières.

1.1.1 Le système nerveux

Le système nerveux est divisé en deux parties : le système nerveux central (SNC), qui comprend le cerveau et la moelle épinière, et le système nerveux périphérique (SNP), qui comprend les nerfs périphériques et les ganglions nerveux situés en dehors du cerveau et de la moelle épinière. Le SNC est protégé par les méninges (de la profondeur à la surface : pie mère, arachnoïde, dure mère), et les nerfs périphériques composant le SNP sont protégés par leurs tuniques fibreuses (endonèvre, périnèvre, épinèvre). À l'extrémité distale des nerfs périphériques efférents se situent des structures majoritairement musculaires, et à l'extrémité des nerfs périphériques afférents se situent des récepteurs permettant de donner des informations sur l'état des tissus périphériques et de les rapporter au SNC. Certains de ces récepteurs sont sensibles à des stimuli chimiques (chémo-récepteurs), d'autres à des stimuli mécaniques (mécanorécepteurs).

Le SNC comprend des tissus nerveux protégés par des structures osseuses : le cerveau et la moelle épinière, protégés respectivement par la boîte crânienne et le rachis.

Le cerveau (Figure 1.1) est composé des cellules nerveuses, les neurones, et de cellules de support, les astrocytes et la glie. Le tissu cérébral est nommé matière grise ou matière blanche. La matière grise est composée des corps cellulaires des axones et de fibres non myélinisées, et la matière blanche est composée des axones myélinisés. La couleur blanche est due à la gaine de myéline créée par les oligodendrocytes entourant les axones. Le cerveau est divisé en deux hémisphères cérébraux, le tronc cérébral, et le cervelet. Les

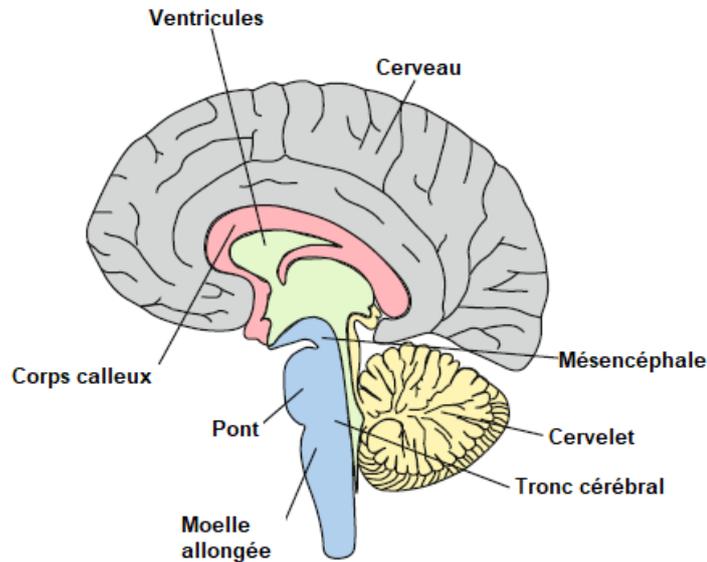


FIGURE 1.1 – Représentation schématique du cerveau. Illustration adaptée de [1].

deux hémisphères cérébraux sont séparés, mais reliés par un faisceau épais de matière blanche appelé le corps calleux. A l'intérieur du parenchyme cérébral, il existe des cavités remplies de liquide, le liquide cérébro-spinal (LCS), les ventricules. Le LCS est produit à l'intérieur des ventricules et circule autour du cerveau et de la moelle épinière, fournissant une stabilité mécanique par l'amortissement des chocs, et une stabilité homéostatique.

La moelle épinière est une structure allongée au sein du canal rachidien, qui donne à chaque niveau vertébral deux racines spinales. A son extrémité distale, la moelle épinière s'affine et se prolonge par la queue de cheval, formée par le regroupement des nerfs spinaux qui sortiront aux niveaux lombaires et sacrés. De la même manière que le cerveau, la moelle épinière est formée de matière grise et de matière blanche, la matière blanche étant disposée à la périphérie, et la matière grise au centre en forme d' "ailes de papillon".

Le cerveau et la moelle épinière sont entourés de trois couches de tissu fibreux, les méninges (Figures 1.2 et 1.3). La pie mère est l'enveloppe méningée la plus fine, adhérente à la surface du cerveau et de la moelle épinière. Elle définit la limite profonde de l'espace sous arachnoïdien, qui est rempli par le LCS, et délimité en dehors par l'arachnoïde. Immédiatement au contact et en dehors de l'arachnoïde, est située la dure mère. La dure mère est la plus épaisse et la plus résistante des enveloppes méningées ; elle est composée de

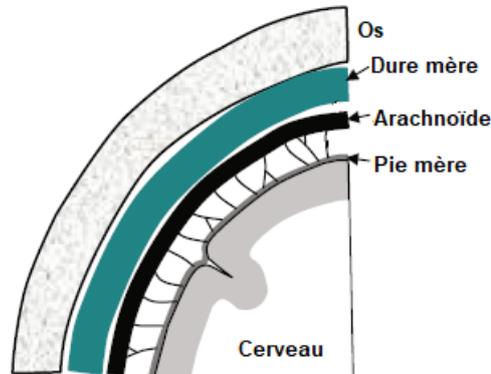


FIGURE 1.2 – Représentation schématique des méninges du cerveau. Illustration adaptée de [1].

tissu conjonctif. A l'intérieur de la boîte crânienne, la dure mère est adhérente aux parois osseuses et forme des expansions entre les deux hémisphères, la faux du cerveau, et entre le cerveau et le cervelet, la tente du cervelet.

1.1.2 Le système nerveux périphérique

Le système nerveux périphérique (SNP) est composé des racines nerveuses, des ganglions et des nerfs périphériques. L'ensemble de ces structures permet la connexion du système nerveux central (SNC) au système nerveux périphérique, permettant d'intégrer au niveau cérébral les informations afférentes (stimuli sensitifs) et de transmettre au niveau périphérique les ordres moteurs (efférents). Les nerfs périphériques et les racines nerveuses sont composés de neurones et de tissu conjonctif, mais leur organisation histologique et structurelle diffère, permettant différents degrés de protection physique et chimique des structures neuronales.

Les lésions neuronales au niveau des nerfs périphériques et/ou au niveau des racines nerveuses peuvent entraîner des déficits moteurs et/ou sensitifs. Les fibres sensibles, dites afférentes, relaient l'information de la périphérie vers le SNC, et leurs lésions se traduisent par des troubles sensitifs. Les fibres motrices, ou efférentes, relaient l'information du SNC vers la périphérie, et leurs lésions se traduisent par des troubles moteurs. Alors que les nerfs périphériques sont majoritairement mixtes, i.e. contiennent des fibres sensibles et motrices, les racines nerveuses ne contiennent que l'un ou l'autre type spécifiquement.

Cette sous section couvre les notions d'anatomie et de physiologie du

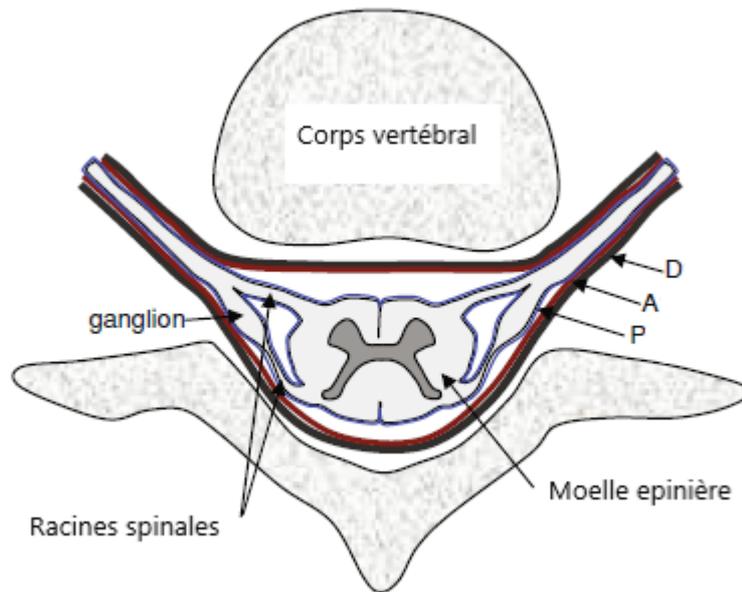


FIGURE 1.3 – Représentation schématique des méninges médullaires. D : Dure mère. A : Arachnoïde. P : Pie mère. Illustration adaptée de [1].

SNP nécessaires à la compréhension de la problématique du plexus brachial. Nous décrirons dans un premier temps l'anatomie et l'histologie des nerfs périphériques et des racines.

Anatomie générale du système nerveux périphérique

La colonne vertébrale est composée de 33 vertèbres, étagées en 5 régions anatomiques distinctes : cervicale, thoracique, lombaire, sacrée et coccygienne. La région cervicale est composée de 7 vertèbres, la région thoracique 12, la région lombaire 5, la région sacrée comporte 5 vertèbres fusionnées et la région coccygienne 4 vertèbres également fusionnées. Le canal vertébral est formé par les foramens vertébraux de chaque vertèbre, et contient la moelle épinière. Entre chaque vertèbre se dessine le foramen intervertébral, délimité par les pédicules vertébraux de la vertèbre inférieure et de la vertèbre supérieure, les colonnes zygapophysaires en arrière, et les corps vertébraux en avant. Le foramen intervertébral contient les racines médullaires afférente (sensitive) et efférente (motrice), qui fusionnent pour former le nerf périphérique. La racine vertébrale est donc une zone de jonction entre le SNC (la moelle) et le SNP (le nerf périphérique).

Le nombre de racines médullaires n'est pas identique au nombre de ver-

tèbres : en effet, il existe 31 paires de racines médullaires (8 cervicales, 12 thoraciques, 5 lombaires, 5 sacrées et une coccygienne). La région cervicale comporte donc une paire de racines médullaires de plus que de vertèbres. Par convention, au niveau cervical, la racine médullaire porte le numero de la vertèbre sous-jacente, alors que dans les autres régions médullaires, thoracique, lombaire, sacrée et coccygienne, la racine médullaire porte le numero de la vertèbre sus-jacente. Ainsi, il existe 7 vertèbres cervicales, mais 8 paires de racines médullaires, la racine médullaire située au dessous de C7 portant donc le numero C8.

Le nerf périphérique proprement dit et la racine médullaire sont mécaniquement et structurellement différents [1] : bien que les axones contenus dans le nerf périphérique soient organisés en fascicules séparés de tissu conjonctif, les axones de la racine médullaire cheminent au sein de la même structure sans être séparés par du tissu conjonctif. Il existe également des différences essentielles dans la composition de la couche protectrice de tissu conjonctif qui englobe le nerf périphérique (épinèvre) et la racine médullaire (dure mère).

Le nerf périphérique Contrairement au SNC qui est protégé par des structures osseuses, les nerfs périphériques cheminent relativement exposés, protégés la plupart du temps uniquement par des tissus mous. Le nerf périphérique est un assemblage en faisceau d'axones entourés de différentes couches de tissu conjonctif qui assurent sa résistance en traction axiale et en compression radiale. Les axones à l'intérieur du nerf périphérique sont ainsi organisés en fascicules, dont l'ensemble forme le nerf périphérique proprement dit. Il existe à chaque niveau organisationnel une couche de tissu conjonctif : l'endonèvre entoure chaque axone, le périnèvre entoure chaque fascicule, et l'épinèvre forme une structure fibreuse englobant l'entièreté du nerf périphérique (Figure 1.4). Les cellules de Schwann constituent le support homéostatique des neurones en formant la gaine de myéline au sein du nerf périphérique, augmentant la conduction électrique au niveau axonal.

A l'intérieur de chaque nerf, les fascicules et les axones cheminent en formant des ondulations ; ces ondulations permettent une réserve de longueur dans les mouvements physiologiques, autorisant une élongation du nerf sans appliquer directement d'effort de traction sur les fascicules et les axones, dont la course s'aligne tout simplement alors que le nerf est étiré (Figure 1.5) [34]. Ainsi, Vogl et al [3] ont montré la capacité du nerf lingual de la baleine (*Balaenoptera musculus* et *Balaenoptera physalus*) à supporter des élongations de 75 à 115% lors de l'alimentation, grâce à des ondulations particulièrement marquées (Figure 1.6), voire des repliements au sein du

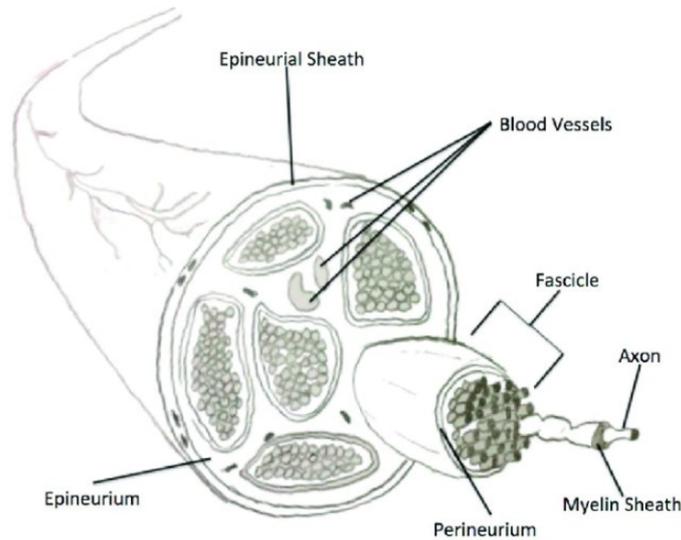


FIGURE 1.4 – Représentation du nerf périphérique et de ses composants. Epineurial sheath : enveloppe épineuriale. Blood vessels : vaisseaux sanguins. Fascicle : fascicule. Epineurium : épinèvre. Périneurium : périnèvre. Axon : axone. Myelin sheath : gaine de myéline. Figure issue de [2].

nerf. Ce phénomène souligne l'importance des ondulations comme réserve de longueur permettant de tolérer des elongations longitudinales physiologiques chez les mammifères.

Cette organisation structurelle associée aux propriétés mécaniques des tuniques conjonctives du nerf permet de préserver l'intégrité des fragiles axones lors de sollicitations mécaniques physiologiques telles que les mouvements articulaires ou les contractions et étirements musculaires.

Les tuniques conjonctives du nerf (endonèvre, périnèvre, épinèvre) apportent une protection mécanique lorsque le nerf est mis en traction et/ou en compression. L'épinèvre est composé de fibres de collagène type I et III ainsi que de fibres d'élastine [35]. Ce réseau dense des fibres de collagène et d'élastine permet à l'épinèvre d'absorber les chocs et de dissiper les énergies lors d'une sollicitation en compression, et donc de protéger le nerf [34]. Bien que certains auteurs aient émis l'hypothèse que l'épinèvre apportait une certaine résistance aux forces de traction axiale, il est à présent communément admis que ce n'est pas le principal contributeur de la résistance axiale du nerf [36, 37].

La plupart des nerfs périphériques contient plus d'un fascicule. Le périnèvre qui entoure chaque fascicule est le principal vecteur de résistance et

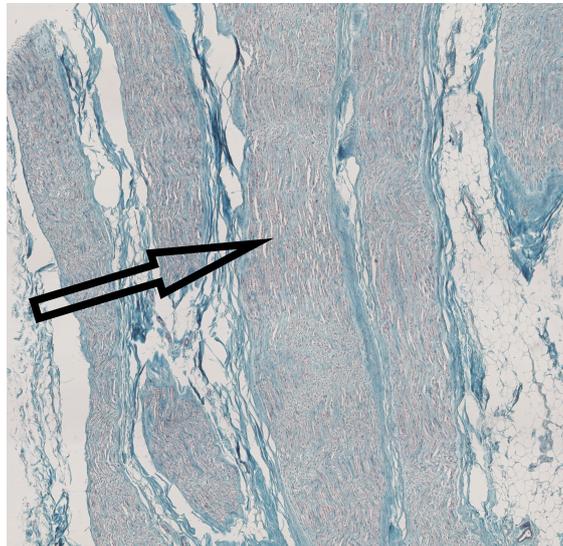


FIGURE 1.5 – Coupe histologique longitudinale du nerf ulnaire, coloration au trichrome de Gomori, magnification x5. Les axones sont colorés en rouge et le tissu conjonctif en bleu. On remarque la grande quantité de tissu conjonctif, notamment de périnèvre, entre les fascicules, ainsi que les ondulations des fascicules avec échanges de fibres. Enfin, les ondulations des axones au sein des fascicules sont marquées (flèche noire).

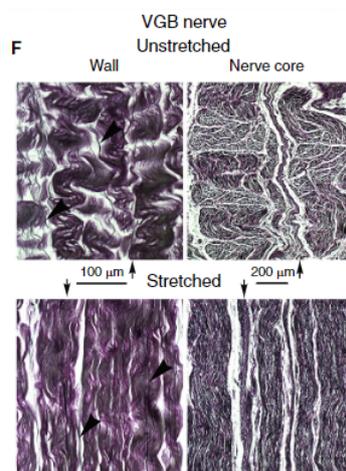


FIGURE 1.6 – Coupes histologiques du nerf lingual de la baleine *Balaenoptera physalus*, en position non étirée (haut) et étirée (bas). Les images de gauche représentent la paroi de tissu conjonctif du nerf, et celles de droite les fascicules à l'intérieur du nerf. Images issues de [3].

d'élasticité du nerf périphérique [34]. Le périnèvre contient des fibres de collagène de type I et II, ainsi que des fibres élastiques orientées selon 3 axes : circonférentiel, longitudinal et oblique, qui permettent une résistance multidirectionnelle aux forces de traction exercées sur les fascicules [35]. Enfin, l'endonèvre, qui entoure chaque axone, est lui aussi composé de collagène (fibres de type I, II, IV) et présente une résistance minimale à la traction [34, 38].

Ces trois couches de tissu conjonctif agissent en synergie à différentes échelles et dans différentes directions et donnent ainsi la résistance globale du nerf périphérique à la traction et à la compression, protégeant mécaniquement les axones lors des mouvements articulaires ou sous des charges physiologiques.

La racine spinale A chaque étage métamérique la moelle épinière donne naissance à une paire de nerfs spinaux ou racines spinales, composés chacun de radicelles issues de la confluence de deux composantes : une composante dorsale sensitive et une composante ventrale motrice.

La racine spinale, comme le nerf, est composée de faisceaux d'axones. A son extrémité distale, la composante dorsale de la racine spinale présente un élargissement, le ganglion dorsal (GD), qui contient les corps cellulaires des neurones sensitifs afférents. Les corps cellulaires des neurones efférents, ou motoneurones inférieurs, eux, se situent au niveau médullaire.

Afin de comprendre l'organisation structurelle de la racine médullaire, il nous faut décrire la structure dont elle est issue : la moelle, et les tuniques fibreuses qui l'entourent, les méninges. Les méninges sont organisées, de la profondeur à la superficie, en 3 couches : pie mère, arachnoïde, et dure mère. Le liquide céphalorachidien (LCR) circule dans l'espace sous arachnoïdien, situé entre la pie-mère (couche méningée la plus profonde, au contact de la moelle), et l'arachnoïde. Le LCR protège les tissus neuronaux, le cerveau et la moelle épinière, en amortissant les chocs thermomécaniques. Les racines médullaires sont également couvertes de dure mère, et cette dure mère est en continuité avec l'épinèvre du nerf périphérique, ainsi qu'avec la dure mère de la moelle. Certains auteurs considèrent la dure mère comme le principal déterminant de la résistance des racines médullaires [39].

En sus des différences structurelles entre le nerf et la racine médullaire, il existe des différences substantielles dans leur composition tissulaire et dans l'orientation des axones au sein même de la racine médullaire, qui contribuent aux différences de comportement mécanique entre ces deux tissus. A la différence du nerf, les axones contenus dans la racine médullaire sont globalement parallèles les uns aux autres, présentent peu d'ondulations, et présentent donc

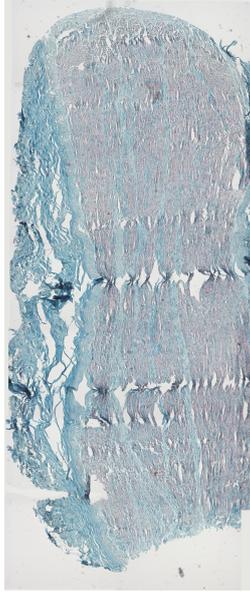


FIGURE 1.7 – Coupe histologique longitudinale de la racine C5, coloration au trichrome de Gomori, magnification x5. Les axones sont colorés en rouge et le tissu conjonctif en bleu. On remarque la faible proportion de tissu conjonctif par rapport aux axones. Enfin, les axones ne présentent pas d'ondulations ni d'échanges de fibres et cheminent parallèlement les uns aux autres.

moins de réserve de longueur en cas de traction (Figure 1.7).

Cependant, les fibres de collagène de la dure-mère protégeant la racine médullaire semblent onduler le long de cette dernière, permettant un allongement de la racine médullaire sans effort de traction sur celle-ci. Le collagène est reconnu comme étant le principal contributeur de la résistance mécanique des tissus mous, dont le nerf périphérique et la racine médullaire. Les travaux de Stodieck ont démontré que le contenu en collagène de la racine médullaire était 3 à 7 fois inférieur à celui du nerf périphérique. Une étude mécanique comparant les propriétés mécaniques des racines lombaires et du nerf sciatique chez un modèle murin montrait que la résistance des racines médullaires était égale à 10% de celle du nerf sciatique, et que son module d'élasticité était égal à 17% de celui du nerf [40].

Bien que les racines médullaires soient théoriquement plus protégées, notamment par des structures osseuses, que les nerfs périphériques, elles constituent vraisemblablement une zone de faiblesse anatomique plus vulnérable aux forces de tractions que les nerfs périphériques.

Histologie du système nerveux périphérique

Les nerfs périphériques sont des organes complexes, ubiquitaires dans le corps humain, qui fournissent l'innervation motrice et/ou sensitive de tous les tissus ou organes. Ils sont composés d'un parenchyme (axones et cellules de Schwann) et d'un stroma (le tissu conjonctif). Les nerfs périphériques sont usuellement classés en 3 catégories principales en fonction des fibres qui les composent : (i) nerfs sensitifs, (ii) nerfs moteurs, et (iii) nerfs mixtes.

Le "parenchyme" du nerf La plus petite unité fonctionnelle du nerf périphérique est la fibre nerveuse, ou axone. Il existe plusieurs classifications des fibres nerveuses, basées sur différents paramètres tels que la vitesse de conduction, la fonction, le diamètre etc. Nous nous cantonnerons à la distinction entre fibres nerveuses ou axones myélinisés et non myélinisés, classification qui permet de rendre compte indirectement de la plupart des paramètres sus-cités.

Histologiquement, ce sont les cellules de Schwann qui englobent certains axones pour former la couche de myéline. La myéline est responsable de l'aspect macroscopique blanc et brillant des nerfs périphériques et de la substance blanche du cerveau.

Une fibre myélinisée est donc composée d'un seul axone, entouré d'une seule cellule de Schwann. La membrane de cette cellule de Schwann s'enroule littéralement autour de l'axone pour former une gaine multilamellée de myéline. Tout au long de la fibre myélinisée, les territoires de chaque cellule de Schwann définissent des zones de transition, qui ne sont pas recouvertes de myéline. Ces zones de jonction sont donc des gaps dans la gaine de myéline, et sont appelées noeuds de Ranvier. La distance entre deux noeuds de Ranvier, ou distance internodale, dépend du diamètre des fibres, et varie entre 150 et 1500 μm .

Les fibres non myélinisées sont composées de groupes de plusieurs axones de petite taille entourés collectivement par une seule cellule de Schwann.

Les tuniques conjonctives du nerf Contrairement au système nerveux central où les enveloppes conjonctives sont localisées à la périphérie, constituant les méninges, au niveau du système nerveux périphérique les neurones, les axones et les cellules gliales sont enveloppés et soutenus par diverses enveloppes fibreuses qui les protègent des phénomènes d'étirement et de compression physiologiques.

Classiquement, les troncs nerveux, qu'ils soient composés d'un seul ou de plusieurs fascicules, sont entourés d'épinèvre; les fascicules sont individuellement entourés d'une tunique fibreuse lamellaire, le périnèvre, qui lui-même

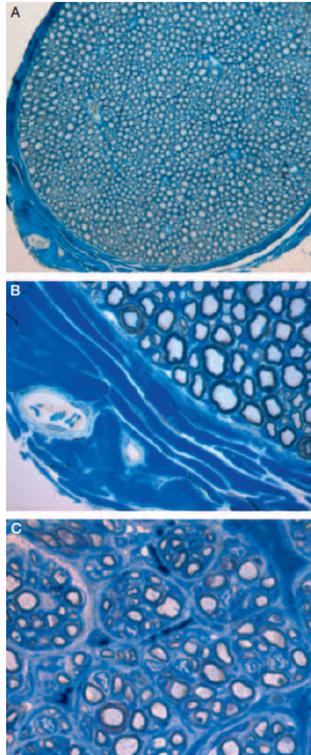


FIGURE 1.8 – Coupes transversales d’un nerf périphérique murin coloré au bleu de Toluidine. Les fascicules, l’épinèvre, le périnèvre, et l’endonèvre, sont montrés à basse (A) et haute magnification (B et C). L’épinèvre est situé à la périphérie du nerf et contient les vaisseaux nourriciers du nerf : les vasa nervorum (B). Le périnèvre et l’endonèvre sont plus facilement identifiables à la partie distale d’un nerf en cours de régénération où une compartimentation a lieu (C). Image et légende tirées de [4].

entoure l’endonèvre, ou tissu fibreux intrafasciculaire (Figure 1.8).

L’épinèvre est une couche de tissu conjonctif protectrice qui contient les vaisseaux nourriciers du nerf : les vasa nervorum, qui traverseront le périnèvre pour alimenter le réseau microvasculaire de l’endonèvre. Chez l’humain, l’épinèvre représenterait 30 à 70% de l’aire de subsection totale d’un nerf périphérique [4], et serait plus épais au niveau des articulations afin de protéger les axones lors des mouvements articulaires physiologiques. Il existe une continuité entre épinèvre et dure mère au niveau de la jonction entre les radicelles spinales et les nerfs rachidiens proprement dits [41].

Ce tissu conjonctif contient des fibroblastes, du collagène (type I et II) et quelques adipocytes, qui semblent avoir un rôle de protection du nerf [35].

Le périnèvre, quant à lui, est une tunique dense et mécaniquement résis-

tante qui entoure chaque fascicule [4, 42]. Le périnèvre s'étend de la jonction entre le SNC et le SNP jusqu'à la périphérie, où il englobe également les récepteurs sensitifs musculaires ainsi que les terminaisons sensitives encapsulées ; au niveau des fibres myélinisées, le périnèvre s'interrompt à environ $1\mu\text{m}$ de la jonction neuromusculaire[41]. Le périnèvre est composé de couches successives de cellules polygonales aplaties et de collagène : jusqu'à 15 couches peuvent être retrouvées autour des fascicules chez les mammifères [43, 44]. Le nombre de couches de cellules péri-neuriales varie d'un nerf à l'autre, et dépend également du nombre de fascicules : plus le nombre de fascicules augmente dans un nerf, moins le périnèvre sera épais. Le nombre de cellules péri-neuriales augmente également au niveau des bifurcations du nerf [41]. Outre son rôle dans le maintien d'un milieu osmotique optimal, dans la diffusion des métabolites vers le nerf et immunologique, le périnèvre présente une résistance mécanique importante grâce à la présence de fibres de collagène et d'élastine orientées [4, 5], qui lui permettent de protéger les fibres axonales des forces de traction.

Une étude réalisée par Tillett et al [5] démontre que l'interface entre les axones et le périnèvre est composée d'attaches fibrillaires (Figure 1.9) permettant des mouvements limités entre les axones et le périnèvre, insuffisants pour compromettre la microvascularisation du nerf, mais rompus lorsque exposés à des forces de cisaillement plus importantes.

Enfin, l'endonèvre est une couche de tissu conjonctif lâche, aréolaire, qui entoure et protège les axones au sein des fascicules, ayant vraisemblablement un rôle d'amortissage lors des mouvements articulaires, et de protection contre les traumatismes extérieurs [45]. L'endonèvre contient des fibroblastes, des cellules de Schwann, mais également des cellules de l'immunité et une matrice extracellulaire composée de fibres de collagène non orientées et de polysaccharides [4].

Le collagène Le collagène est l'un des principaux composants des tissus biologiques, auxquels il confère leur résistance mécanique. Il est le principal constituant des tissus dits conjonctifs. Le collagène est une protéine en triple hélice constituée d'acides aminés tels que la glycine [46], disposée en structures linéaires d'ordres croissants jusqu'à former la fibrille de collagène. Dans de nombreux tissus, comme les parois artérielles ou le derme, les fibrilles de collagène sont organisées en réseau. Dans le nerf périphérique, les fibrilles de collagène se présentent en faisceaux parallèles à l'axe du nerf, ce qui permet à ce dernier de résister à des forces de traction physiologiques selon son axe longitudinal lors de la mobilisation des articulations.

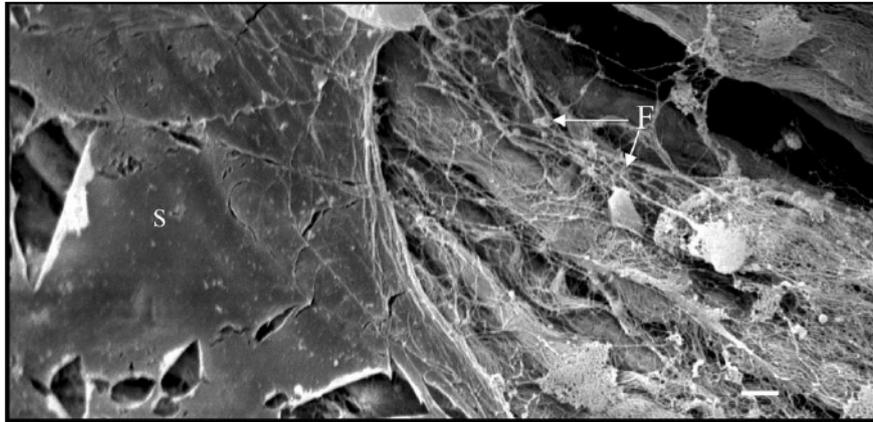


FIGURE 1.9 – Image d’un nerf sciatique de rat obtenue par microscopie électronique à balayage, montrant à gauche la tunique fibreuse péri-neuriale du nerf (S) et à droite les structures axonales, recouvertes par des attaches fibrillaires (F) les unissant au périnèvre. Echelle : 10 μ m. Image tirée de [5].

1.1.3 Anatomie descriptive du plexus brachial

Le plexus brachial est une structure anatomique nerveuse issue des racines médullaires de C5 à T1 qui fournit l’innervation sensitive et motrice de la ceinture scapulaire et du membre supérieur homo-latéral.

Le plexus brachial est composé, de la région proximale à la région distale, de plusieurs zones délimitant des sous structures : les racines, les troncs (ou troncs primaires), les divisions, les faisceaux (ou troncs secondaires), et les branches terminales (ou nerfs périphériques) (Figure). Afin d’en faciliter la description anatomique, le plexus brachial est classiquement divisé en deux parties : le plexus supraclaviculaire, localisé au niveau du triangle cervical postérieur, et le plexus infraclaviculaire, situé dans la région axillaire. Bien que très simplifiée, cette description classique fournit une base pour la description anatomique précise de chaque région. Une fois décrite l’anatomie classique du plexus brachial, ses variations peuvent être décrites, celles-ci représentant selon les séries jusqu’à 53% des cas [47, 8, 48, 49].

Anatomie du nerf spinal

Les fibres nerveuses constituant le plexus brachial sont issues de la réunion des rameaux ventraux des racines spinales, de la cinquième racine cervicale (C5) à la première racine thoracique (T1). Les racines spinales se regroupent en plexus destinés aux membres - au membre supérieur il s’agit du plexus brachial.

Les nerfs spinaux sont issus de l'union des racines spinales antérieure et postérieure après leur émergence du foramen intervertébral. Lors de leur émergence du foramen intervertébral, les racines sont usuellement constituées d'un seul large fascicule, entouré d'épinèvre [8].

La racine antérieure contient des axones des neurones situés dans les colonnes antérieure et latérale de la moelle épinière. Chaque racine émerge sous la forme de 2 à 8 racicules disposées en 2 à 3 rangs sur le versant antérolatéral de la moelle épinière. Les racines ventrales sont composées d'axones α et γ de large diamètre, qui innervent les muscles striés, ainsi que de quelques axones de petit diamètre.

La racine postérieure contient, elle, des axones de neurones dont le corps cellulaire est situé dans le ganglion spinal, et qui reçoivent des informations sensibles superficielles (cutanées) et profondes (musculaires et articulaires) [50]. Les fibres les plus larges (Ia) proviennent des faisceaux musculaires et participent aux boucles des réflexes médullaires ; des fibres de taille intermédiaire (A- β) transmettent les informations provenant des mécanorécepteurs cutanés et articulaires. La plupart des axones contenus dans la racine dorsale sont de petite taille (C, non myélinisés, A δ , myélinisés) et transmettent les informations nociceptives et thermiques. Chaque racine dorsale est composée de deux fascicules, medial et latéral, et diverge en racicules qui rejoignent la moelle épinière le long du sillon postérolatéral.

Les racicules sortent de la moelle épinière et traversent la pie mère, puis cheminent latéralement, ventralement et caudalement pour traverser l'espace subarachnoïdien où elles baignent dans le liquide cébrospinal [51, 52]. Les racicules se rejoignent afin de former les racines dorsale et ventrale qui pénètrent ensemble un mince fourreau d'arachnoïde et de dure-mère. A ce niveau, il peut exister des communications intradurales entre des racines de niveaux adjacents [53, 54, 55].

Chaque racine est couverte par la pie-mère et l'arachnoïde, jusqu'au point où les racines traversent séparément la dure-mère. Ensuite, les deux racines sont couvertes par la dure-mère, qui est en continuité avec l'épinèvre qui apparaît là où les deux racines se rejoignent pour former le nerf spinal.

Immédiatement en distalité du ganglion spinal, les deux racines spinales s'unissent pour former le nerf spinal, et émergent du foramen intervertébral. Le nerf spinal donne à son émergence des branches récurrentes méningées (nerf sinu-vertébral de Luschka), puis se divise en deux rami : le ramus ventral et le ramus dorsal. Le ramus ventral est rejoint à son origine par un rameau communicant issu du ganglion sympathique correspondant [56].

Plusieurs structures protègent les racines spinales cervicales contre les phénomènes de traction : la continuité entre la dure-mère et l'épinèvre des nerfs spinaux, ainsi que les structures fibreuses attachant l'épinèvre des ra-

cines cervicales supérieures et moyenne (C5, C6, C7) aux processus transverses des vertèbres correspondantes au niveau du foramen intervertébral. Ces structures ligamentaires seraient absentes au niveau des racines cervicales inférieures (C8, T1), qui seraient par conséquent plus vulnérables [6].

Anatomie classique du plexus brachial

Le plexus brachial est constitué dans la plupart des cas de l'union des rami ventraux des racines cervicales spinales de C5 à C8 et T1 (Figure 1.10). Le plexus brachial suit une direction globale vers le bas et latérale. Trois troncs sont formés par l'union des rami ventraux dans le triangle cervical postérieur. Les racines C5 et C6 se rejoignent au bord supérieur du muscle scalène moyen pour former le tronc primaire supérieur, C7 constitue le tronc primaire moyen, et C8 et T1 se rejoignent en arrière du muscle scalène antérieur, au col de la première côte, pour former le tronc primaire inférieur. Le tronc primaire inférieur repose sur la première côte, en arrière de l'artère sous clavière homolatérale. Les trois troncs primaires suivent un trajet oblique vers le bas et latéralement, et convergent à la face postérieure de la clavicule. Lors des mouvements du membre supérieur, les troncs primaires sont inclinés verticalement lorsque l'épaule est en adduction, et horizontalement lorsque l'épaule est à 90° d'abduction [57, 58].

Lors de leur passage derrière la clavicule, les trois troncs primaires se divisent chacun en une division antérieure et une division postérieure. Fonctionnellement, les divisions antérieures innervent les parties antérieures (fléchisseurs) du membre supérieur, et les divisions postérieures innervent les parties postérieures (extenseurs) du membre supérieur. Les divisions postérieures des trois troncs primaires fusionnent en arrière et au dessus de l'artère axillaire pour former le tronc secondaire ou faisceau postérieur. Le faisceau postérieur est de plus petit diamètre que les autres faisceaux. Les divisions antérieures, elles, fusionnent en deux faisceaux distincts. Les divisions antérieures des troncs primaires supérieur et moyen se rejoignent sur le bord latéral de l'artère axillaire et donnent le faisceau latéral. La division antérieure du tronc primaire inférieur, quant à elle, se prolonge par le faisceau médial, au bord postérieur, puis médial de l'artère axillaire.

Chaque faisceau se divise en deux branches terminales : le faisceau latéral donne le nerf musculo-cutané et la racine latérale du nerf median, le faisceau medial donne le nerf ulnaire et la racine médiale du nerf médian, et le faisceau postérieur donne le nerf axillaire et le nerf radial.

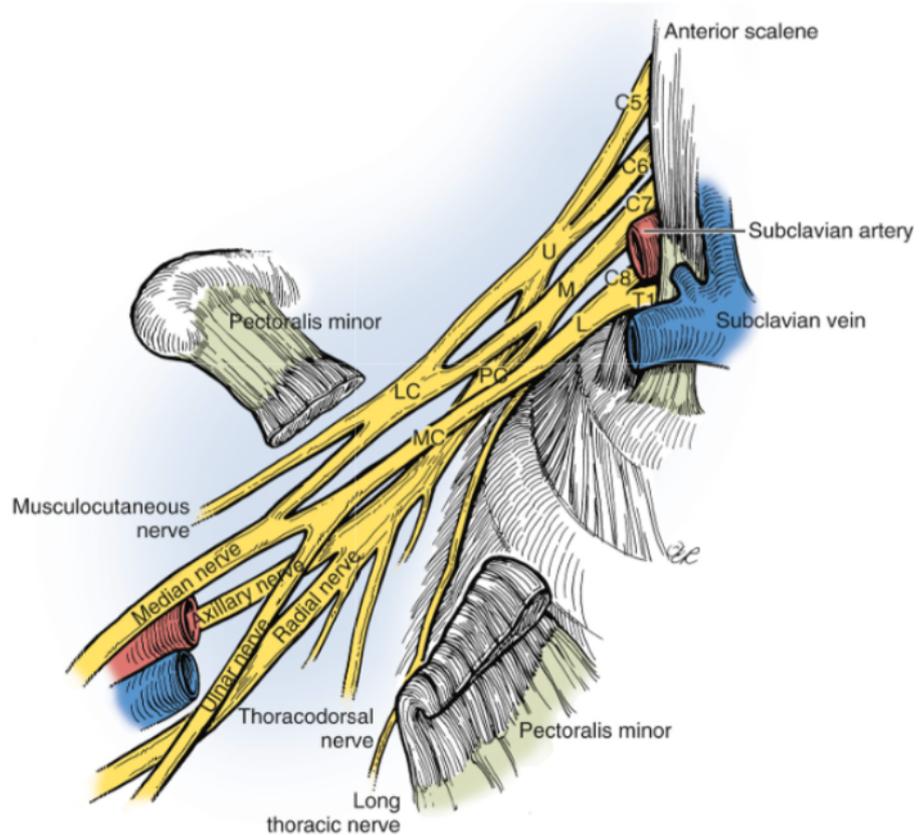


FIGURE 1.10 – Anatomie classique du plexus brachial. U : tronc supérieur. M : tronc moyen. L : tronc inférieur. LC : faisceau latéral. MC : faisceau médial. PC : faisceau postérieur. Image tirée de [6].

Variations anatomiques du plexus brachial

Les variations anatomiques du plexus brachial sont plus la règle que l'exception. En effet, Uysal et al. [49] ont démontré à l'aide d'une étude anatomique sur 200 plexus brachiaux que seulement 46.5% des cas présentaient une disposition classique du plexus brachial, alors que 53.5% des cas présentaient une variation anatomique significative, les plus fréquentes étant les plexus brachiaux pré- ou post-fixés.

Les termes pré-fixé et post-fixé se rapportent, respectivement, aux contributions des racines spinales cervicales C4 et T2. Comme décrit précédemment, le plexus brachial est le plus fréquemment composé de l'union des rami antérieurs des 4 racines cervicales inférieures ainsi que de la première racine thoracique. Cependant, en raison des échanges axonaux entre racines adjacentes, C4 donne habituellement des contributions à C5, et T2 à T1. Ces contributions sont également sujettes à variations dans leur volume. Ainsi, un plexus brachial pré-fixé sera observé dans 48% des cas, alors qu'un plexus post-fixé n'est relevé que dans 0.5 à 4% des cas [8, 59, 49].

Rapports anatomiques du plexus brachial

Les rapports anatomiques du plexus brachial sont présentés en Figure 1.11.

La limite proximale du plexus brachial est décrite au bord distal des muscles scalènes. En proximalité de cette limite, les racines spinales cervicales se situent dans le triangle interscalénique délimité par les muscles scalènes antérieur et moyen. A ce niveau, les muscles scalènes et les fascias cervicaux entourent un espace bien délimité où les rapports entre racines, troncs et muscles sont variables. Harry et al [31], dans une étude anatomique sur 102 sujets, ne retrouvent la disposition classique du plexus brachial entre les muscles scalènes antérieur et moyen que dans 60% des cas. La variation la plus commune était l'émergence des racines C5 et/ou C6 à travers ou en avant du muscles scalène antérieur.

Au niveau cervical, le plexus brachial se situe au niveau du triangle postérieur, délimité par la clavicule en bas, et le bord inférieur du muscle sterno-cléido-mastoïdien en dedans. A ce niveau, le plexus brachial est recouvert par le fascia profond, le muscle platysma, et la peau. Sa partie proximale se situe au dessus de l'artère sous clavière, alors que le tronc primaire inférieur lui, est postérieur à cette dernière. Le plexus brachial chemine ensuite derrière la clavicule, au contact du dôme pleural, et derrière le muscle sous clavier pour entrer dans la région axillaire avec l'artère axillaire, par le canal cervicoaxillaire. A ce niveau, le plexus brachial présente des rapports étroits

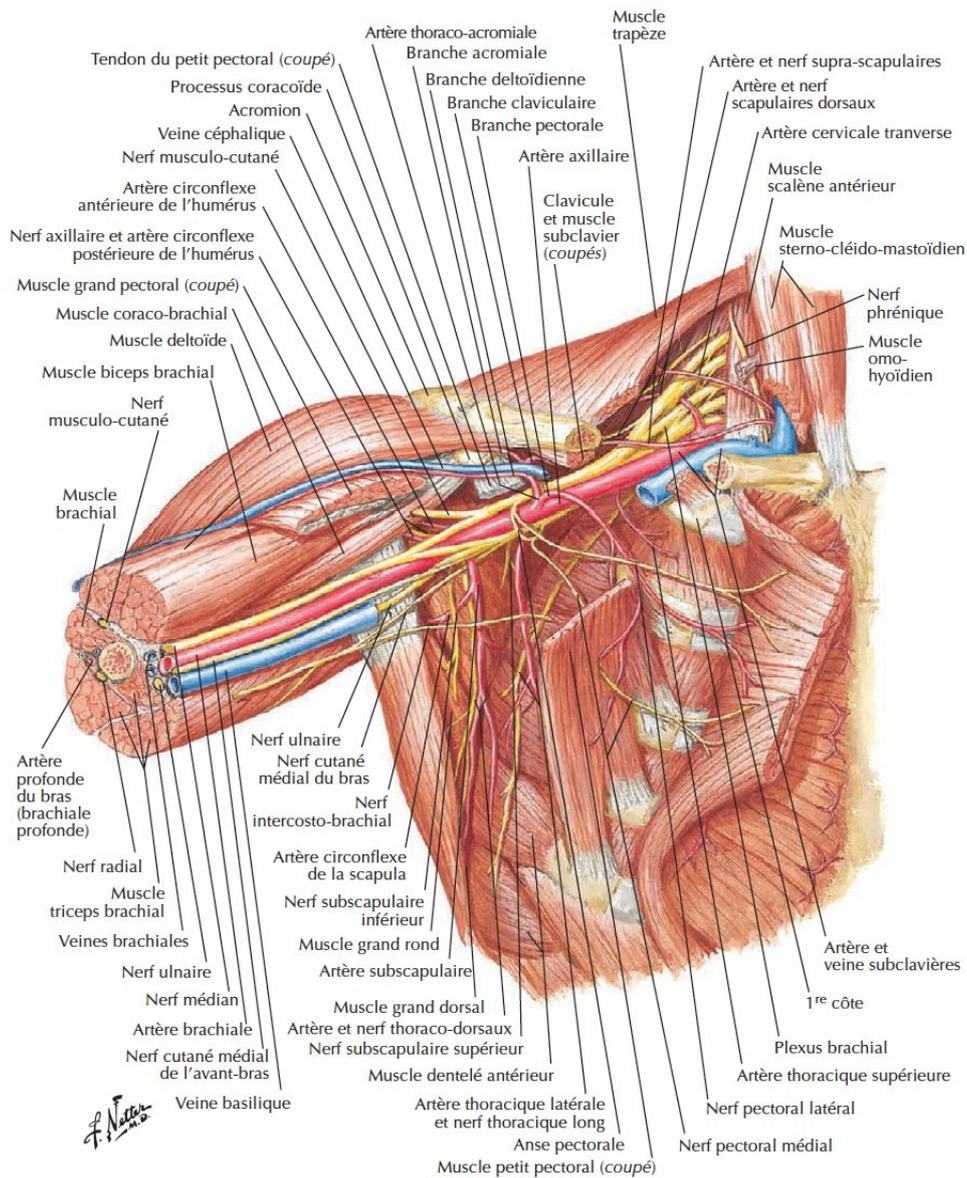


FIGURE 1.11 – Rapports anatomiques du plexus brachial. Image tirée de [7].

avec l'artère axillaire, qui est subdivisée en 3 parties. Dans la première partie de l'artère axillaire, les faisceaux latéral et postérieur cheminent à son bord latéral, et le faisceau médial à son bord postérieur. Les faisceaux se disposent ensuite autour de la seconde partie de l'artère axillaire comme indiqué par leurs noms : le faisceau latéral à sa partie latérale, le faisceau médial à sa partie médiale, et le faisceau postérieur à sa partie postérieure. Enfin, au niveau de la troisième partie de l'artère axillaire, les faisceaux se divisent afin de donner leurs branches terminales, les nerfs périphériques du membre supérieur.

Histologie du plexus brachial

Bien que la littérature sur le nerf périphérique soit fournie, comme présenté en 1.1.2, il n'existe qu'une seule étude portant précisément sur l'histologie du plexus brachial, publiée par Bonnel en 1984 [8].

Au niveau des racines du plexus brachial, Bonnel décrit une organisation mono-fasciculaire, avec la présence d'un seul fascicule contenant tous les axones, qu'ils soient moteurs ou sensitifs, entourés d'une tunique unique de tissu conjonctif, l'épinèvre, en continuité avec la dure-mère [8]. En progressant vers la distalité, le nombre de fascicules augmente progressivement par division des fascicules présents en amont, leur diamètre diminuant : Bonnel rapporte 2 à 7 fascicules au niveau des racines, 8 à 11 fascicules au niveau des troncs, et 15 à 18 fascicules au niveau des faisceaux. La quantité de tissu conjonctif augmente de proximal en distal, se situant dans une fourchette de 29 à 77% au niveau des racines, 53-58% au niveau des troncs, et atteignant 77 à 86% au niveau des branches terminales. La Figure 1.12 montre des sections histologiques à intervalles réguliers sur un plexus brachial et reflète la variabilité du nombre de fascicules et de la surface de tissu conjonctif de proximal en distal.

1.1.4 Lésions du système nerveux périphérique

Lésions des nerfs périphériques

Il existe 3 principales causes de lésions des nerfs périphériques.

La première est l'étirement du nerf. Bien que le nerf présente une certaine élasticité, des lésions apparaissent dès que sa structure est exposée à des tensions excédant sa résistance. La littérature retrouve une interruption de la conduction nerveuse pour des étirements longitudinaux supérieurs à 10% de la longueur native du nerf.

La compression nerveuse, ainsi que l'ischémie du nerf qui en résulte, sont

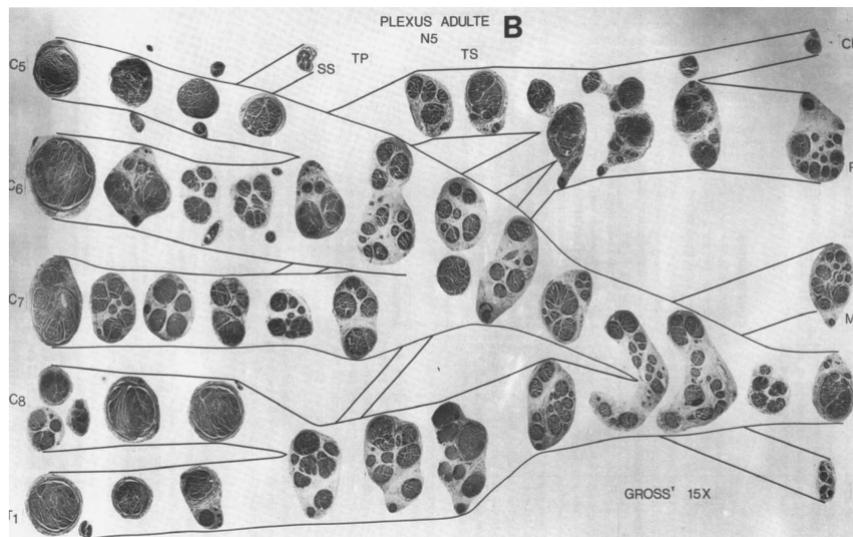


FIGURE 1.12 – Sections histologiques sur un plexus brachial complet. Image tirée de [8].

également des mécanismes lésionnels. Ceux-ci peuvent intervenir lorsqu'une compression mécanique du nerf provoque des lésions axonales et interrompt la conduction nerveuse, ou lorsqu'une ischémie secondaire à une diminution de la vascularisation du nerf, elle-même consécutive à une compression au long cours, provoque un oedème et un blocage de la conduction nerveuse.

Enfin, les lésions directes du nerf, lorsque celui-ci est coupé, étiré ou écrasé, résultant en une solution de continuité, représentent un autre mécanisme lésionnel.

Plutôt que de classer les lésions nerveuses en fonction du mécanisme lésionnel, celles-ci sont en pratique clinique classifiées sur l'étendue de l'interruption de la structure anatomique du nerf. Deux systèmes de classification ont été proposés au siècle dernier : la classification de Seddon, et la classification de Sunderland.

La classification de Seddon, proposée en 1943, comporte 3 catégories [60]. La neurapraxie, lésion la plus légère, présente le plus de potentiel de récupération. Il s'agit de la situation où aucun composant du nerf n'a été interrompu, et la fonction du nerf récupèrera sans nécessité de traitement chirurgical. On parle de bloc transitoire. La catégorie intermédiaire est l'axonotmésis. Dans ce cas, l'axone et sa gaine de myéline sont interrompus, mais le reste de la structure du nerf (épinèvre, périnèvre, endonèvre) est intact, et les patients récupèrent le plus souvent une fonction complète. La troisième catégorie est appelée neurotmésis. Il s'agit de la subsection complète du nerf, avec présence

d'une solution de continuité. La formation de tissu cicatriciel au niveau du site lésionnel forme un obstacle physique à la repousse axonale, et la récupération fonctionnelle est rare en l'absence d'intervention chirurgicale.

La classification de Sunderland présente quant à elle cinq catégories [61]. Les deux premières catégories de Sunderland, soit les lésions de premier et deuxième degré, sont équivalentes aux catégories de neurapraxie et d'axonotmésis de Seddon. Les lésions de troisième degré apparaissent lorsque axone, gaine de myéline, et endonèvre sont interrompus. Dans les lésions de quatrième degré, toutes les structures du nerf sont interrompues, sauf l'épinèvre, qui reste intact. Enfin, les lésions de cinquième degré correspondent à la neurotmésis de Seddon, lorsque le nerf est complètement interrompu. Les quatrième et cinquième degrés de Sunderland ne permettent pas de récupération fonctionnelle complète en l'absence d'intervention chirurgicale.

Le plexus brachial en particulier

Lésions en traction du plexus brachial : Expérience clinique Il existe peu d'études sur l'incidence des traumatismes en traction du plexus brachial. L'une des premières, rapportée en 1992, concernait la population britannique et rapportait une incidence de 400 à 500 traumatismes du plexus brachial pour une population d'environ 60 millions à l'époque [62]. La majorité de ces traumatismes était consécutive à des accidents de la voie publique, et notamment des accidents de moto, impliquant des hommes jeunes [63]. Depuis, l'incidence des traumatismes du plexus brachial a diminué dans les pays développés, grâce aux dispositifs de prévention, mais a augmenté dans les pays émergents, notamment les pays asiatiques, avec l'essor des moyens de transport motorisés à deux roues [64]. Plus récemment, les incidences annuelles des traumatismes du plexus brachial ont été évaluées sur le continent américain et sembleraient être de 0.36 à 6.3 cas/100000 habitants pour les USA [65], et de 1.75 cas/100000 habitants au Brésil [28]. L'étude de Faglioni et al. rapporte une majorité d'hommes (94.6%) parmi les victimes, dont l'âge moyen était de 28.35 ans [28].

Les lésions du plexus brachial de l'adulte sont en majeure partie liées à des mécanismes de traction ou d'étirement, notamment dans des contextes d'accidents de la voie publique et plus particulièrement d'accidents de moto [9, 66, 30]. Ce type de lésion du plexus brachial résulte d'une quantité variable d'énergie imposée au plexus, responsable d'un spectre de lésions allant de l'étirement modéré à la rupture ou l'avulsion de racines. Les traumatismes en traction à basse énergie, ne donnant pas lieu à des ruptures ou des avulsions radiculaires, causent en général des lésions susceptibles de se résoudre spontanément : neurapraxie (type I de Sunderland) ou premiers

degrés d'axonotmésis (types II et III de Sunderland). Cependant, les traumatismes du plexus à basse énergie, s'ils ne causent pas de rupture complète des structures nerveuses, peuvent créer des lésions de la microvascularisation du plexus brachial, et donc des lésions ischémiques [67]. Les traumatismes à haute énergie du plexus sont responsables, quant à eux, de lésions plus importantes : rupture complète d'éléments structurels du plexus brachial (type V de Sunderland) ou avulsion radiculaire. Lorsqu'il existe une combinaison de ruptures incomplètes et d'avulsions, une récupération partielle est possible, mais la reconstruction microchirurgicale améliore dans la plupart des cas le pronostic fonctionnel.

Pour Coene [9] et Barnes [29], l'abaissement brutal de l'épaule entraîne des lésions localisées au niveau des racines cervicales supérieures (C5-C6) ou du tronc primaire supérieur ; à l'inverse, la traction sur le membre supérieur vers le haut, entraînant un élargissement de l'angle scapulo-huméral, entraîne des lésions au niveau des racines inférieures (C8-T1) ou du tronc primaire inférieur ; enfin, la traction sur le membre supérieur à 90° d'abduction produirait des avulsions de toutes les racines (Figure 1.13). Lorsque l'impact est extrême, tous les niveaux sont atteints.

Sur le plan clinique, Soldado et al [30] ont rapporté, à partir d'interrogatoires sur les conséquences des accidents, les mécanismes lésionnels de 57 patients victimes de lésions du plexus brachial. Dans leur série, les avulsions des racines supérieures étaient causées par des impacts sur la partie supérieure de l'épaule ipsilatérale, entraînant un abaissement brutal de celle-ci, alors que les avulsions des racines inférieures étaient causées par deux types de mécanismes différents, impliquant soit une retropulsion scapulaire (ceinture de sécurité), soit une hyperabduction de l'épaule ipsilatérale. Bien que présentant des points communs avec les mécanismes décrits par Coene, notamment d'effet de l'abaissement brutal de l'épaule ipsilatérale sur les racines supérieures, ou la position d'hyperabduction de l'épaule sur les racines inférieures, certaines divergences sont à relever, notamment l'effet de la retropulsion scapulaire sur les racines inférieures.

Il est par conséquent difficile d'affirmer, au vu de la discordance des données de la littérature en ce qui concerne les lésions observées en pratique clinique et malgré certains points communs, les mécanismes exacts à l'origine des lésions en traction du plexus brachial.

En ce qui concerne les régions anatomiques touchées, deux tiers des lésions en traction du plexus brachial impliquent la région supraclaviculaire ; le dernier tiers implique les régions plus distales, retroclaviculaire ou infraclaviculaire, contenant les divisions, les faisceaux ou les branches terminales du plexus [66]. Chez certains patients, un double niveau lésionnel peut exister, supraclaviculaire et infraclaviculaire, et doit toujours être suspecté. Les fac-

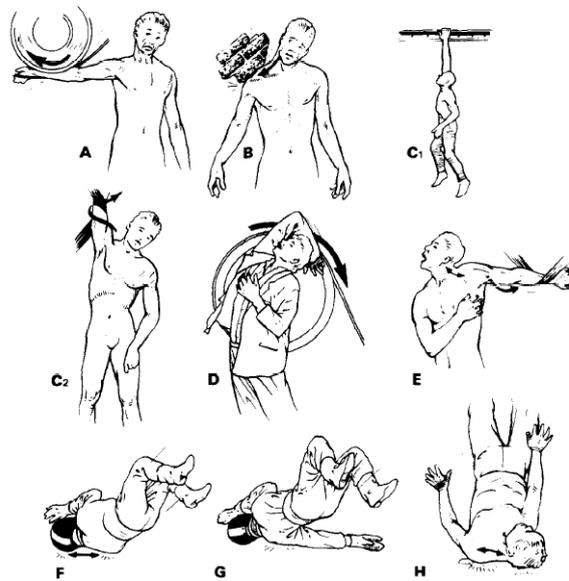


FIGURE 1.13 – Mécanismes traumatiques du plexus brachial selon Coene [9].

teurs principaux déterminant l'importance des lésions semblent être l'énergie du traumatisme principalement, et secondairement la direction de traction, avec la position de l'épaule et de la région cervicale lors du traumatisme.

Ainsi, un même patient peut présenter des lésions de nature différente à différents niveaux ; par exemple, les racines inférieures peuvent être avulsées, C7 ou le tronc moyen peut être rompu (type V de Sunderland), et le tronc supérieur peut être en continuité mais présenter des lésions internes (types I à IV et Sunderland). Cette variabilité dans l'étendue des lésions au sein d'un même plexus brachial explique pourquoi une récupération spontanée peut être possible dans certains cas mais pas d'autres semblant pourtant similaires.

Cliniquement, certains schémas lésionnels sont plus fréquents, comme les lésions supraclaviculaires, décrites selon les niveaux métamériques ou les troncs impliqués, les lésions retroclaviculaires, impliquant les divisions, et les lésions infraclaviculaires, impliquant les faisceaux et les branches terminales.

Lésions C5-C6 Environ 15% des patients victimes de lésion du plexus brachial se présentent avec un tableau de lésion C5-C6 ou du tronc supérieur [66]. Ces patients présentent une instabilité de l'épaule, une paralysie de l'abduction et des rotations interne et externe d'épaule, une paralysie des fléchisseurs du coude ainsi que de la supination. Un déficit sensitif est égale-

ment présent dans les régions C5 et C6 (moignon de l'épaule et face latérale du bras et de l'avant bras). L'extension du coude est normale, ainsi que les fonctions distales du poignet et de la main.

Lésions C5-C7 Dans 20 à 35% des cas [66], la paralysie de C5 et C6 sera accompagnée par un déficit partiel ou complet de C7 ou du tronc moyen. Ces patients présentent donc en plus du tableau décrit ci dessus, un déficit plus ou moins sévère des extenseurs du coude, du poignet, et quelquefois des doigts. La contribution de C7 à l'extension des doigts et du poignet, et parfois même du flechisseur profond des doigts, est variable selon les patients et peut mener à différents tableaux déficitaires. Les déficits sensitifs sont ceux décrits en C5-C6, associés à des déficits de la partie centrale de la main, du pouce au majeur.

Lésions C8-T1 Environ 10% des patients [66] présentent des lésions isolées de C8 et T1. Ces patients présentent des paralysies distales, touchant les muscles intrinsèques de la main, associées à des déficits plus ou moins prononcés des muscles extrinsèques de la main. Les déficits sensitifs concernent les doigts ulnaires, et le bord medial de l'avant bras et du bras. Les lésions des racines inférieures, notamment de T1, sont également responsables du syndrome de Claude Bernard Horner (triade myosis, ptosis, enophthalmie) associé à une anhydrose de l'hémiface ipsilatérale, en raison de l'avulsion des contributions thoraciques au système sympathique.

Lésions panplexiques (C5-T1) Les paralysies complètes du plexus brachial surviennent dans 50 à 75% des cas de lésions supraclaviculaires du plexus brachial [66]. Ces patients présentent un membre supérieur entièrement paralysé et insensible.

Lésions infraclaviculaires et des branches terminales Les lésions retroclaviculaires et infraclaviculaires concernent les niveaux des divisions et des faisceaux. Elles sont fréquemment associées à des fractures claviculaires et parfois vasculaires. Quelques schémas lésionnels sont plus fréquents, comme les lésions du faisceau postérieur (nerfs radial et axillaire), ou des lésions isolées du nerf axillaire ou du nerf suprascapulaire.

Options thérapeutiques chirurgicales

De nombreuses études portant sur l'exploration et la reconstruction du plexus brachial suite à un traumatisme en traction rapportent les bénéfices

de l'intervention chirurgicale chez de nombreux patients [68, 69, 70, 71]. L'indication chirurgicale se porte chez les patients qui n'ont pas d'espoir de récupération spontanée, ou dont la récupération spontanée donne des résultats insuffisants.

Chez les patients victimes de traumatismes par traction du plexus brachial, l'absence à ce jour de moyen d'identifier clairement la présence d'une rupture nerveuse complète ou d'une avulsion de racine impose au chirurgien une période d'observation au cours de laquelle des signes de récupération spontanée, cliniques ou électromyographiques, vont être recherchés.

Timing de la chirurgie La décision concernant le timing de la chirurgie de reconstruction du plexus brachial repose sur les trois principes suivants [72] :

- les meilleurs résultats fonctionnels sont ceux des patients qui récupèrent spontanément, sans intervention chirurgicale ;
- l'intervention chirurgicale est indiquée pour les patients qui ne présentent aucun espoir de récupération spontanée, ou dont la récupération spontanée ne permet pas une fonction suffisante ;
- la plupart des séries montre que la qualité du résultat fonctionnel de la chirurgie est inversement proportionnelle au délai entre le traumatisme et l'intervention chirurgicale.

Selon ces trois principes, la reconstruction primaire du plexus brachial peut être initiée, selon les cas, soit immédiatement après le traumatisme, soit dans un délai de plusieurs mois.

Si la reconstruction primaire immédiate du plexus brachial est évidente dans le cas des lésions ouvertes (e.g. blessure par arme blanche) afin de permettre la réparation immédiate des structures nerveuses lésées, elle est beaucoup moins commune dans le cas des lésions fermées (e.g. traumatismes par traction), où une période d'observation est nécessaire afin de permettre la récupération spontanée des déficits initiaux.

Il n'existe à ce jour pas de consensus sur la durée de la période d'observation, et les avis divergent dans la littérature [68, 71, 73]. Bien que certains auteurs préfèrent une prise en charge chirurgicale très précoce, de l'ordre de 2 semaines après le traumatisme, afin de faciliter le geste chirurgical en évitant les phénomènes fibrotiques et cicatriciels [68, 74], la plupart des auteurs recommandent un délai limite de 5 à 6 mois [69, 70, 71], l'application d'un délai plus court n'ayant pas fait la preuve d'un bénéfice fonctionnel statistiquement significatif [75, 73]. Dans une récente revue de la littérature sur 43 études, Martin et al. relèvent de meilleurs résultats fonctionnels (proportion de récupération avec BMRC supérieur ou égal à 4) lorsque la chirurgie est

effectuée avant 6 mois [71].

Abords chirurgicaux

Abord à ciel ouvert Les éléments du plexus brachial sont exposés classiquement via un abord supraclaviculaire (éléments proximaux : racines, troncs, nerf suprascapulaire) et/ou infraclaviculaire (éléments intermédiaires et distaux : divisions, faisceaux, branches terminales) (Figure 1.14).

La variabilité des abords chirurgicaux du plexus brachial réside principalement dans le dessin des incisions utilisées. Classiquement, une incision en zigzag (Figure 1.15) est utilisée : l'incision supra claviculaire peut débuter aussi proximale que l'angle de la mandibule, suivre le bord postérieur du muscle sternocleidomastoïdien, jusqu'au milieu de la clavicule, puis rejoindre l'incision infra claviculaire qui s'étend jusqu'au relief de l'apophyse coracoïde avant de plonger dans le sillon deltopectoral pour rejoindre le cas échéant la région axillaire. Certains chirurgiens préfèrent utiliser des incisions séparées, ou diminuer la taille de ces dernières.

Après l'incision cutanée, le platysma est incisé et les branches du plexus cervical sont identifiées et protégées. La veine jugulaire externe est identifiée et rétractée, et la dissection se poursuit au bord postérieur du muscle sternocleidomastoïdien, qui est rétracté médialement, et dont la moitié latérale est désinsérée par certains chirurgiens. La couche superficielle du fascia cervical profond est ouverte et le tissu adipeux cervical est rétracté. Le muscle omohyoïdien ainsi que les vaisseaux cervicaux transverses sont identifiés et sectionnés. Ainsi sont exposés les éléments proximaux et supérieurs du plexus brachial, i.e. le tronc supérieur et les racines C5 et C6 (Figure 1.14). La racine C7 et le tronc moyen sont retrouvés entre les muscles scalènes antérieur et moyen. Plus caudales et postérieures sont retrouvées les racines inférieures C8 et T1, qui sont usuellement difficiles d'accès, et au contact direct de l'artère sous clavière.

L'abord infraclaviculaire du plexus brachial permet d'en exposer les faisceaux et les branches terminales. Une fois la peau incisée, l'abord suit le sillon deltopectoral où la veine céphalique est préservée et écartée. Le muscle grand pectoral peut être désinséré de sa terminaison sur l'humerus puis le muscle petit pectoral est désinséré de l'apophyse coracoïde afin d'exposer le plexus brachial et ses branches terminales. A ce niveau, l'artère et la veine axillaires sont au contact direct du plexus brachial et particulièrement à risque de lésion per opératoire.

Ces incisions permettent une exposition large du plexus brachial (Figure 1.16), mais la dissection extensive des tissus environnant le plexus brachial

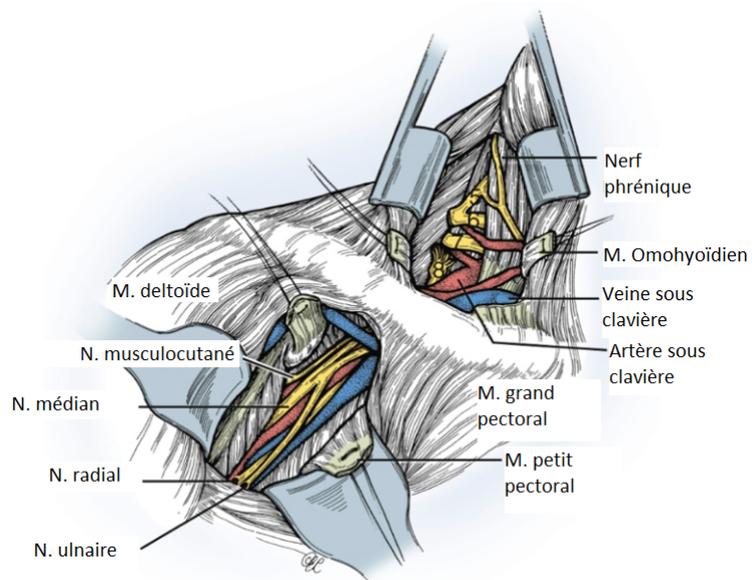


FIGURE 1.14 – Représentation schématique des abords supra et infra claviculaires du plexus brachial. La partie supra claviculaire du plexus brachial est située en arrière du muscle omohyoïdien et la partie infra claviculaire en arrière du muscle petit pectoral. Adaptation d'un schéma issu de [6]. M : muscle. N : nerf.



FIGURE 1.15 – Abord classique du plexus brachial, supra et infra claviculaire, préopératoire immédiat. Collection privée A. Perruisseau-Carrier.

expose à une dévascularisation de ce dernier ainsi qu'à des phénomènes fibrotiques cicatriciels, tous deux susceptibles d'entraver la repousse axonale et responsables de cicatrices pouvant être douloureuses et/ou disgracieuses.

Abord endoscopique L'abord endoscopique du plexus brachial a été développé dès 2014, par l'utilisation du robot chirurgical Da Vinci® (Intuitive Surgical™) (Figure 1.17) [10]. L'abord endoscopique du plexus brachial permet, de la même manière que la chirurgie de l'appendicite (appendicectomie) est réalisée aujourd'hui par laparoscopie, de limiter la taille des incisions nécessaires ainsi que la dissection des tissus, et par là même la genèse de fibrose post opératoire. Cependant, si la chirurgie par voie ouverte – lors de laquelle le repérage est facilité par la présence de certaines structures anatomiques (vasculaires et musculaires) – nécessite une expertise technique certaine, la chirurgie par voie endoscopique ne permet pas l'identification de ces mêmes jalons au cours de la dissection (Figure 1.18), et ajoute à la difficulté technique une difficulté de repérage extrêmement handicapante, aggravant par conséquent le risque de lésions des structures anatomiques cruciales environnantes (artérielles, veineuses, pulmonaires) dont les conséquences peuvent être dramatiques. Ces difficultés n'ont à ce jour pas permis l'application de la chirurgie endoscopique du plexus brachial en routine clinique, et nous encourageant à nous tourner vers le développement d'aides à la navigation per opératoire telles celles qui existent pour la chirurgie laparoscopique [76].

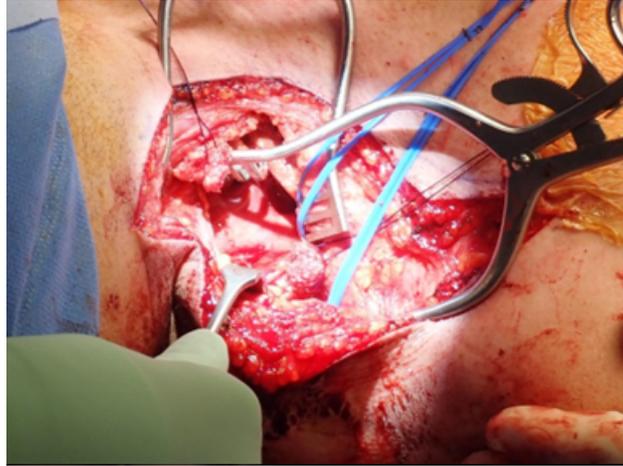


FIGURE 1.16 – Abord classique du plexus brachial, supra et infra claviculaire, vue peropératoire. Collection privée A. Perruisseau-Carrier.



FIGURE 1.17 – Utilisation du robot Da Vinci ® pour la chirurgie endoscopique du plexus brachial. Image issue de [10].

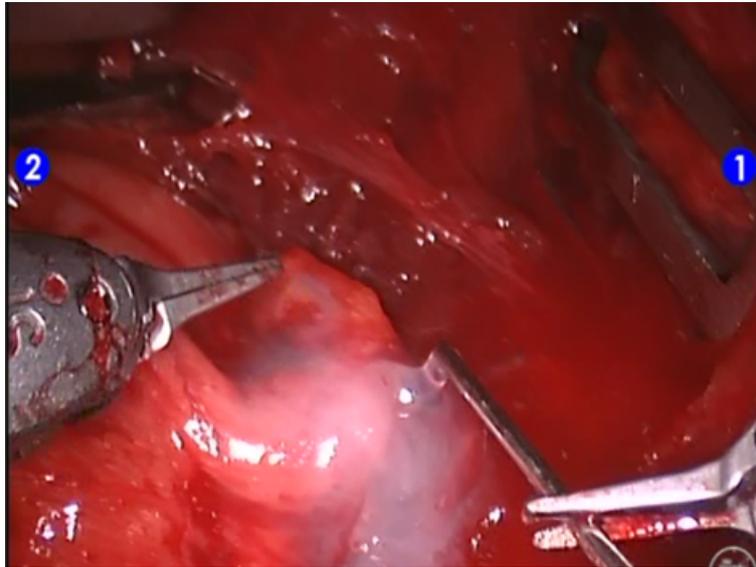


FIGURE 1.18 – Vision per-opératoire lors de la chirurgie endoscopique du plexus brachial. Collection privée, Pr P. Liverneaux.

Conclusion

Dans cette première section, nous avons présenté les particularités morphologiques du nerf périphérique, en particulier la dualité axones-tissu conjonctif, et l'organisation de ce dernier en trois couches : l'épinèvre, la plus périphérique, le périnèvre, entourant les fascicules et théoriquement la plus résistante aux mécanismes de traction, et l'endonèvre, entourant les axones. Nous avons décrit la transition entre le SNC et le SNP au travers de la racine médullaire, et la position charnière du plexus brachial entre les deux systèmes nerveux, central et périphérique. Le plexus brachial emprunte ainsi des caractéristiques aux deux systèmes, en fonction de ses zones, proximales ou distales. Sur le plan histologique, nous avons constaté la rareté des données concernant le plexus brachial, concentrées en une seule étude, celle de Bonnel, [8], qui démontre que la quantité de tissu conjonctif au sein du plexus brachial augmente de proximal en distal, ainsi que le nombre de fascicules, alors que la taille des fascicules et le nombre d'axones suit une tendance décroissante de proximal en distal. Nous disposons ainsi d'une piste morphologique, microstructurelle, expliquant la prédominance des lésions du plexus brachial aux niveaux proximaux qui est observée en pratique clinique.

Un état de l'art des connaissances en termes de mécanismes lésionnels du plexus brachial a été réalisé, exposant les hypothèses cliniques théoriques initiales de Barnes et de Coene [29, 9], qui ne reposaient sur aucune étude

mécanique ni clinique systématique et avaient pourtant été reprises un demi siècle durant ; nous avons également présenté les travaux cliniques plus récents [30] qui les remettent en question et démontrent que la compréhension des mécanismes lésionnels du plexus brachial ne sont pas encore élucidés. Nous avons ainsi constaté le manque de données et les contradictions existantes dans la littérature à ce sujet. Nous verrons dans la section suivante un certain nombre de tentatives d'études mécaniques, plus ou moins rigoureuses, et de modélisation du comportement du plexus brachial en traction qui ont pour but d'améliorer la compréhension de ces mécanismes lésionnels.

Enfin, les options thérapeutiques chirurgicales ont été abordées, nous mettant face à un choix cornélien : un abord chirurgical à ciel ouvert, avec une meilleure visualisation des structures anatomiques et un meilleur repérage au prix d'une récupération entravée par les phénomènes cicatriciels extensifs, ou un abord endoscopique, moins pourvoyeur de fibrose mais exposant à des difficultés de repérage cruciales à proximité de structures vasculaires dont une lésion peut avoir des conséquences dramatiques. Dans ce dernier cas, un outil d'aide à la navigation per-opératoire, à l'image d'un "GPS", présente tout son intérêt. Le développement d'un tel outil nécessite d'identifier les lois de comportement mécanique permettant l'ajustement du modèle géométrique du plexus brachial lors de sa mobilisation par le chirurgien ; la section suivante s'attache donc à décrire les modèles mécaniques d'intérêt pour la modélisation des tissus biologiques, leurs applications et leurs limites.

1.2 Comportement mécanique des tissus biologiques

Symboles

W	Fonction d'énergie de déformation
\mathbf{F}	Tenseur gradient de transformation
\mathbf{X}	Vecteur de position dans la configuration de référence (non déformée)
\mathbf{x}	Vecteur de position dans la configuration courante (déformée)
\mathbf{R}	Tenseur de rotation pure
\mathbf{U}	Tenseur d'élongation pure droit
\mathbf{V}	Tenseur d'élongation pure gauche
\mathbf{E}	Tenseur de Green Lagrange
I_i	i ème invariant du tenseur gradient de transformation \mathbf{F}
J	Jacobien du tenseur gradient de transformation (I_3)
\mathbf{C}	Tenseur d'élongation ou de dilatation Cauchy-Green droit, description Lagrangienne
\mathbf{B}	Tenseur d'élongation ou de dilatation Cauchy-Green gauche, description Eulérienne
\mathbf{P}	Premier tenseur de Piola-Kirchhoff, tenseur de Boussinesq
\mathbf{S}	Second tenseur de Piola-Kirchhoff, tenseur de Piola-Lagrange
f	Force dans la configuration courante non déformée
A_0	Aire de la section dans la configuration non déformée de l'éprouvette
A	Aire de la section dans la configuration déformée de l'éprouvette
p	Pression hydrostatique
\mathbf{m}_0	Vecteur unitaire représentant la direction principale de la 1e famille de fibres dans la configuration de référence
\mathbf{m}	Vecteur unitaire représentant la direction principale de la 1e famille de fibres dans la configuration courante
\mathbf{m}'_0	Vecteur unitaire représentant la direction principale de la 2e famille de fibres dans la configuration de référence
\mathbf{m}'	Vecteur unitaire représentant la direction principale de la 2e famille de fibres dans la configuration courante
\mathbf{G}	Tenseur structure de la 1e famille de fibres
\mathbf{G}'	Tenseur structure de la 2e famille de fibres
λ_{fi}	Elongation des fibres de i^{eme} famille
w_i	$\partial W / \partial I_i$.
S	Fonction objective à optimiser
\mathbf{c}	Set de paramètres modèles
\mathbf{D}	Tenseur de rigidité
\mathbf{q}	Vecteur flux de chaleur
s	Entropie spécifique
\mathbf{D}^p	Partie plastique du tenseur de déformation

λ_i	élongation principale dans la direction i
σ	Tenseur de contrainte de Cauchy
φ	Angle entre la direction principale de la famille de fibres et la direction de sollicitation
ϵ	Tenseur de déformation lagrangien infinitésimale droit
ρ_0	masse volumique dans la configuration de référence
ρ	masse volumique dans la configuration courante
Ψ	Energie libre de Helmholtz
ξ	Vecteur des forces internes
θ	Temperature

Introduction

Comme de nombreux autres tissus biologiques, le nerf périphérique présente un comportement mécanique dit hyperélastique, associé à un comportement viscoélastique. De plus, les propriétés du nerf seront différentes en fonction de la direction dans laquelle il est sollicité. En effet, le nerf est composé de fibres longitudinales organisées en faisceaux, et cette organisation implique un comportement mécanique différent lorsque la sollicitation mécanique est effectuée dans l'axe des fibres par rapport à toutes les autres directions de sollicitation. Ces matériaux dont le comportement mécanique varie en fonction de la direction de sollicitation sont appelés matériaux anisotropes. Dans ces matériaux anisotropes, ceux qui présentent des fibres organisées en faisceaux et donc un axe de symétrie sont appelés matériaux isotropes transverses.

Au sein de cette section, nous exposons tout d'abord une revue bibliographique des études de caractérisation mécanique des nerfs périphériques en général (1.2.1) et du plexus brachial en particulier (1.2.2), puis des modèles géométriques du plexus brachial existant ce jour dans la littérature (1.2.3). Enfin, nous rappelons les modèles hyperélastiques d'intérêt utilisés dans la littérature ou utilisables pour la modélisation du comportement biomécanique des nerfs périphériques (1.2.4).

1.2.1 Etudes du comportement mécanique des nerfs périphériques

De nombreuses études portant sur les nerfs périphériques ont montré que la réponse mécanique du nerf était liée au type de lésion [77], à l'organisation histologique du nerf (proportion de fascicules) [78], mais aussi aux conditions d'essai (vitesse de chargement, cyclage, conservation et/ou fixation des tissus) [79, 12, 15, 25, 13, 80, 14, 81, 16, 82, 17]. L'historique des traumatismes préalablement subis par le tissu modifie également la réponse de ce tissu à la sollicitation mécanique. Par exemple, Beel [83] a démontré sur le nerf sciatique de la souris des modifications de la raideur suite à un traumatisme par écrasement. Ainsi, pour décrire la réponse biomécanique d'une structure biologique à une sollicitation, il est nécessaire de prendre en compte non seulement le comportement propre des matériaux constituant cette structure, mais aussi leur géométrie, et leur histoire.

Outre une composante hyperélastique, le comportement mécanique du nerf présente également une composante viscoélastique, permettant de protéger l'intégrité du nerf périphérique dans les amplitudes articulaires normales et préservant l'intégrité des fibres nerveuses à faible vitesse [78, 84], mais en-

traînant également une rétraction des tissus *in vivo* après section [85]. Dans ces conditions, plusieurs points doivent être pris en compte lors de l'étude du comportement mécanique des nerfs périphériques : la différenciation entre sollicitations à forte et faible vitesse, la réalisation de cycles de précharge préalable reproduisant les conditions physiologiques de sollicitation du nerf, la conservation des tissus et les conditions d'hygrométrie lors des tests mécaniques.

Ma et al ont décrit les propriétés mécaniques des nerfs ulnaire (4 specimens) et médian (2 specimens) [25]. Les specimens testés étaient frais-congelés, non fixés, et des essais de traction monotone à rupture étaient conduits à une vitesse de 3mm/min ; cependant, aucun dispositif ne permettait d'en limiter la déshydratation au cours des essais.

L'étude de Ma et al. rapportait un comportement hyperélastique et viscoélastique du nerf, sans cependant rapporter de valeurs de contrainte ou de déformation maximales ni de module d'élasticité.

Kerns et al ont décrit les propriétés mécaniques des nerfs tibial et fibulaire au membre inférieur, tout en analysant histologiquement les spécimens après les essais conduits [11]. Leur travail démontre la présence d'ondulations au sein du périnèvre et des axones au sein des fascicules, ainsi que l'effet d'alignement entraîné par la traction longitudinale (Figure 1.19). Ils rapportent également des modules d'élasticité moyens de l'ordre de 10.41 MPa pour le nerf fibulaire, et de 9.50 MPa pour le nerf tibial.

1.2.2 Etudes mécaniques du plexus brachial *in vitro*

Les études disponibles dans la littérature à ce jour concernant le comportement mécanique du plexus brachial en traction sont rares et leurs résultats sont variables [12, 15, 25, 13, 80, 14, 81, 16, 82, 17]. Comme pour les nerfs périphériques, la variabilité des réponses obtenues peut être due à la conservation des tissus (i.e. fixé ou non fixé) ou à la méthodologie utilisée pour mesurer la déformation du plexus brachial, mais aussi à la complexité anatomique de la structure testée. Nous avons regroupé les études retrouvées selon les variables étudiées : l'effet de la vitesse de charge, l'effet de la direction de charge, et l'effet de la conservation des tissus.

La plupart des études retrouvées se base sur des spécimens humains adultes cadavériques [12, 25, 13, 16, 82, 17], ou des spécimens animaux [15, 80, 14, 81].

La plus ancienne étude retrouvée sur le comportement du plexus brachial en traction date de 1986 [12]. Destandau et al avaient à l'époque testé 48 racines spinales cervicales, prélevées sur cadavre (âge 63-90 ans) à une vitesse de 600mm/min, en traction monotone à rupture. Les structures testées

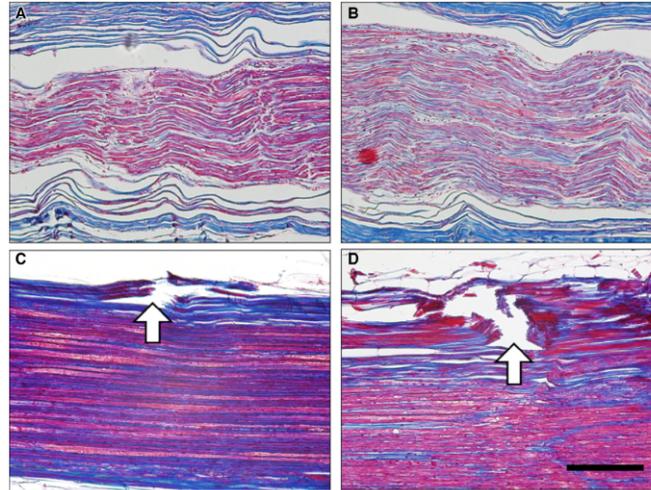


FIGURE 1.19 – Images histologiques rapportées par Kerns et al [11]. Les images de gauche représentent des coupes histologiques longitudinales de nerf fibulaire, avant (A) et après sollicitation en traction axiale (B), et celles de droite des coupes histologiques du nerf tibial, avant (C) et après (D) traction axiale.

étaient des hémis-rachis cervicaux prélevés en bloc avec leurs racines cervicales, dont 2 étaient fixés (formol) et les autres, frais congelés, Destandau ne s'intéressant pas aux différences entre ces deux groupes. L'apparence générale des courbes de contrainte-déformation rapportées est identique pour tous les spécimens (Figure 1.20) : des courbes en J dont la première partie est de faible module, correspondant à l'alignement des fibres de collagène suivies par une phase plus rigide quasi-linéaire à partir de laquelle est calculé le module d'élasticité du nerf. L'allongement du nerf continue jusqu'à atteindre une première contrainte maximale (pic) à partir de laquelle l'endommagement du nerf commence à avoir lieu avec une ou plusieurs phases de perte de résistance (phase descendante) due à la rupture d'une ou plusieurs racines. Après chaque rupture de racine, les racines encore intactes reprennent la résistance à la sollicitation mécanique. Ces mécanismes continuent de se dérouler jusqu'à la rupture totale du plexus brachial. On parle ici de rupture progressive. La résistance du nerf est calculée à partir du premier pic de force avant la première rupture. Ce dernier est nommé force à rupture. Destandau rapporte 16 cas d'avulsions radiculaires sur les 48 racines testées, les autres cas présentant des ruptures extra-radiculaires. Les forces moyennes à rupture étaient de 69.3 ± 27.8 N dans les cas d'avulsions radiculaires, et de 79.3 ± 26.3 N dans les cas de ruptures extra-radiculaires. Les racines C5, C6 et C7

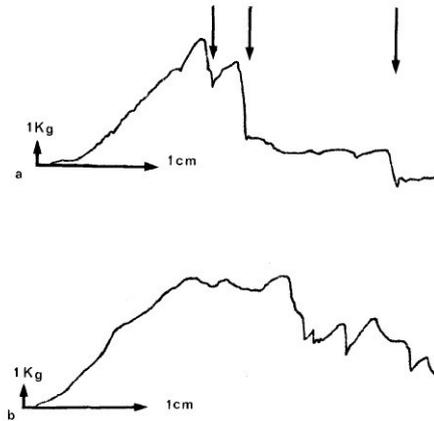


FIGURE 1.20 – Courbes de traction et de rupture présentées par Destandau [12]. Courbe a : arrachement radiculaire. Courbe b : rupture extra rachidienne du nerf rachidien.

sont rapportées comme étant plus résistantes aux phénomènes de traction car protégées par des expansions de la dure mère et des ligaments foraminaux. Les moyennes des forces à rupture pour chaque racine étaient situées entre 50 et 120N.

Effet de la vitesse de chargement Quatre études se concentrent principalement sur l'effet de la vitesse de chargement [13, 86, 39, 14].

Marani [13] en 1993, conduit ses expérimentations sur des plexus brachiaux fixés (20 spécimens) et non fixés (2 spécimens), en traction monotone à rupture à quatre vitesses différentes : 10 mm/min, 20 mm/min, 50mm/min, et 500mm/min. Les résultats expérimentaux suivent la même courbe générale que ceux de Destandau. Les auteurs décrivent également des courbes contrainte-déformation en "marches d'escalier" après la contrainte maximale (Figure 1.21), et attribuent cette forme à la rupture progressive des différentes tuniques fibreuses du plexus brachial, et émettent l'hypothèse que le péricône serait en continuité alors même que l'épinièvre aurait rompu. Aux plus basses vitesses, les auteurs décrivent une déformation à rupture allant jusqu'à un tiers de la longueur initiale du specimen testé, alors qu'aux vitesses les plus élevées, la déformation à rupture survient aux alentours de 3 à 5% d'élongation.

Nishida, en 2015, réitère ces expérimentations, en utilisant cette fois des spécimens issus de racines spinales lombo-sacrées de cochon, frais, conservés dans une solution saline [86]. Des essais de traction monotone à rupture sont

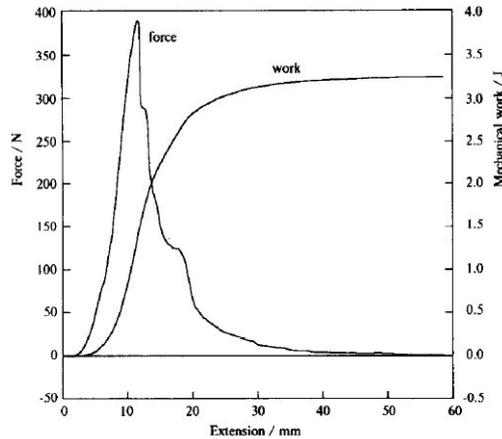


FIGURE 1.21 – Courbe de traction présentée par Marani [13], montrant la force en N et le travail mécanique en J. Cette courbe représente un essai de traction à une vitesse de 50mm/min, la longueur du nerf entre les clamps était de 19 mm et 8 mm étaient fixés dans les clamps à chaque extrémité.

effectués à trois différentes vitesses : 0.01, 0.1, 1 et 10cm/sec. Nishida et al retrouvent des modules d'élasticité moyens décroissants de 2.3MPa à 1.5MPa lors de l'augmentation des vitesses de sollicitation. Cependant, la dispersion des résultats de Nishida en termes de modules d'élasticité pour chaque vitesse de sollicitation ne nous permettent pas de conclure à une différence significative. La diminution des modules d'élasticité avec l'augmentation de la vitesse de sollicitation en traction semble discordante avec les autres résultats de la littérature à ce sujet, notamment ceux de Singh [39, 14].

Singh et al, en 2006 [39], conduit également des tests en traction uniaxiale monotone à rupture sur des spécimens de racines spinales lombo-sacrées de rat (96 spécimens), frais, conservés dans une solution saline, à 2 vitesses de sollicitation différentes : 0.01mm/sec (quasistatique) et 15 mm/sec (dynamique). Les modules d'élasticité sont significativement différents entre les deux groupes, 1.3MPa en sollicitation quasistatique, et 2.9MPa en sollicitation dynamique. De même, les contraintes maximales sont statistiquement différentes, cependant les déformations maximales ne le sont pas.

En 2018, Singh et al [14] reproduisent ces tests en traction uniaxiale monotone à rupture sur des segments (n=114) de plexus brachiaux obstétricaux et de nerfs tibiaux (n=22) de porcelets (3-5 jours), frais, conservés dans une solution saline. Les segments du plexus brachial sont répartis en troncs, faisceaux, et nerfs périphériques. Deux vitesses de sollicitation sont utilisées :

	BP trunks		BP chords		BP nerves		Tibial nerve	
Rates	0.01 mm/s	10 mm/s	0.01 mm/s	10 mm/s	0.01 mm/s	10 mm/s	0.01 mm/s	10 mm/s
N	32	25	14	13	8	12	10	8
Maximum load (N)	1.08 ± 0.10	2.12 ± 0.28 ^a	1.49 ± 0.30	4.77 ± 0.72 ^a	2.79 ± 0.71	4.97 ± 1.84	2.53 ± 0.70	4.81 ± 1.01
Maximum stress (MPa)	0.20 ± 0.02	0.45 ± 0.04 ^a	0.46 ± 0.02	1.31 ± 0.08 ^a	0.98 ± 0.10	3.51 ± 0.44 ^a	1.17 ± 0.26	3.07 ± 0.41 ^a
Strain	0.24 ± 0.04	0.34 ± 0.05	0.37 ± 0.07	0.32 ± 0.03	0.37 ± 0.06	0.29 ± 0.05	0.42 ± 0.08	0.34 ± 0.05
E value (MPa)	1.48 ± 0.19	2.02 ± 0.21 ^a	2.41 ± 0.40	6.39 ± 0.67 ^a	4.51 ± 0.53	14.87 ± 1.59 ^a	5.27 ± 1.35	14.83 ± 1.03 ^a

Note: Numbers of samples tested per segments are also provided.

^aSignificant differences between the two rates (0.01 and 10 mm/s).

FIGURE 1.22 – Résultats présentés par Singh [14]. Trunks : troncs. Chords : faisceaux. Nerves : branches terminales. Tibial nerve : nerf tibial.

0.01mm/sec (groupe A) et 10mm/sec (groupe B). Les valeurs de contrainte maximale, déformation maximale et module d'élasticité sont significativement plus hautes dans le groupe B. De même, ces valeurs sont significativement plus élevées dans le groupe "nerf tibial" que dans les groupes "troncs" et "faisceaux" (Figure 1.22). Il s'agit de la première et seule étude portant sur le plexus brachial néonatal.

Il est à noter qu'aucune des études décrites ci dessus ne prend en compte la longueur initiale des éprouvettes utilisées, ce qui impacte considérablement la pertinence des conclusions de ces différentes études. Il est en effet essentiel de considérer l'effet de la vitesse de déformation en prenant en compte la longueur initiale des éprouvettes afin de pouvoir effectuer des comparaisons à longueur équivalente.

Différences proximo-distales du plexus brachial Dans ses travaux de 2018, Singh a également décrit des différences en termes de caractéristiques mécaniques des régions proximales et distales du plexus brachial [14]. Les segments du plexus brachial étaient répartis en troncs, faisceaux, et nerfs périphériques. Singh retrouvait des différences statistiquement significatives en termes de module d'élasticité aux deux vitesses de sollicitation, avec un gradient de proximal en distal : à 0.01mm/sec, le module d'élasticité moyen des troncs était de 1.48MPa ; des faisceaux de 2.41MPa ; des nerfs périphériques de 14.87MPa ; et des nerfs tibiaux de 14.83MPa.

Effet de la direction de chargement Sachant que les lésions du plexus brachial peuvent survenir à différents niveaux, qu'il s'agisse d'avulsions de racines spinales ou de ruptures plus distales, et que le plexus brachial se si-

tue dans une région mobile (mobilité pluridirectionnelle du rachis cervical, mobilité de la ceinture scapulaire sur le thorax), il est nécessaire d'étudier le comportement du plexus brachial entier dans différentes directions de traction afin de modéliser au mieux les conditions de traumatisme. Il existe à ce jour peu d'études conduites sur plexus brachial humain cadavérique explorant l'effet de la direction de traction sur des plexus brachiaux entiers afin de déterminer l'effet de la direction de sollicitation sur le site de survenue des lésions [15, 16, 82, 17].

L'une des premières études sur le sujet a été réalisée par Kawai en 1989 [15]. Dix neuf lapins ont été utilisés pour la réalisation de tests en traction sur plexus brachial, dans 3 directions différentes : vers le haut, latérale, et vers le bas. Pour ce faire, le rachis cervical du lapin était fixé à l'aide de broches, et le membre supérieur du lapin était tracté dans l'une des directions sus nommées, à une vitesse de 500mm/min. Les auteurs décrivent des courbes en marches d'escalier de la même manière que Destandau, chaque marche correspondant à la rupture d'une racine (Figure 1.23). Les auteurs rapportent des forces maximales à rupture du plexus brachial de l'ordre de 20N (vers le haut) à 38 N (vers le bas). Les lésions retrouvées sont majoritairement des avulsions de racines, au niveau des racines cervicales de C6 à T1 (Figure 1.24). Les auteurs rapportent des déformations à rupture de l'ordre de 7 à 9% après l'analyse vidéo de marquages au bleu de méthylène. Bien que cette étude ait pavé la voie en terme d'expérimentation sur le plexus brachial, sa méthodologie reste discutable : nous relevons que la traction sur le membre supérieur entier reflète le comportement mécanique non seulement du plexus brachial mais aussi des structures ostéoarticulaires situées entre celui ci et le point de traction, et ne permet pas d'interpréter les résultats rapportés en termes de force maximale et contrainte maximale à rupture.

Zapalowicz et al, en 2000, ont démontré que la traction latérale du plexus brachial menait à des lésions de type avulsion radiculaire [16]. Onze plexus brachiaux, intacts, issus de 7 cadavres humains adultes, ont été prélevés après ablation des tissus musculaires et conjonctifs environnants au niveau cervical. La zone de prélèvement s'arrêtait au niveau des branches terminales du plexus brachial au niveau de la fosse axillaire. La partie proximale des spécimens, i.e. le rachis cervical, était fixée par broches au socle de la machine, et les branches terminales clampées dans les mors mobiles de manière à ce que la traction se fasse dans la direction latérale. Les plexus brachiaux étaient ainsi étirés à une vitesse de 10mm/min. La force maximale moyenne enregistrée était de 388.5N (217.7-546.3) (Figure 1.25), la contrainte maximale moyenne 2.6MPa (1.3-3.5) et la déformation maximale 38.6% (19.6-58.8). Les auteurs rapportent également les sites de rupture initiaux : C5 (n=2), C5 et C6 (n=1), C7 (n=1), C8 (n=3), C8 et T1 (n=1), tronc supérieur (n=1), faisceaux (n=2).

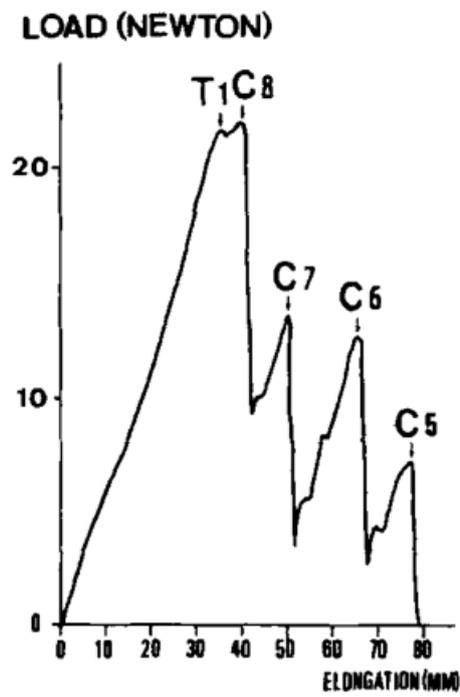


FIGURE 1.23 – Exemple de courbe charge-élongation rapportée par Kawai et al. [15] pour le groupe "traction vers le bas". On note que l'élongation rapportée correspond à l'élongation de l'ensemble du membre supérieur mobilisé. Les pics correspondent à la rupture des racines cervicales.

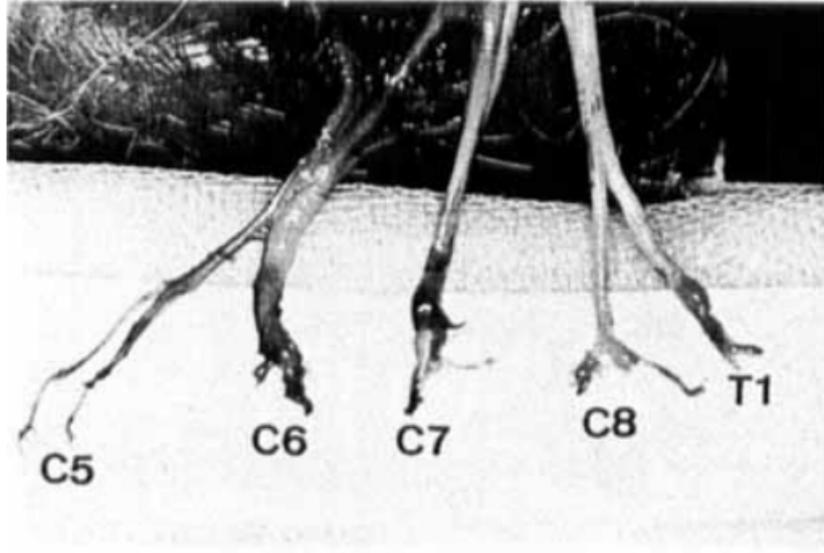


FIGURE 1.24 – Exemple de plexus brachial après sollicitation en traction. La racine C5 montre des signes de rupture post ganglionnaire, et les racines C6, C7, C8 et T1 montrent des signes d'avulsion. Photographie issue de Kawai et al. [15].

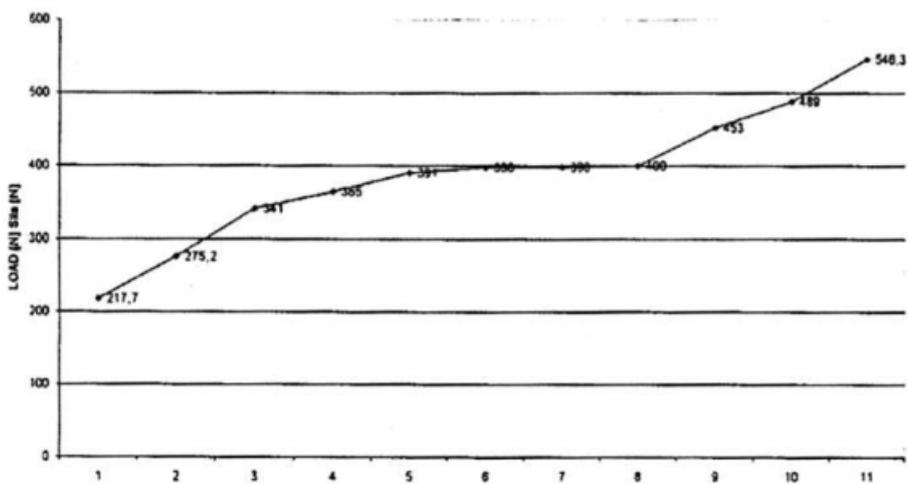


FIGURE 1.25 – Force à rupture sur plexus brachial complet (10mm/min). Figure issue de Zapalowicz et al. [16].

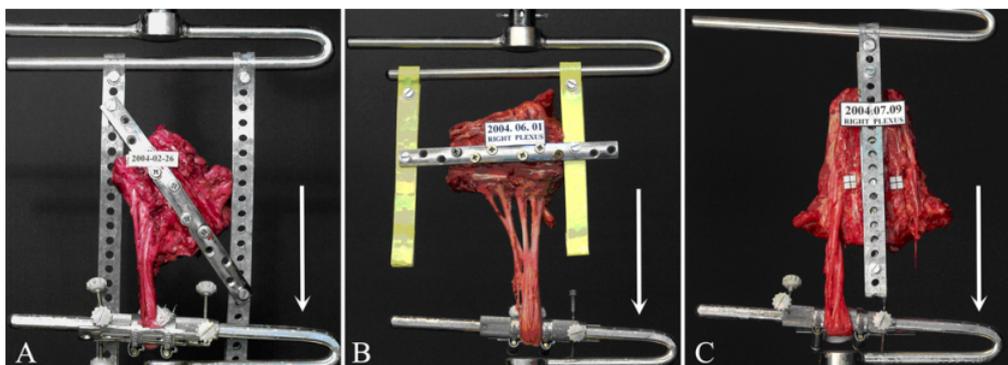


FIGURE 1.26 – Photographies représentatives des tests en traction effectués par Zapalowicz et al. [17]. Le rachis cervical est fixé à une barre métallique permettant d’orienter le plexus en fonction de la direction de traction souhaitée : parallèle à l’axe du rachis (groupe C), perpendiculaire à l’axe du rachis (groupe B), et selon un angle de 45° caudal (groupe A) par rapport à l’axe du rachis.

Plus récemment, en 2018, Zapalowicz et al [17] ont étudié le comportement en traction du plexus brachial en fonction de la direction de traction. Trois directions de traction différentes ont été utilisées : parallèle à l’axe du rachis (groupe C), perpendiculaire à l’axe du rachis (groupe B), et selon un angle de 45° caudal (groupe A) par rapport à l’axe du rachis (Figure 1.26). Trente spécimens frais ont été répartis en 3 groupes de 10. Les moyennes des forces maximales à rupture pour les groupes A, B et C étaient respectivement 665.0N, 588.0N, et 632.0N. Les auteurs ne décrivent pas les valeurs de déformation maximale. Sur les 30 spécimens testés, un total de 89 avulsions radiculaires et de 51 ruptures ont été rapportés par les auteurs (Figure 1.27). Les spécimens du groupe B représentaient la majorité des avulsions radiculaires (41/89). Parmi ceux ci, les racines les plus fréquemment touchées étaient C6 (10/41) et C7 (10/41). Cependant, sur le total des avulsions radiculaires présentées tous groupes confondus, les racines les plus souvent atteintes étaient C7 (20/89), C8 (20/89), et T1 (20/89). Les lésions de type rupture étaient plus fréquentes dans le groupe A (traction à 45°) (24/51) et le groupe C (traction parallèle) (19/51). Le groupe B ne présentait que 8 cas de rupture. Dans les groupes A et C, les ruptures survenaient plus distalement, au niveau des divisions (10/24 et 7/19) ou des faisceaux (9/24 et 38/51). Au total, les ruptures survenaient majoritairement au niveau des divisions et des faisceaux, donc en distalité, et plus rarement au niveau des racines ou des troncs.

Ces études confirment l’existence d’une corrélation entre la direction de

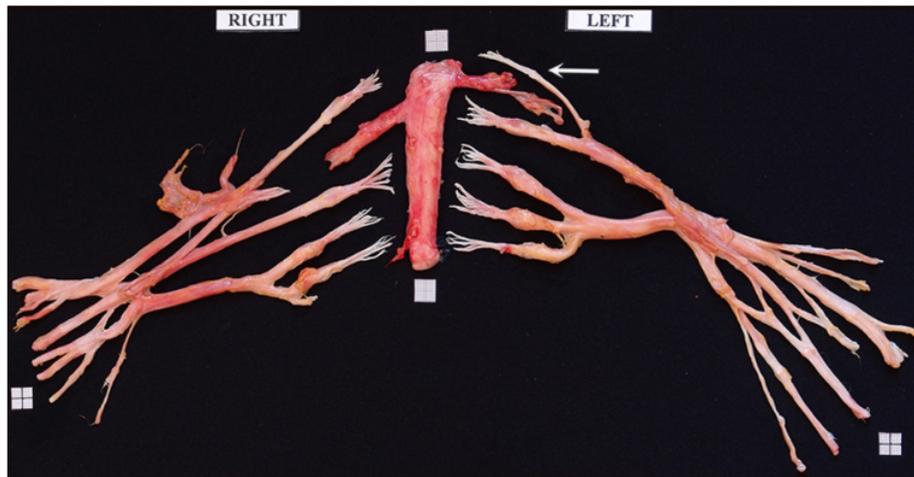


FIGURE 1.27 – Photographies représentatives d’un spécimen du groupe C après rupture. On note à droite des avulsions des nerfs spinaux C5 et C7 - T1, et une rupture de la branche antérieure de C6. A gauche, il existe des avulsions des nerfs spinaux de C5 à T1. Figure et légende issues de Zapalowicz et al. [17].

traction sur le plexus brachial et la survenue de lésions nerveuses ainsi que leur type [16, 17]. Ces deux études montrent également une cohérence dans les propriétés mécaniques et les valeurs de contrainte à rupture dans les différentes directions de sollicitation bien que les sites lésionnels diffèrent. Cependant, ces études réalisées *ex vivo* restent difficilement extrapolables aux conditions traumatiques *in vivo*, et montrent des contradictions avec ces dernières rapportées en pratique clinique (voir 1.1.4).

Effet de la fixation des tissus sur leur comportement mécanique La fixation des tissus, utilisant la plupart du temps le formol, ou par d’autres procédés [87], permet la conservation des tissus mous, au prix de la modification de leur aspect mais également de leurs propriétés mécaniques. Deux études se sont penchées sur le sujet en ce qui concerne les tissus nerveux [13, 87].

L’étude de Marani et al [13], déjà rapportée ci-dessus pour ses apports sur l’effet de la vitesse de chargement, a utilisé des tissus frais congelés et des tissus fixés (formol). Les valeurs de contrainte et de déformation à rupture rapportées sont respectivement de 0.25MPa et 5% pour les nerfs fixés, et de 0.14MPa et 3.3% pour les nerfs frais congelés. Bien que les différences entre ces valeurs soient faibles et peu significatives en pratique, le nombre de spécimens testés dans chaque catégorie reste faible, et une étude de plus

grande ampleur pourrait être souhaitable afin d'étudier plus avant l'effet de la fixation sur le comportement mécanique des tissus nerveux fixés.

Plus récemment, Southandel et al [87] ont rapporté l'effet de la fixation selon le procédé de Thiel [88] sur les tissus nerveux. Les nerfs médians de 9 spécimens anatomiques ont été utilisés, un côté non fixé et un côté fixé selon le procédé de Thiel. Les nerfs médians étaient étirés à une vitesse de 0.5% par seconde. Les auteurs rapportent des modules d'élasticité moyens de 7.45MPa du côté fixé, et 9.20MPa du côté non fixé, la différence n'étant pas statistiquement significative (test de Wilcoxon, $p=0.313$).

Cependant, bien que la fixation par le procédé de Thiel semble présenter des résultats prometteurs en termes de similarités biomécaniques avec les tissus frais et frais congelés, le faible nombre de specimens dans chaque série nous encourage à utiliser des tissus non fixés, afin de nous rapprocher au mieux des conditions physiologiques des tissus testés.

Les résultats des études menées sur plexus brachial, utilisant des matériaux non fixés, sont résumés dans le tableau 2.15. Nous pouvons remarquer des modules d'élasticité bien inférieurs au niveau des racines par rapport aux nerfs périphériques, parfois d'un facteur 10 [14]. On note également l'effet des vitesses de sollicitation sur les valeurs de module d'élasticité, de contrainte maximale et de déformation maximale.

1.2.3 Modèles géométriques existants du plexus brachial et des nerfs périphériques

A ce jour, seulement deux modèles éléments finis du plexus brachial ont été rapportés dans la littérature [19, 18].

Premier modèle éléments finis du plexus brachial publié, le modèle développé pendant mon travail de Master 2 [18] a été élaboré à partir de la segmentation manuelle d'IRM du plexus brachial droit d'un adulte sain, acquises dans 3 positions différentes d'abduction de l'épaule. Ce modèle comprenait les différentes régions du plexus brachial des racines jusqu'aux nerfs périphériques, et comparait la modélisation du comportement du plexus brachial par une loi élastique de Hooke, et une loi hyperélastique isotrope d'Ogden, lors de la mobilisation de l'épaule en abduction. La distance entre les modèles déformés du plexus brachial et les données vérités-terrains obtenues par IRM puis segmentées, à 45° et 135° d'abduction de l'épaule, était estimée à l'aide de points de repère anatomiques et une distance de Hausdorff était calculée. Les résultats de Perruisseau-Carrier et al montraient une meilleure estimation du déplacement du plexus brachial par un modèle hyperélastique d'Ogden (Figure 1.29), avec des distances inférieures à chacun des points

Auteurs	Type de tissu (frais)	Module d'élasticité (MPa)	Contrainte maximale (MPa)	Déformation maximale	Vitesse de sollicitation (mm/sec)	n
Beel 1986	Souris, racines spinales vs branches terminales	1.19 (racines) 7.0 (branches terminales)	3.02	0.46	1.0mm/sec	45
Nishida 2015	Cochon, racines spinales (NaCl)		2.3 ^a 1.7 ^b 1.5 ^c		^a 0.1, ^b 1, ^c 10 100 mm/sec	35
Singh 2006	Rat, racines spinales (37°C, NaCl)	1.3 ^A 2.9 ^B	0.26 ^A 0.62 ^B	0.29 ^A 0.31 ^B	^A 0.01 mm/sec ^B 15 mm/sec	68
Singh 2018	Porcelet, plexus brachial, nerf tibial	Troncs: 1.48 ^a , 2.02 ^b Faisceaux: 2.41 ^a , 6.39 ^b Branches terminales: 4.51 ^a , 14.87 ^b Nerf tibial: 5.27 ^a , 14.83 ^b	Troncs: 0.20 ^a , 0.45 ^b Faisceaux: 0.46 ^a , 1.31 ^b Branches terminales: 0.98 ^a , 3.51 ^b Nerf tibial: 1.17 ^a , 3.07 ^b	Troncs: 0.24 ^a , 0.34 ^b Faisceaux: 0.37 ^a , 0.32 ^b Branches terminales: 0.37 ^a , 0.29 ^b Nerf tibial: 0.42 ^a , 0.34 ^b	^a 0.01 ^b 10	104
Zapalowicz 2000	Humain, adulte, plexus brachial		2.6	0.39	10mm/min	7
Zapalowicz 2018	Humain, adulte, plexus brachial (NaCl, 20°C, 65%, traction uniaxiale, 3 groupes)	Groupe A : traction 45° inclinaison Groupe B : traction perpendiculaire à l'axe du rachis Groupe C : traction parallèle à l'axe du rachis	Lésions préganglionnaires: A: 24% B: 46% (C5-6-7) C: 30% (C8-T1)	Lésions postganglionnaires: A: 47% (divisions) B: 16% C: 37% (divisions & faisceaux)	200mm/min	15
Kawai 1989	Lapin, plexus brachial, traction sur le coude		Branche terminale: 46MPa Racine: 26 MPa	Branche terminale: 7-9% Racine: 7%	500mm/min	19

FIGURE 1.28 – Résumé des études de caractérisation mécanique du plexus brachial et utilisant des matériaux non fixés.

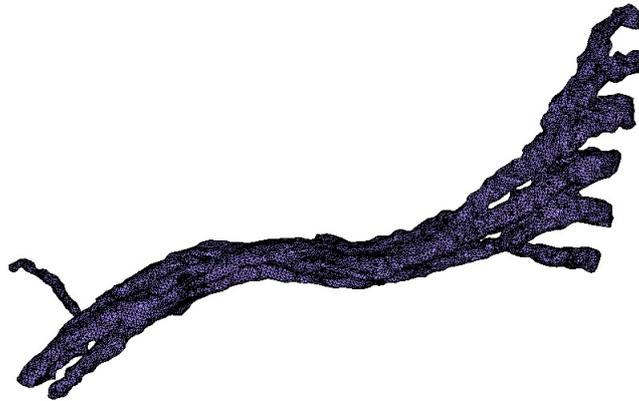


FIGURE 1.29 – Maillage du plexus brachial utilisé dans le modèle de Perruisseau-Carrier [18].

de repère anatomiques choisis, et une distance de Hausdorff inférieure par rapport aux données obtenues à l'aide d'une loi élastique de Hooke. Bien que ce modèle soit anatomiquement pertinent, sa résolution semble perfectible, et les différences de caractéristiques mécaniques des différentes régions du plexus brachial ne sont pas prises en compte. Enfin, seules deux lois de comportement mécanique sont abordées.

En 2018, Mihara et al proposent à leur tour une modélisation éléments finis du plexus brachial et de la moelle cervicale, afin d'étudier sa réponse à des sollicitations en traction dans différentes directions [19] : rétroflexion, latéroflexion, rotation du rachis cervical, et abduction du membre supérieur. Le modèle proposé est anatomiquement simplifié (Figure 1.30), et son comportement est considéré comme homogène et modélisé par une loi élastique de Hooke reprenant les propriétés mécaniques des racines spinales définies par Nishida [86]. En rétroflexion et en latéroflexion du rachis cervical, les déformations du plexus brachial semblent concentrées au niveau de la racine C5 et le tronc supérieur ; en abduction, les déformations semblent centrées sur les racines C7 et C8, ainsi que le tronc inférieur. Les taux de déformation atteints sont de l'ordre de 21% en rétroflexion, 15% en latéroflexion, et 16% en abduction de l'humerus. Toutefois, ce modèle ne prend pas non plus en compte les variations de comportement mécanique au sein du plexus brachial entre les éléments proximaux et distaux, et l'utilisation d'un modèle élastique homogène uniquement basé sur les caractéristiques matériau du nerf spinal reste discutable, avec les réserves déjà décrites sur les résultats présentés par Nishida.

Une modélisation plus fine du nerf périphérique avec prise en compte des



FIGURE 1.30 – Modèle éléments finis du plexus brachial utilisé par Mihara et al [19].

spécificités mécaniques des sous structures histologiques a été proposée par Chang [89] en 2015. Chang a élaboré un modèle éléments finis d'un nerf sciatique de rat, avec une différenciation claire de l'épinèvre, du périnèvre et de l'endonèvre. La géométrie des structures était déterminée par tomographie par cohérence optique, et chacune était considérée comme isotrope, homogène et incompressible. Le comportement hyperélastique de chaque structure était décrit par une loi d'Ogden de 1er ordre, alors que le comportement visco-élastique était modélisé par un modèle de Maxwell généralisé. Les différents paramètres du modèle étaient définis par analyse éléments finis inverse. A l'issue de la simulation d'essais de compression radiale comparée à des essais expérimentaux sur nerfs sciatiques murins, le module de cisaillement apparaît plus important dans le périnèvre, et plus faible dans l'endonèvre et l'épinèvre.

Cependant ce modèle ne différenciait pas l'endonèvre des axones au sein des fascicules, et considérait l'intérieur du fascicule comme composé exclusivement d'endonèvre.

Plus récemment, Stouthandel et al. [20] ont proposé une segmentation du plexus brachial à partir d'IRM et de TDM de spécimens anatomiques embaumés selon la technique de Thiel avec congélation. Les spécimens embaumés étaient positionnés sur la table de radiothérapie et congelés en place. La précision avec laquelle le plexus brachial était identifiable sur les séquences IRM représentait un critère de validation de ces dernières. Stouthandel et al ne précisent pas si la segmentation du plexus brachial a été réalisée de manière manuelle ou semi automatique. Le modèle 3D du plexus brachial ainsi obtenu permettait d'individualiser les troncs, divisions et faisceaux de manière plus marquée que le modèle 3D présenté par Perruisseau-Carrier et al. [18]. Le modèle de Stouthandel est présenté en Figure 1.31.

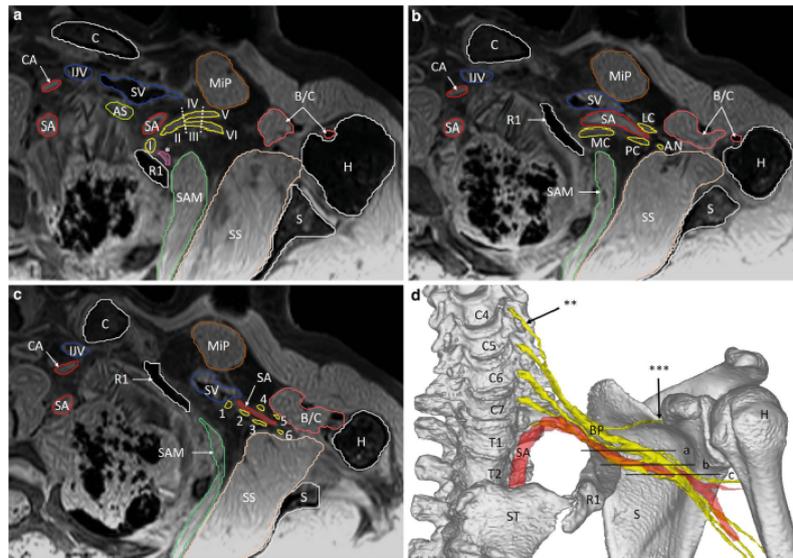


FIGURE 1.31 – Segmentation du plexus brachial proposée par Stouthandel et al [20]. a, b et c : segmentation 2D à partir de données IRM. d : reconstruction 3D.

La précision du modèle de Stouthandel en fait un apport extrêmement intéressant dans la modélisation géométrique du plexus brachial. Cependant, cette procédure impliquant une congélation reste malheureusement inapplicable en pratique clinique.

Conclusion

Cette étude bibliographique montre que les nerfs périphériques en général et le plexus brachial en particulier présentent un comportement mécanique hyperélastique et viscoélastique. Nous avons vu que le nerf périphérique et notamment le plexus brachial présentent une morphologie complexe, et que cette complexité se traduit au niveau biomécanique par un comportement complexe, impacté par la vitesse de sollicitation [13, 86, 39, 14], l'effet de la fixation des spécimens utilisés [13, 87], et enfin le type et la direction de sollicitation [15, 16, 82, 17]. Les travaux de Singh et al [14] ébauchent l'existence de différences de comportement mécanique entre les structures distales et proximales du plexus brachial. Nous notons à l'issue de cette étude bibliographique l'importance de la méthodologie dans la caractérisation mécanique des tissus biologiques et en particulier des nerfs périphériques et du plexus brachial, le comportement mécanique de ce dernier ne pouvant être considéré comme uniforme. Ces observations nous permettent de définir les conditions d'une

caractérisation mécanique rigoureuse par zones du plexus brachial développée en Chapitre 3, afin d'alimenter en perspective la modélisation éléments finis avec des modèles mathématiques représentatifs des différentes parties du plexus brachial.

Dans les sous sections suivantes, nous exposons les principaux modèles hyperélastiques (1.2.4) d'intérêt pour la modélisation des nerfs périphériques. L'aspect viscoélastique ne rentrant pas dans le cadre de ce travail, les modèles viscoélastiques ne seront pas traités dans cette thèse.

1.2.4 Modélisation mathématique du comportement hyperélastique

Hyperélasticité

Les matériaux qui peuvent se déformer de manière élastique à très grandes déformations sans dissipation d'énergie et pour lesquels est postulé l'existence d'une énergie de déformation sont appelés matériaux à comportement hyperélastique. De cette énergie de déformation dérive la loi de comportement. La formulation d'une loi de comportement satisfaisante en hyper-élasticité repose sur la proposition d'un potentiel élastique W , judicieux, objectif et respectant les symétries matérielles du matériau considéré. Les élastomères, les tissus biologiques, les mousses, sont des exemples de matériaux à comportement hyperélastique [90].

La Figure 1.33 montre une courbe contrainte-déformation typique d'un matériau hyperélastique : nous pouvons relever sur cette représentation les trois principales caractéristiques des matériaux à comportement hyperélastique que sont la capacité à supporter de très grandes déformations, un comportement non linéaire, et une augmentation exponentielle de la raideur de la courbe contrainte-déformation en grandes déformations. La partie initiale de la courbe, aussi appelée "toe region", correspond à l'alignement progressif des fibres, notamment de collagène. La deuxième partie de la courbe, ou partie linéaire, avec augmentation de la pente de la courbe, correspond à la sollicitation progressive des fibres alignées, et c'est sur cette partie linéaire qu'est calculé le module d'élasticité du matériau testé. Enfin, la troisième partie de la courbe, où la pente diminue progressivement, correspond à l'apparition de lésions microscopiques – rupture des fibres – puis macroscopiques au sein du matériau, créant un endommagement progressif jusqu'à rupture complète.

L'objectif de cette section est de présenter les modèles hyperélastiques les plus utilisés et en particulier les modèles construits sur la base phénoménologiques. Pour ce faire, les concepts de base de la mécanique des milieux continus en grandes transformations sont rappelés dans un premier temps, ainsi

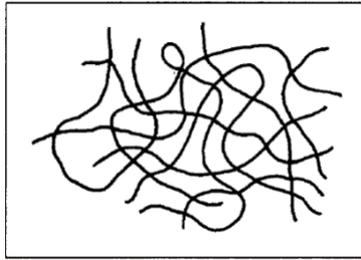


FIGURE 1.32 – Pelote statistique (Figure issue de [21]).

les différentes tensorielles utilisées dans la modélisation des milieux continus et la formulation des milieux hyper-élastiques sont présentées. Dans un second temps, les potentiels hyperélastiques les plus utilisés sont présentés.

Elastomères Un élastomère biocompatible est un polymère très utilisé dans le domaine médical grâce à ses propriétés mécaniques très intéressantes proches des tissus biologiques. Ces propriétés sont obtenues après un processus de synthèse (vulcanisation) permettant de créer des réticulations sous forme de ponts qui constituent des liaisons covalentes entre des molécules non consécutives de la chaîne polymère [91]. A une température supérieure à son T_g , cette conformation forme au repos un ensemble isotrope dit « pelote statistique », dans lequel les chaînes se replient de façon aléatoire en formant des enchevêtrements (Figure 1.32).

En présence de sollicitations extérieures, les réticulations empêchent les glissements irréversibles entre chaînes et donnent par conséquent des propriétés hyperélastiques à l'élastomère (capacité de récupérer sa forme originale après application de contraintes en grandes déformations), ainsi qu'une stabilité thermique [92].

En petites déformations, une faible raideur est observée sur le comportement en traction monotone des élastomères de grade médical. Cette faible raideur est due à la rupture des faibles liaisons de la pelote statistique (zone 1, élastique entropique) permettant ensuite la mobilité des chaînes polymériques au niveau atomique et leur alignement entre les liaisons covalentes (zone 2, quasi-plateau). Une fois les chaînes alignées avec la direction de sollicitation, une rigidification exponentielle apparaît, en raison de la résistance des chaînes à l'élongation en grandes déformations. Dans un état plus ordonné de la matière, l'entropie diminue et les chaînes tendent alors à maximiser leur entropie en s'opposant à la cause de la diminution de l'entropie, i.e. la sollicitation (zone 3) [93]. Il faut noter que dans certains cas, les enchevêtrements et les liaisons entre moléculaires sont suffisamment nombreux et résistants.

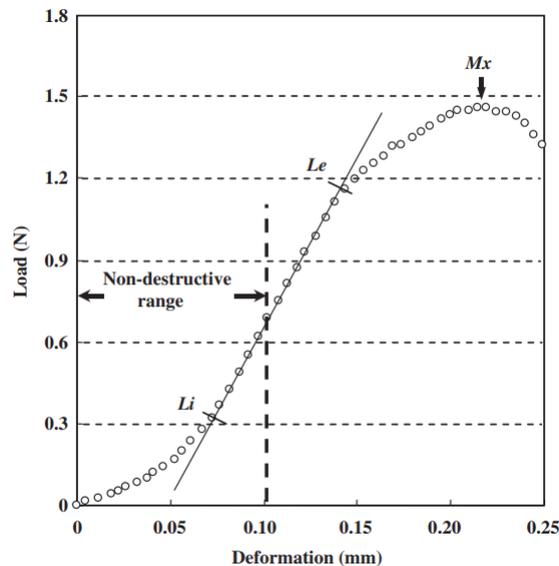


FIGURE 1.33 – Représentation d’une courbe contrainte-déformation typique d’un matériau à comportement hyperélastique (Figure issue de [22]).

Ils ne permettent pas ainsi un glissement entre les chaînes moléculaires sans frottement d’où l’absence de la zone 2 quasi-plateau (Figure 1.33).

Un tissu biologique : le nerf périphérique Le nerf périphérique, comme décrit en 1.1.2, est composé d’axones répartis en fascicules, et de trois couches de tissu conjonctif organisées du centre vers la périphérie, l’endonèvre, le périnèvre et l’épinèvre. Parmi ces trois couches de tissu conjonctif, le périnèvre est le principal contributeur à la résistance mécanique du nerf en traction mais aussi en compression, et est composé de fibres de collagène orientées en faisceaux longitudinaux et de fibres d’élastine.

En très petites déformations, les ondulations du nerf, que ce soit au niveau des axones, des fascicules, ou du tissu conjonctif, permettent une réserve de longueur et l’adaptation à des étirements physiologiques (e.g. arc de mobilité d’une articulation) [11, 3]. Lorsque la déformation augmente, les fibres de collagène ont un rôle important : elles commencent à se déplier, s’alignent et finissent par supporter la charge, augmentant la raideur du tissu sollicité.

En plus de sa capacité à supporter de grandes déformations, comme les tissus biologiques, le nerf présente des caractéristiques hautement anisotropes. En effet, son comportement est similaire à celui de composites renforcés de fibres. D’autres tissus biologiques présentent des caractéristiques similaires, tels que les tendons, les ligaments et les artères [94, 95].

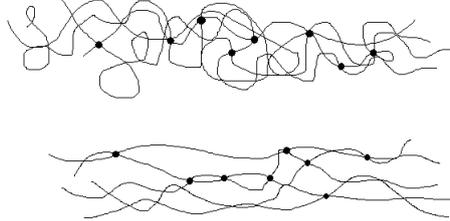


FIGURE 1.34 – Représentation des chaînes constitutives d’un polymère (haut). Les chaînes sont enchevêtrées et les liaisons (points de réticulation) entre celles-ci sont représentées par les points. La partie du bas représente l’alignement des chaînes lors de l’élongation.

Comme les autres tissus biologiques, le nerf est majoritairement composé d’eau, et est donc incompressible ou quasi-incompressible, et par conséquent présente de faibles variations de volume [96]. De ce fait, la plupart des modèles hyperélastiques considérés pour les tissus biologiques supposent que le tissu est incompressible.

Dans la sous section suivante, des rappels théoriques sur les grandes déformations sont présentés, et les modèles hyperélastiques d’intérêt pour la modélisation du comportement mécanique du nerf sont décrits, ainsi que leurs applications et leurs limites.

Théorie de la déformation finie

Les déformations des matériaux sont classées en deux types à savoir les déformations infinitésimales (petites), et les déformations finies (grandes). Les grandes déformations sont caractérisées par de grandes rotations du matériau, qui rendent caduque l’assomption de linéarité de la géométrie du matériau des déformations infinitésimales. Dans le cas des matériaux hyperélastiques, les déformations sont finies. Cette section contient des rappels sur la théorie des grandes déformations [97].

Cinématique des grandes déformations - Description de Lagrange et d’Euler Une déformation signifie un changement de forme ou de taille d’un matériau continu, d’une configuration non déformée (de référence) vers une configuration déformée (courante). Soit un solide déformable Ω occupant une configuration initiale donnée C^0 à l’instant t_0 . Ce même solide occupe la

configuration déformée C^t à l'instant t . On définit la fonction transformation ϕ qui associe à un point matériel $M(\bar{X})$ de C^0 le point $m(\bar{x})$ de C^t :

$$\mathbf{x} = \phi(\mathbf{X}) = \mathbf{X} + u(\mathbf{X}) \quad (1.1)$$

\mathbf{X} représente la position du point matériel M , \mathbf{x} celle de même point à l'instant t et u est le vecteur déplacement du point considéré.

Lorsque la configuration utilisée pour représenter les grandeurs forces, déplacements, vitesses, etc est la configuration non déformée, initiale C^0 , on parle d'une description Lagrangienne. Inversement, si toutes les grandeurs sont décrites dans la configuration déformée C^t , la description est appelée Eulérienne.

Gradient de transformation Le tenseur gradient de transformation (\mathbf{F}) est l'application linéaire tangente qui transporte un segment matériel $\partial\mathbf{X}$ de C^0 au segment matériel $\partial\mathbf{x}$ de C^t . Le gradient de transformation caractérise donc la transformation locale dans le matériau et il est défini par :

$$(\mathbf{F}) = \frac{\partial\phi(\mathbf{X})}{\partial\mathbf{X}} = \frac{\partial\mathbf{x}}{\partial\mathbf{X}} \quad (1.2)$$

Le tenseur gradient (\mathbf{F}) permet également d'obtenir les lois transformations des éléments d'aire et de volume. Ainsi un élément de surface dS de normale unitaire N défini dans C^0 se transforme en élément de surface ds de normale unitaire n dans C^t (équation 1.3) et un élément de volume dV^0 dans C^0 se transforme en dV dans C^t (équation 1.4).

$$nds = J(\mathbf{F})^{-T}NdS \quad (1.3)$$

$$\begin{aligned} dV &= JdV^0 \\ \text{et} \\ J &= \det(\mathbf{F}) = \frac{\rho_0}{\rho} \end{aligned} \quad (1.4)$$

où J est le Jacobien de la transformation, ρ_0 et ρ sont respectivement la masse volumique dans la configuration initiale et à l'instant t .

Élongation principale Le ratio d'élongation, ou élongation, est une mesure du ratio d'élongation d'un élément dans une direction donnée. Il est défini comme le ratio entre la longueur finale l^t et la longueur initiale L^0 du matériau dans une direction donnée,

$$\lambda = \frac{l^t}{L^0} \quad (1.5)$$

Lorsque la direction d'élongation coïncide avec une direction principale, l'élongation est appelée élongation principale.

Les valeurs propres de \mathbf{F} sont les ratios d'élongation dans les trois principales directions de déformation (étirement principaux), qui seront notées $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$. Si le tenseur gradient de transformation est symétrique ou sans rotation, alors il est diagonal quand il est décrit dans le référentiel donné par les directions principales. Dans ce cas, les élongations principales sont les éléments diagonaux du tenseur gradient de transformation.

$$\lambda_i = \mathbf{F}_{ii} (i = 1, 2, 3) \quad (1.6)$$

Invariants Les invariants d'un tenseur sont les valeurs qui ne changent pas, quels que soient le cadre de référence ou les rotations. Pour le tenseur gradient de transformation \mathbf{F} , on distingue trois invariants qui sont décrits en fonction des élongations principales par les équations suivantes :

$$I_1(\mathbf{F}) = \text{tr}(\mathbf{F}) = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 \quad (1.7)$$

$$I_2(\mathbf{F}) = \frac{1}{2}(\text{tr}(\mathbf{F})^2 - \text{tr}(\mathbf{F}^2)) = \lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1 \quad (1.8)$$

$$I_3(\mathbf{F}) = \det(\mathbf{F}) = \lambda_1\lambda_2\lambda_3 \quad (1.9)$$

Le troisième invariant du gradient de transformation donne une mesure du changement de volume (1.4) :

$$I_3(\mathbf{F}) = J = \det(\mathbf{F}) = \frac{V}{V_0} = \frac{\rho_0}{\rho} \quad (1.10)$$

où V_0 et V sont les volumes du matériau dans les configurations respectivement non déformée et déformée et ρ_0 et ρ sont les densités du matériau dans les configurations respectivement non déformée et déformée.

Décomposition polaire Le gradient de transformation peut être décomposé en rotation et déformation,

$$\mathbf{F} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{U} = \mathbf{V} \cdot \mathbf{R} \quad (1.11)$$

où \mathbf{R} est le tenseur orthogonal de rotation pure, et \mathbf{U} et \mathbf{V} sont les tenseurs d'élongations à droite et à gauche respectivement, ils sont symétriques définis positifs, ils possèdent les mêmes valeurs propres.

Tenseurs de déformation Le produit scalaire des deux vecteurs élémentaires dans la configuration instantanée, déformée est décrit en fonction des composants dans la configuration initiale par la relation suivante :

$$d\mathbf{x}^T d\mathbf{x}_1 = d\mathbf{X}^T \cdot (\mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F}) \cdot d\mathbf{X}_1 = d\mathbf{X}^T \cdot \mathbf{C} \cdot d\mathbf{X}_1 = d\mathbf{X}^T \cdot (\mathbf{U}^T \cdot \mathbf{U}) \cdot d\mathbf{X}_1 \quad (1.12)$$

Le tenseur Cauchy-Green droit \mathbf{C} correspond à une description lagrangienne du tenseur de dilatation. Inversement, le produit scalaire des vecteurs élémentaires dans la configuration initiale est exprimé à partir des vecteurs de la configuration déformée par :

$$d\mathbf{X}^T d\mathbf{X}_1 = d\mathbf{x}^T \cdot (\mathbf{F}^{-T} \cdot \mathbf{F}^{-1}) \cdot d\mathbf{x}_1 = d\mathbf{x}^T \cdot \mathbf{B}^{-1} \cdot d\mathbf{x}_1 \quad (1.13)$$

Le tenseur $\mathbf{B} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^T = \mathbf{V} \cdot \mathbf{V}^T$ est le tenseur de Cauchy-Green gauche de caractère Eulérien.

Les tenseurs \mathbf{C} et \mathbf{B} sont des tenseurs d'élongation ou de dilatation. Ils s'agit de tenseurs de transformation d'une mesure métrique entre la configuration initiale non déformée et la configuration instantanée déformée. Les tenseurs de dilatation sont symétriques et définis positifs. Leurs valeurs propres sont données par les élongations principales au carré $(\lambda_i)^2$.

Tenseurs de contraintes Il existe différentes mesures de contrainte dans l'étude du comportement des matériaux. Pour ce travail, nous allons définir certaines de ces mesures dans ce paragraphe.

La contrainte nominale (ou contrainte ingénieur ou contrainte conventionnelle) est une contrainte directement corrélée avec les mesures expérimentales, et définie dans le cas d'une sollicitation uni-axiale en traction ou en compression par

$$\sigma_n = \frac{f}{A_0} \quad (1.14)$$

où f est la force appliquée et A_0 la section de référence de l'éprouvette. La contrainte ingénieur est donc une mesure qui combine des données de la configuration de référence (mesure d'aire de section) et de la configuration instantanée (mesure de force).

Si on définit la section dans la configuration instantanée, déformée, on calcule ainsi la contrainte vraie :

$$\sigma_v = \frac{f}{A_t} \quad (1.15)$$

où A_t est l'aire de la section dans la configuration déformée de l'éprouvette.

Dans les grandes déformations, trois tenseurs de contrainte principaux sont usuellement utilisés : le tenseur de Cauchy, le 1er tenseur de Piola-Kirchhoff, et le 2nd tenseur de Piola-Kirchhoff.

Soit \mathbf{df} l'effort intérieur de cohésion exercé sur un élément de surface ds de la configuration déformée C^t .

$$\mathbf{df} = \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n} \cdot ds \quad (1.16)$$

On définit ainsi le vecteur contrainte \mathbf{t} par la relation :

$$\mathbf{t} = \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n} \quad (1.17)$$

Le tenseur de contraintes $\boldsymbol{\sigma}$ est appelé de Cauchy. Il permet de calculer le vecteur de contrainte \mathbf{t} dans la configuration déformée C^t . Le tenseur de contraintes $\boldsymbol{\sigma}$ est symétrique, son écriture dans la configuration actuelle lui donne un caractère eulérien et correspond au tenseur de contraintes vraies.

L'écriture de l'équation en fonction des grandeurs dans la configuration non déformée permet de définir le premier tenseur de Piola-Kirchhoff \mathbf{P} ou tenseur de Boussinesq en substituant (1.3) dans (1.16) :

$$\begin{aligned} \mathbf{df} &= \mathbf{P} \cdot \mathbf{N} \cdot dS \\ \text{avec} & \\ \mathbf{P} &= J \cdot \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{F}^{-T} \end{aligned} \quad (1.18)$$

Le pseudo-vecteur contraintes \mathbf{t}_0 décrit dans une description lagrangienne est défini par

$$\mathbf{t}_0 = \mathbf{P} \cdot \mathbf{N} \quad (1.19)$$

Étant donné que le premier tenseur de Piola-Kirchhoff \mathbf{P} est non symétrique, l'image de \mathbf{t}_0 par l'application \mathbf{F}^{-1} permet d'introduire un tenseur de contraintes lagrangien symétrique, le second tenseur de Piola-Kirchhoff ou tenseur de Piola-Lagrange \mathbf{S} :

$$\mathbf{S} = J \cdot \mathbf{F}^{-1} \cdot \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{F}^{-T} \quad (1.20)$$

Equations constitutives des matériaux hyperélastiques

Les équations constitutives des matériaux sont la formulation mathématique du comportement mécanique de ces matériaux et forment la base de leur modélisation mathématique.

Equations constitutives des solides Les équations constitutives des solides sont dérivées du Principe des Puissances Virtuelles (PPV), des lois de conservation ainsi que des lois thermodynamiques. Ces équations sont les suivantes :

$$\boldsymbol{\sigma} : \mathbf{D}^p - \rho \frac{\partial \Psi}{\partial \boldsymbol{\xi}} \dot{\boldsymbol{\xi}} - \mathbf{q} \cdot \frac{\nabla \Theta}{\Theta} \geq 0 \quad (1.21)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = \rho \mathbf{F} \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{E}} \mathbf{F}^T \quad (1.22)$$

$$s = - \frac{\partial \Psi}{\partial \Theta} \quad (1.23)$$

où \mathbf{D}^p est la partie plastique du tenseur taux de déformation, ρ est la densité du matériau dans la configuration courante, Ψ est l'énergie libre spécifique (de Helmholtz), $\boldsymbol{\xi}$ est le vecteur des forces internes, \mathbf{q} est le flux d'énergie, et Θ est la température.

Fonction d'énergie de déformation Par définition, l'hyperélasticité d'un matériau entraîne l'hypothèse de l'existence d'une fonction d'énergie libre de Helmholtz définie par unité du volume de référence. Dans le cas où cette fonction est uniquement fonction du gradient de transformation \mathbf{F} , alors elle est appelée fonction d'énergie de déformation ([98]). Elle est reliée à Ψ par la fonction suivante :

$$W = W(\mathbf{F}) = \rho_0 \Psi \quad (1.24)$$

avec ρ_0 la densité massique du volume non déformé.

L'énergie libre d'Helmholtz Ψ est la densité de l'énergie déformation (énergie de déformation par unité de masse) appelée également énergie libre spécifique.

La fonction d'énergie de déformation doit être égale à zéro dans la configuration de référence, et différente de zéro lorsqu'il y a déformation de telle manière que ([98])

$$W(\mathbf{I}) = 0 \quad (1.25)$$

$$W(\mathbf{F}) \geq 0 \quad (1.26)$$

Elle doit également tendre vers $+\infty$ si $\det \mathbf{F}$ approche soit $+\infty$ soit 0^+ , i.e.

$$W(\mathbf{F}) \rightarrow +\infty \quad \text{quand} \quad \det \mathbf{F} \rightarrow +\infty \quad (1.27)$$

$$W(\mathbf{F}) \rightarrow +\infty \quad \text{quand} \quad \det \mathbf{F} \rightarrow 0^+ \quad (1.28)$$

Le potentiel élastique W doit respecter le principe d'indifférence matérielle (principe d'objectivité) qui garantit son invariance dans toute rotation de la configuration instantanée C^t , cette condition se traduisant par :

$$W(\mathbf{F}) = W(\mathbf{Q}\mathbf{F}) \quad (1.29)$$

quel que soit \mathbf{Q} orthogonal.

Dans le cas où \mathbf{Q} est la rotation particulière \mathbf{R}^T issue de la décomposition polaire de \mathbf{F} , la condition précédente donne alors :

$$W(\mathbf{F}) = W(\mathbf{R}^T \mathbf{F}) = W(\mathbf{U}) \quad (1.30)$$

On montre ainsi que le principe d'objectivité est équivalent à l'assertion que le potentiel W est fonction de \mathbf{U} , et donc de \mathbf{C} ou de la déformation de Green Lagrange \mathbf{E} :

$$W = W(\mathbf{C}) \quad (1.31)$$

Dans la modélisation des matériaux à comportement hyperélastique présentée dans ce travail, nous ne considérons que les aspects purement mécaniques, et les variables thermodynamiques telles que l'entropie et la température ne sont pas prises en compte. Le matériau hyper-élastique ne dissipe pas d'énergie, et donc le premier et le second principe de la thermodynamique se réduisent à la satisfaction de l'inégalité de Clausius-Duhem, qui s'exprime, **dans le cas purement mécanique**, par :

$$\mathbf{S} : \dot{\mathbf{E}} - \dot{W} = \left(\mathbf{S} - \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} \right) : \dot{\mathbf{E}} = 0 \quad (1.32)$$

Ce bilan énergétique traduit que la dissipation intrinsèque est nulle, ce qui signifie que tout le travail des efforts internes est stocké sous forme d'énergie.

Il en résulte la forme générale de la loi de comportement d'un matériau hyper-élastique donné dans la configuration initiale, en fonction du tenseur de Green Lagrange \mathbf{E} :

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} \quad (1.33)$$

En fonction du tenseur de Cauchy Green droit \mathbf{C} :

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad (1.34)$$

On peut déduire l'expression générale des lois de comportement hyperélastique dans la configuration déformée C_t . On peut également la mettre sous la forme :

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J} \mathbf{F} \cdot \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \cdot \mathbf{F}^T \quad (1.35)$$

Sachant que la déformation est supposée élastique, la seule équation pertinente des équations constitutives est (1.22). Après avoir substitué la fonction d'énergie de déformation (1.24) et Eq.(1.10), et en considérant W comme une fonction de \mathbf{C} , alors (1.22) devient [98] :

$$\boldsymbol{\sigma} = 2J^{-1} \mathbf{F} \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T \quad (1.36)$$

qui définit l'équation constitutive d'un matériau hyperélastique indépendamment de son isotropie ou de sa compressibilité, et qui est indépendante de l'environnement matériau.

Matériaux incompressibles Dans le cas des matériaux incompressibles, $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$, ce qui reflète l'absence de changement de volume. Afin d'imposer cette contrainte cinématique, un scalaire (p) est introduit, représentant la pression hydrostatique, et les équations (1.36) deviennent [98] :

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2\mathbf{F} \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T \quad (1.37)$$

Ainsi, il est clair que le comportement mécanique du matériau est défini par W .

Ce travail ne couvre que les matériaux incompressibles, car la plupart des matériaux biologiques sont considérés comme incompressibles [99, 100, 101].

Modèles hyperélastiques

Un grand nombre de modèles d'énergie de déformation peut être trouvé dans la littérature. Dans ce travail, nous présentons quelques uns d'entre eux, dont l'application est large et reconnue, qui sont les modèles Néo-Hookéen, de Mooney-Rivlin, de Yeoh, polynomial, et d'Ogden pour les matériaux isotropes, et les modèles HGO et GOH pour les matériaux anisotropes.

Modèles isotropes L'approche isotrope considère le matériau testé comme ayant le même comportement, pour une même sollicitation, quelle que soit la direction de sollicitation.

Nous présentons ici les lois hyperélastiques isotropes rapportées pour la modélisation des nerfs périphériques dans la littérature.

Modèle NéoHookéen Le modèle Néo Hookéen a été développé pour l'étude du caoutchouc vulcanisé, en utilisant une théorie statistique moléculaire [102].

$$W(I_1) = c_{10}(I_1 - 3) \quad (1.38)$$

A partir d'expérimentations, il a été démontré que ce modèle permet une bonne approximation du comportement des élastomères lors de la sollicitation en traction en petites et moyennes déformations [102].

Modèle de Mooney-Rivlin Le modèle de Mooney-Rivlin peut être vu comme une extension du modèle néo-Hookéen. Il ajoute un nouveau terme dépendant du second invariant. Les modèles néo-Hookéen et de Mooney Rivlin ne permettent pas de représenter l'augmentation de raideur du matériau en grandes déformations, car ils utilisent uniquement des fonctions linéaires des invariants [102]. Le modèle de Mooney Rivlin prend la forme suivante [103] :

$$W(I_1, I_2) = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) \quad (1.39)$$

Parmi les modèles de la série de Rivlin, le modèle Néo Hookéen, initialement développé pour la modélisation du comportement des caoutchoucs, a ensuite été utilisé dans le cadre de la modélisation de tissus biologiques en compression : glande mammaire [104], escarres [105]. Meaney, en 2003 [24] a intégré les modèles néo Hookéen et de Mooney-Rivlin dans un travail d'approximation du comportement mécanique en traction du nerf optique du cobaye, et démontré l'inadéquation du modèle de Mooney-Rivlin dans ce cas, avec une absence de convergence en petites et grandes déformations (Figure 1.37).

Modèle polynomial Ce modèle est une généralisation du modèle de Mooney-Rivlin, présentant une combinaison polynomiale de I_1 et I_2 . Il se présente sous la forme générale suivante [106] :

$$W(I_1, I_2) = \sum_{i+j=1}^N c_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j \quad (1.40)$$

Et dans sa forme de second ordre :

$$W(I_1, I_2) = c_{10}(I_1 - 3) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + c_{01}(I_2 - 3) + c_{02}(I_2 - 3)^2 + c_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (1.41)$$

Modèle de Yeoh Le modèle de Yeoh est dérivé du modèle polynomial, et sa forme générale est la suivante :

$$W(I_1) = \sum_{i=1}^N c_i(I_1 - 3)^i \quad (1.42)$$

qui est également appelé le modèle polynomial réduit, car il ne dépend pas de I_2 . Il est communément appliqué en utilisant $N = 3$

$$W(I_1) = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_1 - 3)^2 + c_3(I_1 - 3)^3 \quad (1.43)$$

D'après [107], la réduction du modèle polynomial général se justifie car la sensibilité de la fonction d'énergie de déformation aux variations de I_2 est bien moindre que sa sensibilité aux variations de I_1 . De plus, il apparaît que l'omission de I_2 lorsque les données expérimentales ne sont disponibles que pour un seul mode de déformation permet d'améliorer la prédictivité du modèle pour les autres modes de déformation.

Parmi les modèles de la série de Rivlin, seul le modèle de Yeoh a été proposé en modélisation des tissus biologiques par Raghavan [108] initialement pour la modélisation des parois artérielles aortiques dans le cas d'anévrysmes aortiques, puis par Giannessi [109, 23] pour la modélisation du comportement des nerfs périphériques en traction axiale. Les travaux de Giannessi, notamment sur les nerfs périphériques, démontrent une bonne approximation en petites déformations (jusqu'à 8%) des nerfs tibiaux et sciatiques de cochon [23]. Giannessi a exploré les influences des paramètres c_1 , c_2 et c_3 sur l'aspect de la courbe prédictive théorique calculée à l'aide du modèle de Yeoh, et démontré qu'alors que la valeur du paramètre c_1 agissait sur la pente de la "toe region" (partie initiale de la courbe contrainte-déformation), le paramètre c_3 semble influencer sur la raideur de la pente dans la seconde partie de la courbe (Figure 1.35).

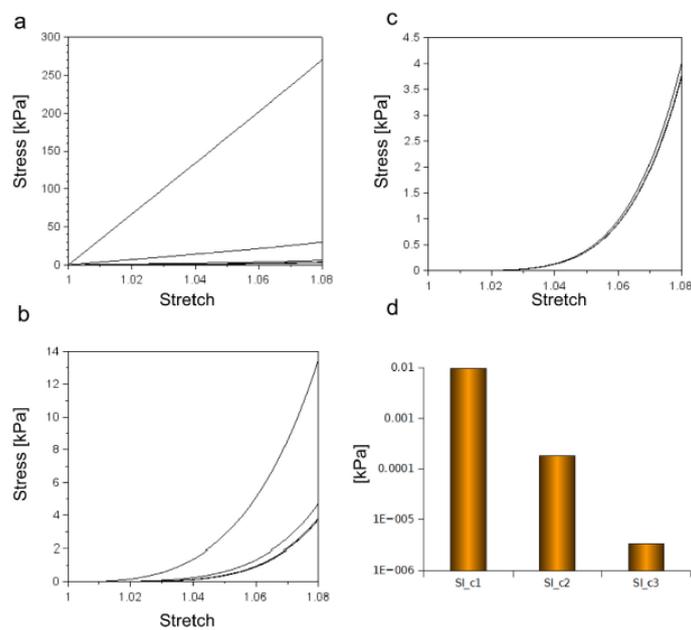


FIGURE 1.35 – Représentation de l’effet de la variation des coefficients c_1 (a), c_2 (b) et c_3 (c) du modèle de Yeoh sur l’évolution de la courbe théorique contrainte déformation. En d les valeurs de sensibilité de c_1 , c_2 et c_3 sont montrées en échelle logarithmique (Figure issue de [23]).

Modèle d’Ogden Le modèle d’Ogden a été particulièrement utilisé pour la modélisation des tissus biologiques, et a été développé pour prédire le comportement non linéaire des matériaux hyperélastiques en grandes déformations. Ce modèle est construit sur l’hypothèse de Valanis-Landel, c’est à dire que la fonction d’énergie de déformation peut être représentée par une fonction des étirements dans les directions principales [110]. L’énergie de déformation a une forme exponentielle, qui est exprimée de la manière suivante :

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (1.44)$$

On peut démontrer que les modèles Néo Hookéen et de Mooney Rivlin sont également des cas particuliers du modèle d’Ogden [111]. Ce modèle est particulièrement adapté aux très grandes déformations de matériaux caoutchoutiques.

Dans la littérature, le modèle d’Ogden a été utilisé pour la modélisation du comportement du système nerveux central (cerveau [112], nerf optique [24]), mais aussi des nerfs périphériques [89, 25].

L’utilisation des modèles isotropes dans la modélisation du nerf périphérique Les travaux de Meaney [24] portent sur le nerf optique du cobaye. Le nerf optique appartient au système nerveux central et présente donc des différences histologiques fondamentales avec le système nerveux périphérique, telles que l’absence d’organisation en fascicules et l’absence de périnèvre et d’endonèvre [113], la présence d’une artère centrale, ainsi que la présence d’astrocytes accompagnant les fibres neuronales [114] – toutes différences en impactant le comportement mécanique par rapport à celui du nerf périphérique. Cependant, la proximité de la composition du nerf optique avec les nerfs périphériques, notamment le fait qu’il soit majoritairement composé d’axones, nous exhorte à ne pas négliger les résultats obtenus. Meaney a développé un modèle structurel rendant compte des ondulations axonales au sein du nerf optique (Figure 1.36), donnant une réserve de longueur avant que les axones eux-mêmes ne soient sollicités en traction, et comparé ce modèle structurel aux résultats de 3 modèles continus (Ogden de 1er ordre, Fung et Mooney-Rivlin). Les modèles d’Ogden de premier ordre et de Fung permettent une meilleure approximation du comportement du modèle structurel que ne le permet le modèle de Mooney-Rivlin. Ces résultats mettent en avant l’influence des ondulations sur le comportement mécanique du nerf, notamment leur rôle dans l’existence de la "toe region", et la capacité du modèle d’Ogden à représenter l’augmentation initiale de raideur de la pente de la courbe expérimentale, à la différence des modèles issus de la série de Rivlin.

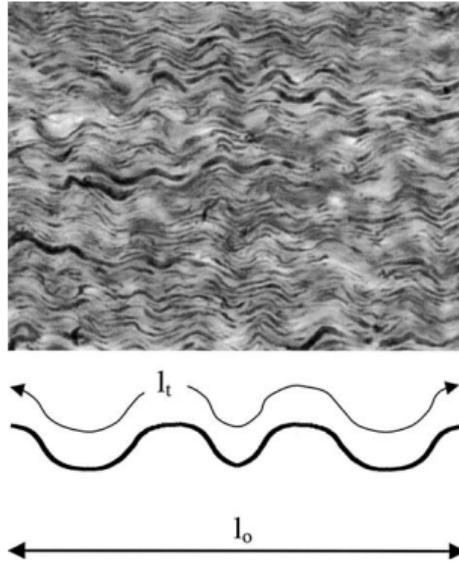


FIGURE 1.36 – Microstructure des axones myélinisés au sein du nerf optique du cobaye. Les axones sont visualisés par méthode immunohistochimique et présentent des ondulations dans les conditions physiologiques *in situ*. Figure issue de [24].

Ma et al [25] proposent une modélisation éléments-finis du comportement en sollicitation uniaxiale (traction et relaxation) de deux nerfs périphériques humains (nerf median et nerf ulnaire) *in vitro* à partir de données expérimentales, ainsi que d'une situation de traction *in vivo* sur le nerf ulnaire à partir de données per opératoires. Le modèle d'Ogden est utilisé afin de modéliser le comportement hyperélastique du nerf périphérique dans la modélisation éléments finis des deux situations, et la relaxation viscoélastique est modélisée par un modèle de Prony. Dans la situation de sollicitation uniaxiale en traction longitudinale, le modèle d'Ogden semble fournir une bonne approximation des résultats expérimentaux obtenus en petites déformations (Figure 1.38). Les paramètres sélectionnés par les auteurs sont présentés en Figure 1.39. Il est à noter que la modélisation de la traction et de la relaxation du nerf périphérique avec un modèle d'Ogden associé à un modèle de Prony ne peut être modélisée par un set unique de paramètres. Dans le cas de la modélisation du comportement du nerf ulnaire en traction *in vivo*, on note que les valeurs de μ sont approximativement 4 fois plus élevées que dans les conditions de traction *in vitro*, et que les résultats obtenus en termes de force de traction sont nettement inférieurs aux données recueillies en per opératoire (respectivement $F=0.16\text{N}$ et $F=1.23\text{N}$). Cependant, l'expérimentation

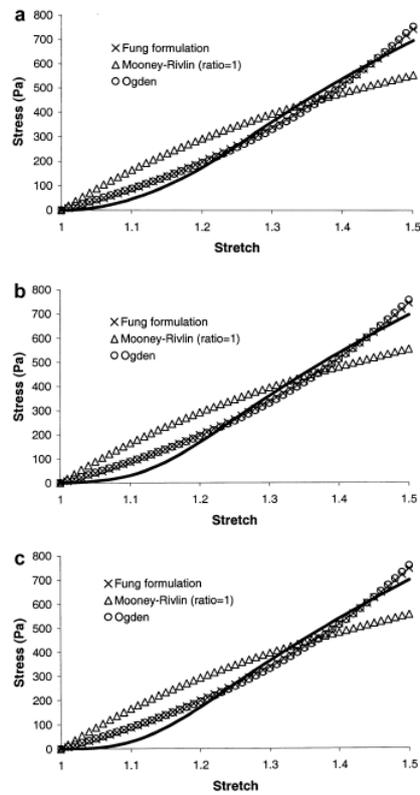


FIGURE 1.37 – Comparaison entre les modèles hyperélastiques d’Ogden, de Mooney Rivlin et de Fung, avec un modèle structurel développé par Meaney et al. La relation non linéaire entre contrainte et déformation est mieux approchée par le modèle d’Ogden ou celui de Fung. Figure issue de [24].

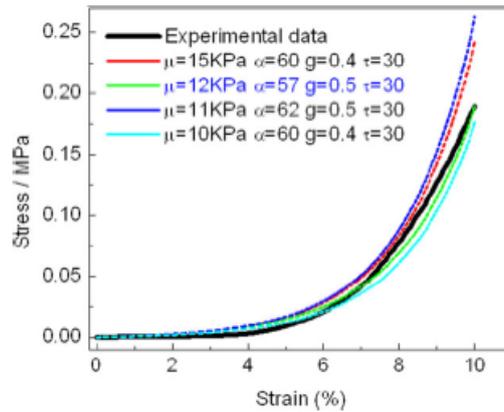


FIGURE 1.38 – Courbes contrainte-déformation du nerf ulnaire et courbes obtenues par analyse éléments finis présentées par Ma et al. Figure issue de [25].

TABLE I. Typical Mechanical Properties of Human Nerve, Calculated with FE Method by Fitting Experimental Results

	Modulus, μ (kPa)	Material Constant, α	Material Constant, g	Relaxation Time, τ (s)
Ulnar nerve (<i>in vitro</i>)	12	57	0.5	30
Median nerve (<i>in vitro</i>)	19	50	0.37	27
Ulnar nerve (<i>in vivo</i>)	54	57	0.5	30
Surrounding tissue ³⁰	36	9.14		

FIGURE 1.39 – Paramètres utilisés par Ma et al pour la modélisation du nerf ulnaire. Figure issue de [25].

in vivo ayant été conduite sur un nerf périphérique préalablement sectionné, lors de l'intervention chirurgicale visant à sa réparation, les phénomènes cicatriciels et fibrotiques en cours peuvent expliquer l'augmentation des forces nécessaires à son élongation par rapport à des essais expérimentaux conduits in vitro sur des nerfs préalablement intacts.

Les travaux de Chang, quant à eux, portent sur la modélisation éléments finis du nerf périphérique sollicité en compression radiale [89]. L'ultrastructure de nerfs sciatiques de lapin a été modélisée à partir d'images tomodographiques obtenues lors d'essais en compression radiale en définissant trois différentes structures isotropes hyperviscoélastiques (périnèvre, épινèvre, endonèvre) utilisant un modèle d'Ogden de premier ordre pour la modélisation de la partie hyperélastique. Les différents paramètres du modèle étaient dé-

finis par analyse éléments finis inverse. Chang et al retrouvent un module de cisaillement plus important dans le périnèvre, et plus faible dans l'endonèvre et l'épinèvre. Cependant, la structure définie par endonèvre correspond en réalité au fascicule en lui-même, composé par conséquent des fibres axonales myélinisées ainsi que de l'endonèvre proprement dit. Cette subtilité explique par conséquent un module de cisaillement inférieur à celui du périnèvre, étant donné leur composition fondamentalement différente. Cependant, cela ne permet pas de statuer sur les raisons pour lesquelles le module de cisaillement de l'épinèvre est largement inférieur à ceux de l'endonèvre et du périnèvre, bien que les auteurs rapportent que l'épinèvre est composé d'un tissu aréolaire lâche et de quelques fibres de collagène alignées [89]. Ces résultats permettent néanmoins de confirmer la pertinence du modèle d'Ogden pour la modélisation hyperélastique du comportement du nerf périphérique en compression radiale.

Le modèle d'Ogden est donc le plus utilisé dans la littérature pour la modélisation du comportement mécanique des nerfs périphériques, que ce soit en traction ou en compression.

Les modèles anisotropes De nombreux matériaux sont constitués d'une matrice et d'une ou plusieurs familles de fibres. Il s'agit des matériaux composites ou matériaux renforcés de fibres. Nous considérons dans ce travail les matériaux composites dont les fibres sont continues au sein de la matrice et qui présentent une ou deux familles de fibres. La direction d'une famille de fibres est appelée direction privilégiée [98].

Les matériaux composites ont un comportement mécanique fortement dépendant de la direction de la sollicitation et leurs réponses sont dites anisotropes, avec une raideur du matériau usuellement plus haute dans la direction des fibres. Il s'agit du cas du nerf périphérique, où l'orientation des axones au sein des fascicules et des fibres de collagène au sein des couches de tissu conjonctif joue un rôle mécanique spécifique.

Tenseurs structurels Pour les matériaux composites, la contrainte en un point du matériau dépend du gradient de transformation \mathbf{F} et des directions privilégiées du matériau. Ainsi, l'anisotropie est définie par les directions des fibres qui sont définies par deux unités vectorielles, \mathbf{m}_0 et \mathbf{m}'_0 dans l'état non déformé, qui correspondent à la première et la deuxième directions privilégiées. Ces directions privilégiées sont notées \mathbf{m} et \mathbf{m}' dans

l'état déformé [98].

$$\mathbf{m} = \mathbf{F}\mathbf{m}_0 \quad (1.45)$$

$$\mathbf{m}' = \mathbf{F}\mathbf{m}'_0 \quad (1.46)$$

A partir des directions des fibres, les **tenseurs structurels** \mathbf{G} et \mathbf{G}' , sont définis ([98])

$$\mathbf{G} = \mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{m}_0 \quad (1.47)$$

$$\mathbf{G}' = \mathbf{m}'_0 \otimes \mathbf{m}'_0 \quad (1.48)$$

et la fonction d'énergie de déformation (W) est exprimée comme une fonction de \mathbf{C} et \mathbf{G}

$$W = W(\mathbf{C}, \mathbf{G}, \mathbf{G}') \quad (1.49)$$

qui peut être décomposée en partie isotrope et anisotrope ([115])

$$W = W_{iso}(\mathbf{C}) + W_{aniso}(\mathbf{C}, \mathbf{G}, \mathbf{G}') \quad (1.50)$$

$W(\mathbf{C}, \mathbf{G}, \mathbf{G}')$ est objective et peut être exprimée comme une fonction scalaire des variables tensorielles \mathbf{C} , \mathbf{G} , et \mathbf{G}' [98].

Pseudo-Invariants Cinq pseudo-invariants découlent de l'anisotropie du matériau renforcé de deux familles de fibres, et sont nécessaires pour former l'intégrité des bases des tenseurs \mathbf{C} et \mathbf{G} et pour satisfaire l'objectivité de W [98]. Ils sont les suivants :

$$I_4(\mathbf{C}, \mathbf{m}_0) = \mathbf{m}_0 \cdot \mathbf{C}\mathbf{m}_0 = \lambda_{f1}^2 \quad (1.51)$$

$$I_5(\mathbf{C}, \mathbf{m}_0) = \mathbf{m}_0 \cdot \mathbf{C}^2\mathbf{m}_0 \quad (1.52)$$

$$I_6(\mathbf{C}, \mathbf{m}'_0) = \mathbf{m}'_0 \cdot \mathbf{C}\mathbf{m}'_0 = \lambda_{f2}^2 \quad (1.53)$$

$$I_7(\mathbf{C}, \mathbf{m}'_0) = \mathbf{m}'_0 \cdot \mathbf{C}^2\mathbf{m}'_0 \quad (1.54)$$

$$I_8(\mathbf{C}, \mathbf{m}_0, \mathbf{m}'_0) = (\mathbf{m}_0 \cdot \mathbf{m}'_0)\mathbf{m}_0 \cdot \mathbf{C}\mathbf{m}'_0 \quad (1.55)$$

où λ_{fi} sont les ratios d'étirement des fibres. I_4 et I_5 correspondent à la première famille de fibres, alors que I_6 et I_7 correspondent à la seconde famille de fibres. I_8 implique un couplage entre les familles de fibres et peut être négligé. Pour les matériaux composites, W peut être écrit comme une fonction des cinq ou sept invariants, tel que

$$W = W(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5, I_6, I_7). \quad (1.56)$$

Dans le cas du nerf périphérique, les fibres sont considérées comme une seule famille, réduisant donc l'expression de W à

$$W = W(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5). \quad (1.57)$$

Un certain nombre de modèles anisotropes, ou isotropes transverses peut être retrouvé dans la littérature. La plupart de ces modèles décrit le comportement de matériaux dans lesquels une matrice et un renfort sont distingués, notamment dans le cas des matériaux biologiques : les parois artérielles [116, 95] ou les ligaments [94]. Une superposition du comportement de la matrice et du comportement du renfort est généralement utilisée, en additionnant deux densités d'énergie distinctes pour chacune de ces phases. Ces modèles sont généralement définis en fonction des invariants et pseudo-invariants, ou des élongations du matériau.

Holzappel, Gasser & Ogden Le modèle HGO a été développé pour la modélisation du comportement des parois artérielles avec deux familles de fibres de collagène dans une matrice extracellulaire non orientée. Il décrit l'énergie de déformation stockée dans un matériau composite renforcé de fibres. Il décompose la fonction d'énergie de déformation en une partie isotrope et une partie anisotrope. Une expression simple du modèle, représentant à la fois le comportement isotrope de la matrice extracellulaire à travers I_1 et l'isotropie transverse associée aux fibres à travers I_4 et I_6 est de la forme suivante [115] :

$$W(I_1, I_4, I_6) = W_{iso}(I_1) + W_{aniso}(I_4, I_6) \quad (1.58)$$

La matrice extracellulaire est traitée comme un matériau Néo-Hookéen. L'augmentation de la raideur du tissu observé en grandes déformations est majoritairement dû aux fibres de collagène, raison pour laquelle une fonction exponentielle est utilisée pour décrire l'énergie de déformation stockée dans les fibres de collagène. Le modèle est présenté de la manière suivante [115]

$$W(I_1, I_4, I_6) = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=4,6} \left\{ \exp[k_2(I_i - 1)^2] - 1 \right\} \quad (1.59)$$

où $\mu > 0$ et $k_1 > 0$ sont des paramètres matériau et $k_2 > 0$ est un paramètre sans dimension. k_1 et k_2 sont les mêmes pour les deux familles de fibres.

Les fibres de collagène présentant une structure repliée, elles ne sont théoriquement pas capables d'opposer une résistance mécanique en compression. Il est donc supposé que les fibres contribuent au comportement mécanique du matériau en élongation mais pas en compression. Cela se traduit par l'introduction du terme anisotrope quand $I_4 > 1$ ou $I_6 > 1$, et quand $I_4 \leq 1$ et $I_6 \leq 1$ la réponse du matériau est purement isotrope [115].

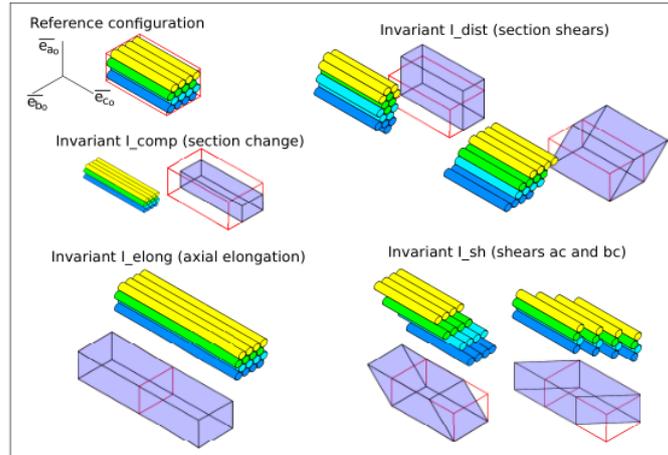


FIGURE 1.40 – Décomposition de la déformation d’un amas de fibres en 4 modes élémentaires selon les invariants de Charmetant. Figure issue de [26].

Modèle de Charmetant Développé en 2011 pour la modélisation de composites renforcés de fibres, notamment de matériaux composites tissés, le modèle de Charmetant, Vidal-Sallé et Boisse (auquel nous référerons dans ce document sous le nom de "Modèle de Charmetant") présente l’originalité de décomposer les différentes déformations du matériau en invariants spécifiques (Figure 1.40). Dans la littérature, le modèle de Charmetant est utilisé pour la modélisation de composites textiles et de composites renforcés de fibres [117]. Les développements suivants concernant le modèle de Charmetant sont basés sur les travaux de L. Civier [118] et G. Bles [26] sur les câbles polymères toronnés.

Le modèle hyperélastique de Charmetant décrit un matériau continu homogène, hyperélastique – dont la dissipation intrinsèque est supposée nulle –, défini par un système complet de variables d’état thermodynamiques composé de :

- la température θ ;
- la compaction des fibres dans la direction transverse

$$I_{comp} = \frac{1}{4} \ln \frac{I_3}{I_4} \quad (1.60)$$

- l’elongation des fibres dans la direction d’isotropie transverse

$$I_{elong} = \frac{1}{2} \ln I_4 \quad (1.61)$$

- le cisaillement des fibres dans la direction transverse

$$I_{dist} = \frac{1}{2} \ln \left(\frac{I_1 I_4 - I_5}{2\sqrt{I_3 I_4}} + \sqrt{\left(\frac{I_1 I_4 - I_5}{2\sqrt{I_3 I_4}} \right)^2 - 1} \right) \quad (1.62)$$

— le cisaillement longitudinal des fibres

$$I_{sh} = \sqrt{\frac{I_5}{I_4^2} - 1} \quad (1.63)$$

L'énergie massique ψ est donc définie comme la somme de potentiels massiques dédiés chacun à un mode de déformation :

$$\begin{aligned} & \forall(\theta, \tilde{F}) \\ & \psi(\theta, I_{comp}, I_{elong}, I_{dist}, I_{sh}) \\ & = \frac{W_{comp}(\theta, I_{comp}) + W_{elong}(\theta, I_{elong}) + W_{dist}(\theta, I_{dist}) + W_{sh}(\theta, I_{sh})}{\rho_0} \end{aligned} \quad (1.64)$$

Charmetant fait ainsi le choix de décomposer la déformation en différents modes à l'aide des invariants présentés en 1.60, 1.61, 1.62, et 1.63. A la différence des lois élastiques isotropes transverses dérivant d'un potentiel de loi linéaire, ces invariants préservent leur signification physique en grandes déformations.

L'objectif de cette décomposition de la transformation est d'isoler différents modes de déformation du matériau, afin de pouvoir écrire ensuite des lois de comportement adéquates à chaque mode de déformation. Par exemple, dans le cas du nerf périphérique, nous pouvons faire l'hypothèse que l'élongation axiale des fibres pourra présenter un comportement hyperélastique, le glissement des fibres les unes contre les autres dans le plan perpendiculaire à leur axe pourra présenter un comportement élastoplastique, et leur glissement selon la direction axiale des fibres un comportement viscoélastique. Chacun de ces comportements pourra être intégré dans la transformation globale complète du matériau, en restant découplé des autres modes de transformation et sans donc impacter le comportement d'un autre mode de déformation.

Conclusion

Dans cette première partie, les nerfs périphériques et le plexus brachial ont été présentés dans leur globalité, de leur anatomie à leur structure histologique et moléculaire. Cette description macroscopique et microscopique

aux différentes échelles nous a permis d'opposer aux lésions du plexus brachial observées en pratique clinique des différences morphologiques entre les structures proximales et distales.

Sur le plan biomécanique, nous avons présenté les études existantes sur le comportement mécanique des nerfs périphériques et du plexus brachial. Ce comportement mécanique, à l'instar des autres tissus biologiques, est hyperélastique et viscoélastique. Cette étude bibliographique nous a également permis de relever le manque de données expérimentales systématisées sur le plexus brachial de l'adulte humain, malgré les récents enrichissements par études sur modèles animaux. Nous avons ensuite exposé les différents modèles géométriques existants du plexus brachial ainsi que leurs limites, qu'elles impliquent la géométrie ou les modèles mécaniques utilisés. Enfin, nous avons vu que la modélisation du comportement hyperélastique du nerf périphérique et du plexus brachial ne s'est basée jusqu'à aujourd'hui que sur des modèles hyperélastiques isotropes, alors que le nerf présente par définition une organisation isotrope transverse.

Ainsi, de ces revues bibliographiques se dégagent deux problématiques majeures autour desquelles va s'articuler notre démarche. Tout d'abord, le manque de données morphologiques et de données expérimentales concernant le plexus brachial adulte humain, qui seront l'objet, respectivement, des première et deuxième sections de la Partie 2, qui s'attacheront à enrichir les données existantes respectivement sur le plan histologique et biomécanique. Ensuite, le besoin d'une modélisation du comportement des nerfs périphériques et du plexus brachial plus proche de la réalité pour permettre, d'un côté, la meilleure compréhension des mécanismes traumatiques et, de l'autre, son application à un outil d'aide à la navigation per opératoire. Cet aspect sera traité dans le cadre de la Partie 3, à l'aide des données acquises dans les parties précédentes.

Partie 2

Caractérisation expérimentale du plexus brachial

Nous avons vu dans la partie précédente l'importance de la caractérisation du plexus brachial et du nerf périphérique pour sa modélisation précise, qu'il s'agisse d'une caractérisation morphologique ou d'une caractérisation mécanique.

Cette partie s'attache à cette caractérisation, histomorphologique dans la première section, puis mécanique dans la deuxième section.

2.1 Analyse morphologique quantitative du plexus brachial

Introduction

Comme nous l'avons vu dans la partie précédente, il est particulièrement important d'étudier la microstructure de notre matériau et d'objectiver les différences morphologiques entre les zones proximales et distales du plexus brachial, avant de pouvoir en comprendre les différences en termes de comportement mécanique.

Dans ce deuxième chapitre, nous effectuons donc une étude histologique des différentes zones du plexus brachial, au niveau desquelles nous déterminons la proportion en axones et tissu conjonctif. Nous démontrons ainsi qu'il existe des différences significatives en proportion d'axones et de tissu conjonctif, l'une décroissante, l'autre croissante, de proximal en distal. Ces différences histologiques, confirmées par les travaux de Bonnel [8], nous orientent vers une explication microstructurale des différences de comportement mécanique entre structures proximales et distales rapportées précédemment dans la lit-

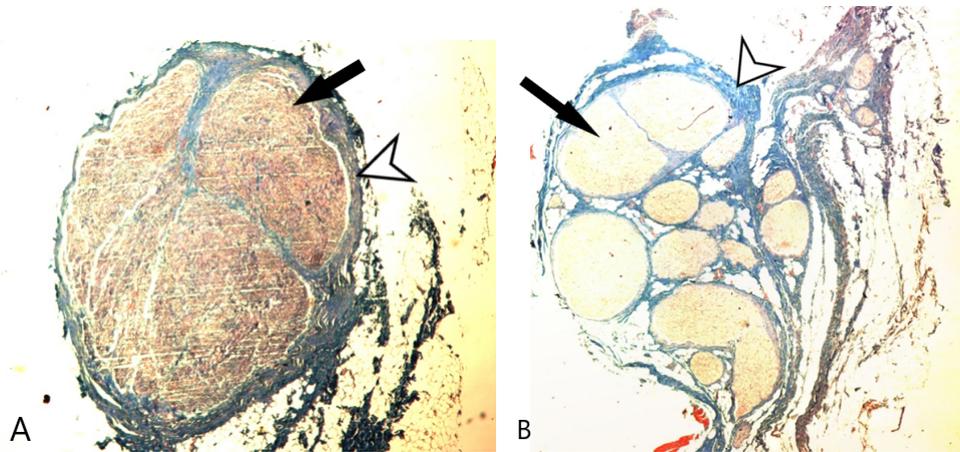


FIGURE 2.1 – Coupes histologiques d’une racine cervicale (A) et du tronc primaire supérieur (B), magnification x20. Coloration des fascicules ou axones en rouge (flèche noire) et du tissu conjonctif ou épi-périnèvre en bleu (tête de flèche blanche).

térature (voir 1.2.2), et permettront d’alimenter un modèle rhéologique du nerf périphérique présenté en section 2.2.4.

Les spécimens utilisés pour l’analyse histologique ont été prélevés sur des pièces anatomiques au sein du Laboratoire d’Anatomie de la Faculté de Médecine de Brest. Le traitement des spécimens prélevés a été réalisé au sein de l’Institut de Physique Biologique du Laboratoire ICube. L’analyse histologique par segmentation a été réalisée en collaboration dans le cadre du travail de PFE de Vadim Fleury, étudiant ingénieur militaire de l’ENSTA de Bretagne, coencadré par M. Yann Marco et moi-même.

2.1.1 Matériel et Méthode

Matériel

Un total de 12 spécimens de racines cervicales, troncs primaires, divisions, troncs secondaires ou faisceaux, et branches terminales ont été prélevés sur 2 plexus brachiaux, fixés dans le formol, inclus en paraffine, sectionnés de manière transversale et colorés au trichrome de Gomori.

Les coupes histologiques ont été numérisées à l’aide d’un microscope Nikon ECLIPSE E600 de la plateforme IRIS du laboratoire ICUBE, grossissement x5 (Figure 2.1).

Nom	Localisation	Taux Fascicules (%)	Taux Epi-périnèvre (%)
Racine C5	PE	57.4	42.6
Racine C6	PE	62.9	37.1
Racine C6	PE	67.8	32.2
Racine C6	PE	60.3	39.7
Racine C8	PE	60.4	39.6
Racine T1	PE	70.3	29.7
Tronc Moyen	PI	54.2	45.8
Tronc Supérieur	PI	50.9	49.1
Tronc Supérieur	PI	49.1	50.9
Division Postérieure	I	27.6	72.4
Faisceau	DI	22.4	77.6
Faisceau Postérieur	DI	25.7	74.3

TABLE 2.1 – Résultats des aires des fascicules et d’épi-périnèvre par lame histologique.

Méthode d’analyse

A partir des coupes histologiques, le ratio entre tissu conjonctif (épi-périnèvre) et fascicules a été déterminé. La segmentation des images a été réalisée en utilisant l’application Image Segmenter App de MATLAB®(R2019a, Natick, Massachusetts : The Mathworks Inc.).

2.1.2 Résultats

Résultats histologiques

Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 2.1. Les taux de tissu conjonctif (épi-périnèvre) sont plus élevés dans les régions proximales, et les ratios entre aire des fascicules et aire du tissu conjonctif s’inverse dans les régions distales du plexus brachial.

2.1.3 Discussion

L’objectif de ce travail d’analyse histologique était de démontrer des différences microstructurelles entre les parties proximales (racines, troncs) et distales (faisceaux, branches terminales) du plexus brachial. Cette partie nous a permis de confirmer l’existence d’une différence en termes de proportion d’axones et de tissu conjonctif entre les zones proximales et les zones distales du plexus brachial. Au niveau des zones proximales (racines), le rapport entre

Nom	Localisation	Taux Fascicules, moyenne (écart type)	Taux Epi-périnèvre, moyenne (écart type)
Racines	PE	63.2 (4.93)	36.8 (4.93)
Troncs	PI	51.4 (2.59)	48.6 (2.59)
Division	I	27.6 (-)	72.4 (-)
Faisceau	DI	24.0 (2.33)	75.9 (2.33)

TABLE 2.2 – Résultats des moyennes des taux de fascicules et d’épi-périnèvre par localisation.

taux de tissu conjonctif et taux d’axones est plus bas que dans les zones distales (divisions et faisceaux). La zone de transition semble se situer au niveau des troncs, avec un rapport approchant 1 :1.

La littérature reste relativement pauvre en ce qui concerne l’étude histologique du plexus brachial [8, 119, 120]. L’étude la plus complète sur le sujet qui ait été publiée jusqu’ici est celle de Bonnel, réalisée en 1984 sur 100 plexus brachiaux humains, parmi lesquels 21 ont été analysés histologiquement [8]. Bonnel rapporte une augmentation du nombre de fascicules et une diminution de leur taille, de proximal en distal. Les résultats rapportés par Bonnel sont globalement similaires aux nôtres, avec au niveau des troncs un taux de tissu conjonctif de 53-58% et au niveau des divisions et des branches terminales de 73-86%. Cependant, Bonnel retrouve au niveau des racines une proportion de tissu conjonctif de 29 à 77%, ce qui semble élevé par rapport aux proportions de tissu conjonctif retrouvées plus en distalité, et par rapport à nos résultats (36.8% en moyenne de tissu conjonctif au niveau des racines). Cette différence peut s’expliquer par une possible confusion de la dure mère avec le tissu épi-périneural, étant donné que les coupes histologiques de Bonnel ont été réalisées très proximale. Moayeri et al ont réalisé plus récemment une étude du plexus brachial par cryomicrotomie sur 4 spécimens anatomiques avec mise en correspondance des images anatomiques et histologiques avec des images échographiques, dans le but d’étudier la probabilité de lésions du plexus brachial lors de gestes d’anesthésie tronculaire [119]. Moayeri et al rapportent un ratio axones/tissu conjonctif de 1 :1 au niveau des muscles scalènes, ce qui correspond anatomiquement au niveau des troncs du plexus brachial, puis de 1 :2 au niveau claviculaire, c’est à dire au niveau des divisions du plexus brachial. Les pourcentages moyens d’axones rapportés par Moayeri et al sont, respectivement aux niveaux des troncs (interscalène), des divisions (mid-infraclavulaire) et des faisceaux (coracoïde), de 45%, 34% et 34%. Bien que légèrement supérieurs aux nôtres dans les régions distales, ils restent compatibles avec nos résultats. Ces différences peuvent s’expliquer

par des méthodes différentes de coloration et de segmentation des coupes effectuées (histologie dans notre cas, cryomicrotomie dans le cas de Moayeri et al). Enfin, Van Geffen et al, dans une revue de littérature récente [120], confirme les résultats rapportés par Bonnel [8] et Moayeri [119].

Ce travail présente naturellement des limites. Nous n'avons pu analyser qu'un nombre limité de spécimens anatomiques en raison de la disponibilité limitée de ces derniers, et la taille limitée de nos données ne nous a pas permis d'analyse statistique. Nous avons choisi également d'utiliser la coloration trichrome de Gomori afin de faciliter la distinction entre axones et tissu conjonctif au niveau des coupes histologiques, mais cette dernière ne nous a pas permis d'effectuer de comptes axonaux. Nous n'avons pas pu obtenir de coupes histologiques des branches terminales (DE) du plexus brachial en raison de la dégradation des tissus prélevés lors de leur conservation et de la difficulté d'accès aux spécimens cadavériques ainsi que de l'organisation du transport et du conditionnement, et cette analyse histologique devra être complétée.

Conclusion

Nous avons présenté dans cette sous partie les caractéristiques histologiques du plexus brachial, et les différences présentes entre structures proximales et distales. Cette étude histologique a donc permis de confirmer et d'enrichir les données histologiques préexistantes dans la littérature, et nous permettra également d'alimenter un modèle rhéologique simple proposé dans les sections suivantes afin de modéliser le nerf périphérique à partir de son histologie et de données expérimentales recueillies sur la microstructure.

L'ensemble de ces données nous permet de proposer une hypothèse morphologique à la prédominance des lésions des structures proximales du plexus brachial observée en pratique clinique. Afin de confirmer à la fois cette hypothèse morphologique, mais aussi la répartition des lésions du plexus brachial observée en pratique clinique, il convient à présent d'étudier le comportement mécanique de chaque zone du plexus brachial, mais aussi des différentes phases (axones, tissu conjonctif) composant le nerf périphérique. Cette caractérisation mécanique fait l'objet des sous parties suivantes.

2.2 Caractérisation mécanique du plexus brachial

Introduction

La sous partie précédente nous a permis d'identifier les différences morphologiques entre les zones proximales et distales du plexus brachial. Ces différences histologiques suggèrent une différence mécanique entre les deux phases constituant le nerf périphérique (axones et tissu conjonctif), qui serait à l'origine de la répartition "géographique" des lésions en traction du plexus brachial observées en pratique clinique. Il est à présent nécessaire de confirmer par une démarche scientifique et mécanique ces différences observées par l'oeil du clinicien.

Il est donc particulièrement important à ce stade de caractériser le comportement mécanique du nerf périphérique, et notamment des différentes zones du plexus brachial. Tout d'abord, une étude de faisabilité et de mise en place des protocoles a été réalisée sur des plexus brachiaux porcins. Nous présentons ensuite dans ce chapitre la caractérisation en traction axiale des différentes zones du plexus brachial humain, de proximal en distal. Afin d'affiner les différences observées, nous présentons ensuite la caractérisation de la microstructure nerveuse en traction axiale. Enfin, nous nous intéressons à la caractérisation en compression radiale des nerfs périphériques.

Ces différents résultats nous permettent d'identifier les différences entre zones proximales et distales du plexus brachial, et d'apporter des explications microstructurelles à ces dernières. Ces résultats seront ensuite utilisés pour la modélisation du plexus brachial en Chapitre 3.

2.2.1 Mise en place des protocoles sur plexus brachiaux de cochon

Dans un premier temps, nous avons réalisé une étude de faisabilité et de mise en place des protocoles sur plexus brachiaux porcins. Cette étude nous a permis d'ajuster nos protocoles de conservation et d'hydratation des tissus lors des tests, de confirmer le comportement hyperélastique du nerf périphérique et d'identifier les modèles hyperélastiques les plus fidèles au comportement du nerf périphérique.

Le modèle porcin a été choisi en raison de sa disponibilité et de ses similarités avec le modèle humain, notamment au niveau anatomique et géométrique. Le modèle porcin a été utilisé notamment par Nishida et al [86] et Singh et al [14].



FIGURE 2.2 – Plexus brachial porcine immédiatement après prélèvement, lors de la découpe des éprouvettes.

Matériel et Méthode

Six plexus brachiaux porcins adultes (Figure 2.2) ont été prélevés en post mortem immédiat au sein de l'IHU de Strasbourg. Une voie d'abord postérieure était utilisée pour le prélèvement avec ablation de la scapula afin d'exposer le plexus brachial. Les éprouvettes étaient coupées au bistouri et conservées dans le serum physiologique à température ambiante jusqu'à réalisation des essais. Les essais étaient réalisés dans les 3 heures suivant le prélèvement. Les éprouvettes n'étaient pas protégées de la déshydratation et les essais étaient réalisés à température ambiante, soit environ 20°C. Les éprouvettes étaient fixées à l'aide de mors mécaniques (Figure 2.3).

La longueur ainsi que le diamètre initiaux de l'éprouvette étaient mesurées à l'aide d'un pied à coulisse (WILMART®006122).

Des essais en traction uniaxiale monotone à rupture ont été réalisés à l'aide d'une machine d'essais INSTRON ®5969 (moteur électromécanique, cellule 50kN de classe 0.5)(INSTRON®, Norwood, MA) située sur la plateforme IRIS (Institut de Physique Biologique) du laboratoire ICUBE de Strasbourg (Figure 2.4). Les essais étaient pilotés en déplacement à 5mm/min. Les données des essais étaient enregistrées à une fréquence de 20Hz.

Les données en contrainte-déformation étaient ensuite analysées à l'aide de l'application HyperSaif développée sur MATLAB ®(R2019a, Natick, Massachusetts : The Mathworks Inc.) au sein du Laboratoire ICUBE par Saïf Ad-

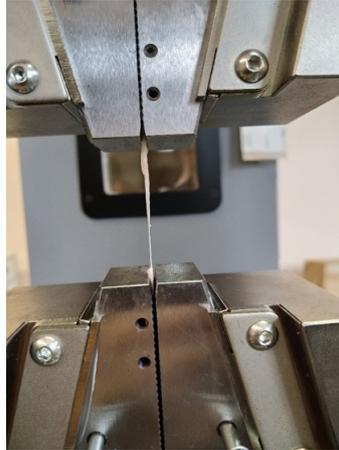


FIGURE 2.3 – Mode de fixation d’une éprouvette de plexus brachial porcine à l’aide de mors mécaniques.

deen Al-Manaseer [121], afin d’identifier les modèles hyperélastiques permettant d’approcher au mieux les données expérimentales par une méthode de fitting basée sur une méthode d’optimisation déterministe. Le critère retenu était une erreur des moindres carrés totale inférieure à 0.05 sur l’ensemble des données.

Résultats

Au total, 25 éprouvettes ont été testées au cours de cette campagne. Leurs caractéristiques sont présentées en Tableau 2.3. Un exemple de courbe contrainte déformation obtenue au cours des essais est présenté en Figure 2.5. La forme générale de la courbe enveloppe contrainte-déformation pour les éprouvettes de plexus brachial de cochon est la même (Figure 2.5) : on retrouve une courbe en J typique des matériaux à comportement hyperélastique, avec une "toe region" correspondant à l’alignement des fibres de collagène, suivie d’un raidissement de la pente de la courbe correspondant à la mise en charge progressive des fibres, jusqu’à une perte de raideur de la pente correspondant à la rupture partielle des fibres mises en charge.

Les courbes contrainte déformation des éprouvettes de diamètre supérieur à 5 mm et de diamètre inférieur à 3 mm sont présentées en Annexe A.

Les résultats d’identification des modèles hyperélastiques sont présentés en Tableau 2.4. Un exemple est présenté en Figure 2.6.



FIGURE 2.4 – Machine d’essais INSTRON ®5969 (moteur électromécanique, cellule 50kN)(INSTRON®, Norwood, MA) de la plateforme IRIS (Institut de Physique Biologique) du laboratoire ICUBE de Strasbourg.

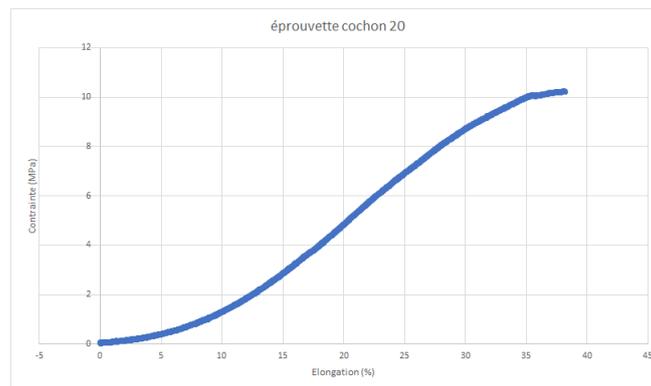


FIGURE 2.5 – Courbe contrainte déformation obtenue pour l’éprouvette cochon-20.

	Diamètre (mm)	Longueur (mm)
Moyenne	4.36	18.98
Minimum	6.67	33.11
Maximum	2.23	9.76

TABLE 2.3 – Caractéristiques géométriques des éprouvettes de plexus brachial porcin.

Modèle hyperélastique	n
Polynomial de 2nd ordre	24/25
Yeoh	18/25
Ogden de 3e ordre	5/25

TABLE 2.4 – Résultats de l'identification des modèles hyperélastiques dans l'approximation des données expérimentales. n : nombre de cas où le modèle permet une approximation avec un taux d'erreur aux moindres carrés inférieur à 0.05.

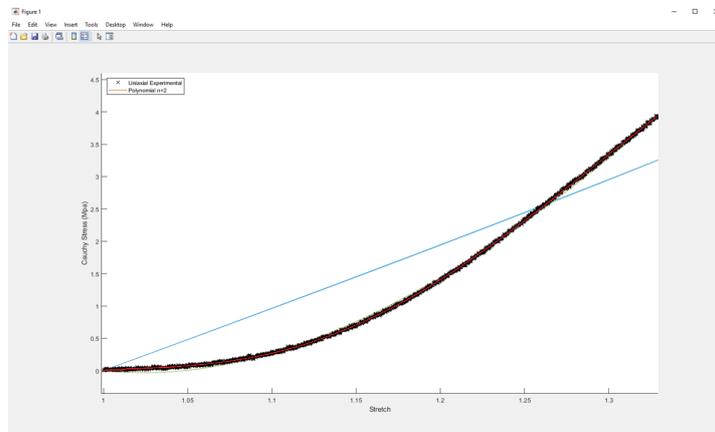


FIGURE 2.6 – Exemple de résultat obtenu lors de l'identification des modèles hyperélastiques sur les données expérimentales sur plexus brachial de cochon. En noir les données expérimentales, en rouge la modélisation par un modèle polynomial de 2nd ordre, en vert la modélisation par un modèle d'Ogden de 3e ordre.

Conclusions

Cette première partie expérimentale sur les plexus de cochon nous a permis de mettre en place les protocoles expérimentaux pour réaliser les essais de traction. Nous avons entre autres grâce aux travaux de Yang [122] constaté l'utilité d'intégrer la préservation de l'hydratation par la mise en place de film alimentaire dans les essais suivants, le séchage des éprouvettes modifiant leurs propriétés mécaniques.

A partir de cette première campagne d'essais, nous avons pu identifier le modèle polynomial de second ordre comme le plus adapté à la modélisation des nerfs périphériques car permettant un taux d'erreur totale inférieur à 0.05 dans 24 cas sur 25, comparativement aux modèles de Yeoh (18 cas / 25) et d'Ogden de troisième ordre (5 cas / 25).

A présent nous pouvons nous attacher à la caractérisation des plexus brachiaux humains issus de spécimens cadavériques.

2.2.2 Méthode générale de conservation et de prélèvement sur spécimens cadavériques

Afin de caractériser le comportement mécanique des différentes parties du plexus brachial, des campagnes d'essais ont été menées. Ces essais ont été menés en collaboration dans le cadre du travail de PFE de Vadim Fleury, étudiant ingénieur militaire de l'ENSTA de Bretagne, coencadré par M. Yann Marco et moi-même. Tous les essais ont été menés à l'aide du matériel de la plateforme MASMECA de l'IRDL (Institut de Recherche Dupuy de Lôme) à Brest. Au total, neuf plexus brachiaux humains, quatre droits et cinq gauches, ont été utilisés pour les essais. Les plexus ont été prélevés sur des spécimens anatomiques humains frais congelés au Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Brest (Université de Bretagne Occidentale) entre juin 2021 et septembre 2022. Une voie d'abord antérieure avec ablation de la clavicule était utilisée (Figure 2.7).

Les plexus brachiaux étaient conservés après prélèvement dans une solution saline et recongelés à -18°C . Il a été démontré que la congélation n'altère pas les propriétés mécaniques des tissus composés de collagène [123], ni les propriétés de rétractation des nerfs périphériques [124], et permet de limiter la dégénérescence wallérienne des axones [125, 126].

Le jour des essais, les plexus brachiaux étaient décongelés à température ambiante et conservés dans la solution saline, et ce en moyenne 3 heures avant d'être testés. Le découpage des éprouvettes était effectué au bistouri immédiatement avant les tests, et, une fois mises en places entre les mors, la partie exposée de chaque éprouvette était enveloppée d'une feuille de film alimen-

taire afin d'en limiter la déshydratation. Les phénomènes de déshydratation étant susceptibles d'altérer les propriétés mécaniques des spécimens, et ne reflétant pas les conditions physiologiques, ceux-ci sont évités par différents moyens dans la littérature : emballage de gaze humide [11], huile minérale [39, 14]. Nous avons choisi le film alimentaire en raison des facilités de mise en place et de limitation des phénomènes de glissement entre les mors. Les essais étaient menés à température ambiante, en moyenne 25°C.

2.2.3 Caractérisation en traction

Dans cette partie, nous nous consacrons à la caractérisation des différentes zones du plexus brachial en traction uniaxiale. Pour ce faire, nous avons délimité les zones du plexus brachial telles qu'elles sont classiquement décrites, et nous avons réalisé des tests en sollicitation uniaxiale cyclique afin d'identifier les différences en termes de caractéristiques mécaniques de proximal en distal.

Ces résultats, comparés aux études similaires présentées dans la littérature, ont permis d'une part d'apporter des données standardisées sur le comportement mécanique du plexus brachial humain, mais aussi de confirmer l'expérience clinique en démontrant l'existence de différences statistiquement significatives entre zones proximales et distales du plexus brachial en termes de caractéristiques mécaniques.

Matériel et Méthode

Matériel Un total de 6 plexus brachiaux, divisés en un total de 47 segments, ont été utilisés pour cette étude.

Les différentes régions du plexus brachial étaient repérées et découpées en éprouvettes pour être testées. Dans le cadre de cette étude, le choix a été fait de distinguer les régions du plexus brachial sur la base des zones illustrées en Figure 2.8. Les éprouvettes ont été regroupées en fonction de leur localisation sur le plexus brachial : racines ou proximales extrêmes (PE), troncs primaires ou proximales intermédiaires (PI), divisions ou intermédiaires (I), troncs secondaires, faisceaux ou distales intermédiaires (DI), branches terminales ou distales extrêmes (DE).

Une machine d'essais électrodynamique BOSE®Electroforce ®3330 (moteur électromagnétique, cellule 3.2kN) (BOSE®ElectroForce®3330 Series II, Minnetonka, MN) et une machine d'essais INSTRON ®5969 (moteur électromécanique, cellule 2kN)(INSTRON®, Norwood, MA), situées sur la plateforme MASMECA de l'IRDL (Institut de Recherche Dupuy de Lôme) à Brest, ont été utilisées pour ces essais (Figure 2.9).

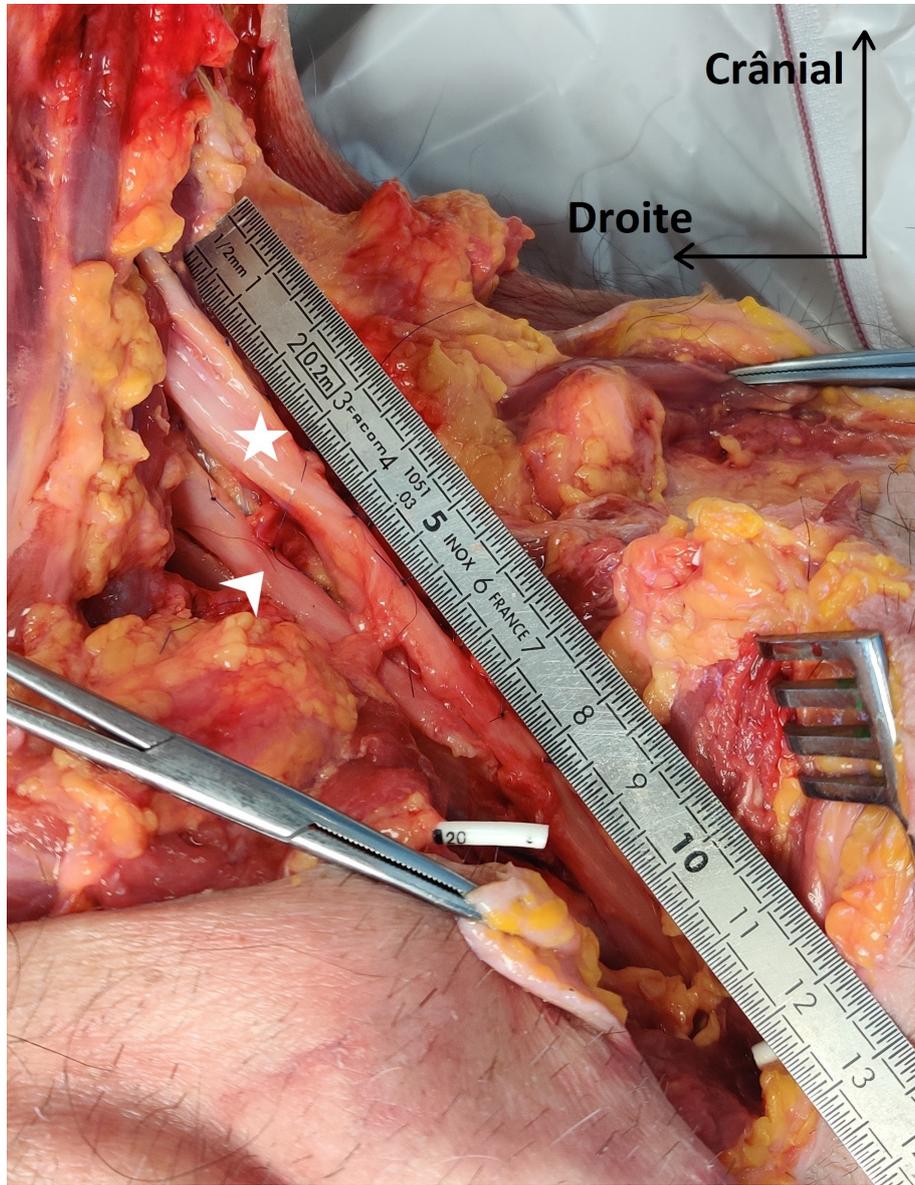


FIGURE 2.7 – Vue de face lors d'un prélèvement de plexus brachial sur specimen cadavérique, par abord antérieur avec excision de la clavicule. Etoile blanche : tronc supérieur formé de la jonction des racines C5 et C6. Flèche blanche : tronc moyen dans la continuité de la racine C7.



FIGURE 2.8 – Plexus brachial et délimitation des régions pour les besoins de l'étude. Rouge : racine (proximal extrême, PE) ; jaune : tronc primaire (proximal intermédiaire, PI) ; violet : division (intermédiaire, I) ; vert : tronc secondaire ou faisceau (distal intermédiaire, DI) ; bleu : branche terminale (distale extrême, DE).

Méthode des essais

Les données des essais étaient enregistrées à une fréquence de 20Hz.

Chaque éprouvette était fixée à l'aide de mors mécaniques, et protégée par une feuille de film alimentaire présentant une incision en son milieu, afin de contrôler l'hydratation de l'éprouvette. La longueur L_0 ainsi que l'épaisseur e_0 et la largeur l_0 initiales de l'éprouvette étaient mesurées à l'aide d'un pied à coulisse (WILMART®006122). e_0 et l_0 étaient calculées en faisant la moyenne des mesures respectivement d'épaisseur et de largeur initiales effectuées en trois endroits : au mors supérieur, au mors inférieur, et à mi-distance. La section initiale était calculée par multiplication de e_0 par l_0 .

Les essais de traction cycliques étaient pilotés en déplacement à 0.2 mm/s avec un retour à zéro effort lors de la décharge. Trois cycles étaient réalisés à un même niveau de déformation puis une augmentation du déplacement de 10% de la longueur initiale du spécimen était effectuée. Cette augmentation de 10% était réitérée jusqu'à 60% de la longueur initiale du spécimen où, si le spécimen n'avait pas rompu, un déplacement de 100% de la longueur initiale du spécimen était effectué (Figure 2.10). Les essais de traction cyclique étaient menés jusqu'à rupture des spécimens.

Méthode d'analyse A partir des données de force et déplacement obtenues lors des essais de traction cyclique, et des mesures des longueurs et sections initiales des éprouvettes, l'évolution de la contrainte nominale en fonction de la déformation logarithmique a été représentée. Nous constatons un phénomène d'accommodation cyclique au cours de l'essai, accompagné d'une accumulation de déformation résiduelle.

Les valeurs de contrainte nominales sont calculées à partir des données expérimentales des efforts et de la subsection initiale supposée égale à $S_0 = e_0 * l_0$ avec e_0 épaisseur de l'éprouvette et l_0 largeur de l'éprouvette, suivant la formule 2.1 :

$$\sigma_{nom} = \frac{F}{S_0} \quad (2.1)$$

Les valeurs de déformation logarithmique sont quant à elles calculées à partir des valeurs de déformation nominales :

$$\epsilon_{log} = \ln(1 + \epsilon_{nom}) \quad (2.2)$$

Avec

$$\epsilon_{nom} = \frac{\delta}{L_0} \quad (2.3)$$

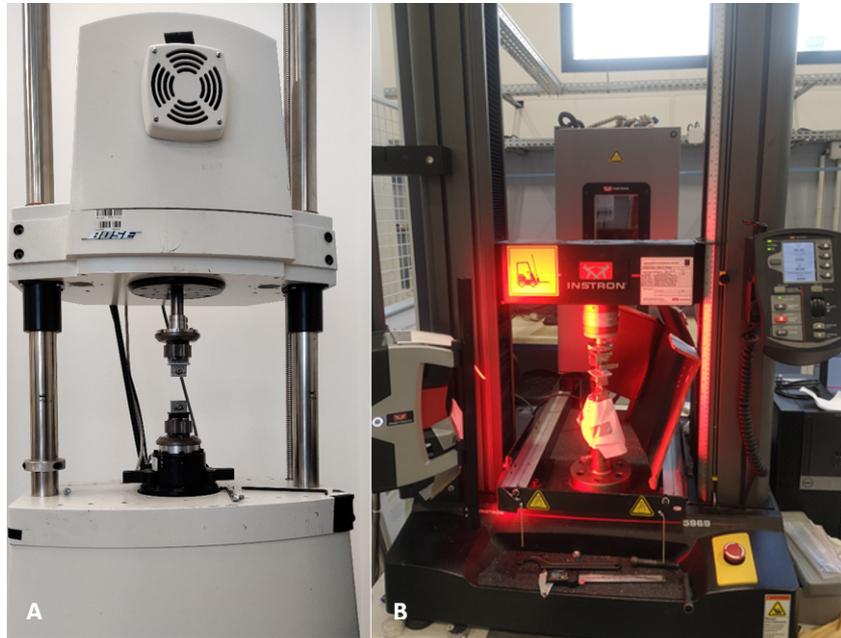


FIGURE 2.9 – Machines d’essais électrodynamique BOSE®Electroforce ®3330 (A) et électromécanique INSTRON ®5969 (B) situées sur la plateforme MASMECA de l’IRDL (Institut de Recherche Dupuy de Lôme) à Brest.

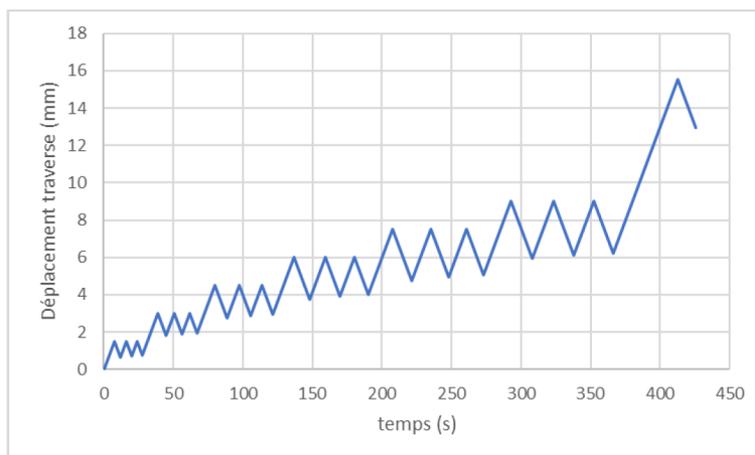


FIGURE 2.10 – Exemple de pilotage en déplacement d’un essai de traction cyclique (éprouvette 29).

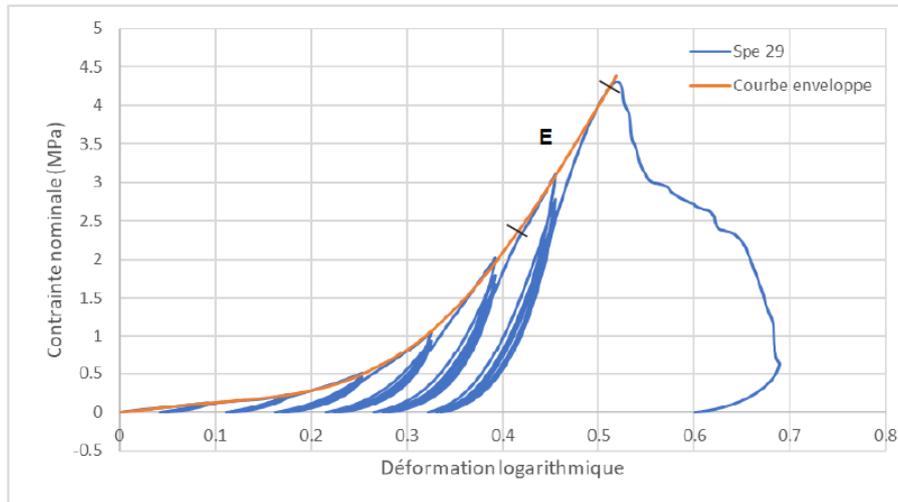


FIGURE 2.11 – Exemple de la définition d’une courbe enveloppe et du module d’élasticité (éprouvette 29).

où δ désigne le déplacement longitudinal, et L_0 la longueur initiale de l’éprouvette.

Une courbe enveloppe est définie sur les réponses contrainte-déformation avant rupture de chaque éprouvette, et un module d’élasticité est déterminé sur la portion linéaire de cette courbe enveloppe pour chaque éprouvette (Figure 2.11). Sur la base de cette méthode de détermination d’un module d’élasticité, une comparaison des valeurs obtenues pour les différents spécimens en fonction de leur localisation est proposée. Les valeurs de contraintes et déformations à rupture sont également relevées et comparées.

Enfin, les données obtenues pour les modules d’élasticité, les contraintes maximales et les déformations maximales sont analysées et comparées deux à deux par un test t de Welsh effectué à l’aide du logiciel R via l’interface pvalue.io. Le seuil de significativité a été fixé à 0.05.

Résultats

Parmi les 47 éprouvettes testées en traction, 77% (10 sur 13) des proximaux extrêmes, 67% (6 sur 9) des proximaux intermédiaires, 0% (0 sur 2) des intermédiaires, 60% (6 sur 10) des distaux intermédiaires et 85% (11 sur 13) des distaux extrêmes étaient exploitables; les éprouvettes restantes présentaient soit un glissement, soit une rupture dans les mors, rendant les données obtenues inexploitables.

Les valeurs L_0 et s_0 moyennes pour chaque zone sont présentées en Ta-

	PE (N=10)	PI (N=6)	DI (N=6)	DE (N=11)
L_0	17.37 [5.58 - 29.2]	17.40 [5.69 - 35.85]	17.06 [11.82 - 28.06]	16.63 [6.68 - 32.57]
s_0	29.28 [4.45 - 65.57]	51.09 [24.92 - 77.3]	34.21 [5.28 - 49.82]	15.67 [4.11 - 50.4]

TABLE 2.5 – Résumé des valeurs (moyenne [minimum - maximum]) de L_0 (mm) et s_0 (mm²) des spécimens regroupés en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême).

	PE (N=10)	PI (N=6)	DI (N=6)	DE (N=11)
E (MPa)	8.65 ± 3.75	8.82 ± 1.91	22.44 ± 4.42	26.43 ± 4.41
σ_r (MPa)	2.96 ± 1.09	2.53 ± 0.23	4.87 ± 0.44	6.72 ± 1.82
ϵ_r	0.62 ± 0.11	0.53 ± 0.07	0.42 ± 0.07	0.51 ± 0.08

TABLE 2.6 – Résumé des valeurs (moyenne ± écart-type) de module d'élasticité (E), contrainte à rupture (σ_r) et déformation à rupture (ϵ_r) des spécimens regroupés en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême). Les p values ont été obtenues par réalisation de tests de Kruskal-Wallis.

bleau 2.5.

La forme générale de la courbe enveloppe contrainte-déformation pour chaque zone est la même (Figure 2.11) : on retrouve une courbe en J typique des matériaux à comportement hyperélastique, avec une "toe region" correspondant à l'alignement des fibres de collagène, suivie d'une rigidification correspondant à la mise en charge progressive des fibres, jusqu'à une perte de raideur correspondant à la rupture partielle, puis totale, des fibres mises en charge.

Les valeurs moyennes du module d'élasticité, de la contrainte à rupture et de la déformation à rupture sont présentées dans le Tableau 2.6 et les Figures 2.12, 2.13 et 2.14.

Les modules d'élasticité et contrainte à rupture étaient significativement plus élevés dans les éléments distaux (DI et DE) par rapport aux éléments proximaux (PE et PI), avec des p-valeurs inférieures à 0.001 dans les deux cas (pour le détail des p-valeurs voir Tableau B.1). Il n'existait pas de différence statistiquement significative en termes de modules d'élasticité entre éprouvettes au sein du groupe distal (DI et DE) et les éprouvettes au sein du groupe proximal (PI et PE). Les contraintes à rupture étaient significativement plus élevées pour les éprouvettes DE par rapport aux éprouvettes

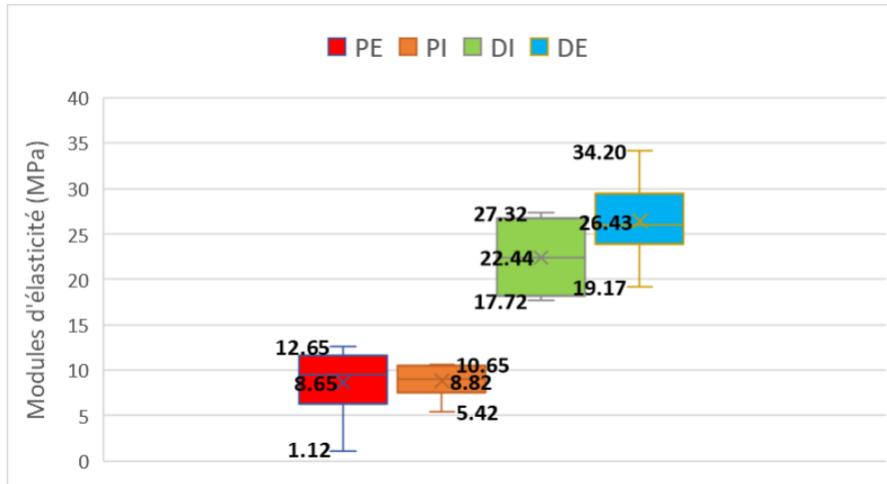


FIGURE 2.12 – Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des modules d'élasticité en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême).

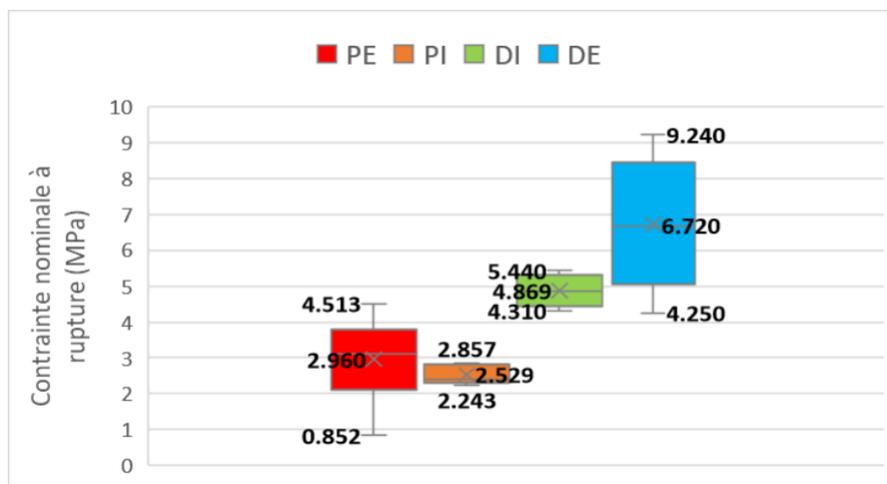


FIGURE 2.13 – Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des contraintes nominales à rupture en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême).

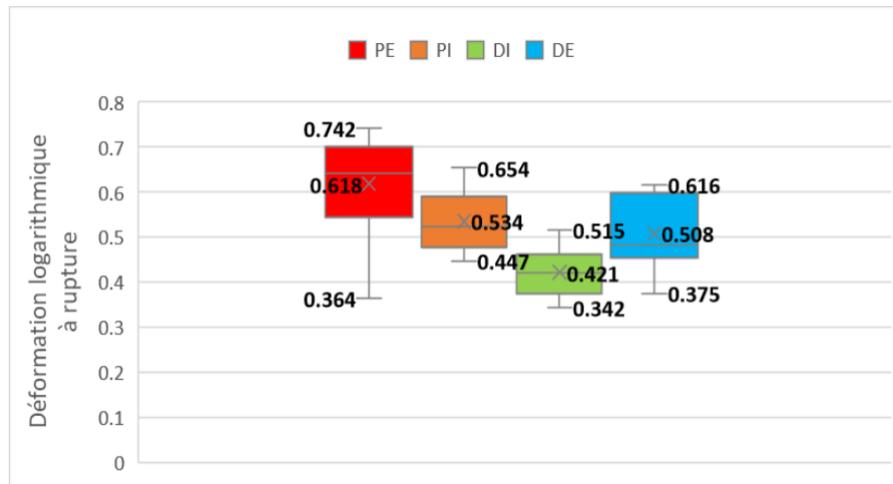


FIGURE 2.14 – Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des déformations logarithmiques à rupture en fonction des régions du plexus brachial (PE : proximal extrême, PI : proximal intermédiaire, DI : distal intermédiaire, DE : distal extrême).

DI.

La comparaison des résultats d'essais met donc en évidence une différence de comportement en termes de module d'élasticité et de contrainte à rupture entre éléments distaux et proximaux. La comparaison des données des déformations à rupture des différents spécimens indique quant à elle des valeurs relativement similaires entre les différentes régions du plexus brachial.

Discussion

Cette partie nous a permis de démontrer des différences significatives en termes de caractéristiques biomécaniques selon les zones, proximales ou distales, du plexus brachial. Les zones proximales présentent des modules d'élasticité et des contraintes maximales à rupture significativement plus faibles que les zones distales.

Ce premier travail de caractérisation systématique du plexus brachial apporte de la lumière sur des explications biomécaniques de la plus grande vulnérabilité des structures proximales du plexus brachial, soit les racines cervicales et les troncs, dont la rupture représente jusqu'à 70% des lésions fermées du plexus brachial [127]. Il s'agit notamment du premier travail de ce type sur le plexus brachial humain.

Nos résultats sont comparables à ceux de la littérature (Figure 2.15) concernant les valeurs de contrainte maximale, de déformation maximale et

de module d'élasticité, notamment avec les études conduites sur des plexus brachiaux, que ce soit chez l'humain [82] ou chez l'animal [83, 86, 14]. Beel et al [83] et Singh et al [14] retrouvent comme nous une différence entre les modules d'élasticité des structures proximales (racines et troncs) et des structures distales (faisceaux et branches terminales) du plexus brachial, cependant dans des proportions différentes. Ces différences peuvent s'expliquer par la différence d'espèce et d'âge des spécimens utilisés. Singh et al. ont utilisé des plexus brachiaux prélevés sur des cochons en période néonatale afin d'explorer les propriétés mécaniques du plexus brachial lors des paralysies obstétricales. D'autre part, Beel et al. ont utilisé des plexus brachiaux de souris.

Nous notons également des différences avec les résultats présentés par Kawai et al en 1989 [15]. Kawai et al ont conduit leurs expérimentations sur des plexus brachiaux de lapin, dont le membre supérieur était laissé en continuité avec la moelle cervicale de l'animal, en appliquant des forces de traction sur le coude, dans différentes directions. Les valeurs de contrainte à rupture rapportées par Kawai et al. sont bien supérieures aux nôtres et à celles du reste de la littérature portant sur le plexus brachial [83, 86, 39, 14, 82], et ce d'un facteur 10 à 40. Ces différences peuvent s'expliquer par l'interposition de structures osseuses, musculaires et ligamentaires, ainsi que des articulations du coude et de l'épaule entre le point où la traction était exercée et le plexus brachial proprement dit, entraînant un biais majeur dans l'identification des caractéristiques mécaniques du plexus brachial.

Notre étude présente naturellement des limites : elle a été réalisée sur un nombre limité d'éprouvettes en comparaison à la dispersion de nos données, ces éprouvettes étant issues d'un nombre limité de spécimens anatomiques et ne permettant pas de rendre compte de la variabilité inter-individuelle. Cependant, cette série de petite taille nous a permis de montrer des différences statistiquement significatives en termes de module d'élasticité, de contrainte maximale et de déformation maximale. Nous n'avons utilisé qu'une seule vitesse de sollicitation et n'avons donc pas étudié la composante viscoélastique et temps-dépendante du comportement mécanique du plexus brachial. Enfin, nous avons choisi de ne pas explorer la viscoélasticité des structures nerveuses à long terme (relaxation durant plusieurs heures) en raison des difficultés de conservation du matériel et de sa dégradation et/ou de son séchage, qui n'auraient pas permis de refléter son comportement physiologique.

Nous présentons également un nombre élevé d'éprouvettes exclues en raison de l'absence de matériel entre les clamps en fin d'essai, qui faisaient suspecter un glissement ou une mauvaise méthode de fixation. Cependant, certains auteurs, notamment Singh et al [14], confrontés à des cas similaires, ont néanmoins inclus les données des éprouvettes présentant une rupture

Auteurs	Type de tissu (frais)	Module d'élasticité (MPa)	Contrainte maximale (MPa)	Déformation maximale	Vitesse de sollicitation (mm/sec)	n
Beel 1986	Souris, racines spinales vs branches terminales	1.19 (racines) 7.0 (branches terminales)	3.02	0.46	1.0mm/sec	45
Nishida 2015	Cochon, racines spinales (NaCl)		2.3 ^a 1.7 ^b 1.5 ^c		^a 0.1, ^b 1, ^c 10 100 mm/sec	35
Singh 2006	Rat, racines spinales (37°C, NaCl)	1.3 ^A 2.9 ^B	0.26 ^A 0.62 ^B	0.29 ^A 0.31 ^B	^A 0.01 mm/sec ^B 15 mm/sec	68
Singh 2018	Porcelet, plexus brachial, nerf tibial	Troncs: 1.48 ^a , 2.02 ^b Faisceaux: 2.41 ^a , 6.39 ^b Branches terminales: 4.51 ^a , 14.87 ^b Nerf tibial: 5.27 ^a , 14.83 ^b	Troncs: 0.20 ^a , 0.45 ^b Faisceaux: 0.46 ^a , 1.31 ^b Branches terminales: 0.98 ^a , 3.51 ^b Nerf tibial: 1.17 ^a , 3.07 ^b	Troncs: 0.24 ^a , 0.34 ^b Faisceaux: 0.37 ^a , 0.32 ^b Branches terminales: 0.37 ^a , 0.29 ^b Nerf tibial: 0.42 ^a , 0.34 ^b	^a 0.01 ^b 10	104
Zapalowicz 2000	Humain, adulte, plexus brachial		2.6	0.39	10mm/min	7
Zapalowicz 2018	Humain, adulte, plexus brachial (NaCl, 20°C, 65%, traction uniaxiale, 3 groupes)	Groupe A : traction 45° inclinaison Groupe B : traction perpendiculaire à l'axe du rachis Groupe C : traction parallèle à l'axe du rachis	Lésions préganglionnaires: A: 24% B: 46% (C5-6-7) C: 30% (C8-T1)	Lésions postganglionnaires: A: 47% (divisions) B: 16% C: 37% (divisions & faisceaux)	200mm/min	15
Kawai 1989	Lapin, plexus brachial, traction sur le coude		Branche terminale: 46MPa Racine: 26 MPa	Branche terminale: 7-9% Racine: 7%	500mm/min	19

FIGURE 2.15 – Revue de la littérature des études mécaniques portant sur le plexus brachial. NaCl : solution saline.

dans les clamps.

Enfin, les travaux de Yang et al [122] sur le collagène avaient démontré les différences de propriétés mécaniques des tissus biologiques selon leur état d'hydratation, avec une augmentation du module d'élasticité d'un facteur 10 après séchage des éprouvettes de collagène. Nous avons conservé les éprouvettes dans le serum physiologique tout au long de la préparation, puis nous les avons recouvertes de film alimentaire une fois mises en places entre les mors, afin de limiter la déshydratation de ces dernières, et de rester au plus proche des conditions physiologiques.

Cette étude confirme la plus grande vulnérabilité des structures proximales (racines et troncs) du plexus brachial, et apporte des résultats standardisés sur le plexus brachial humain adulte, qui étaient jusqu'à ce jour manquants dans la littérature. Afin d'apporter une explication structurelle à ces constatations mécaniques, nous avons réalisé une caractérisation biomécanique de la microstructure du nerf (tissu conjonctif et fascicules) présentée en 2.2.4.

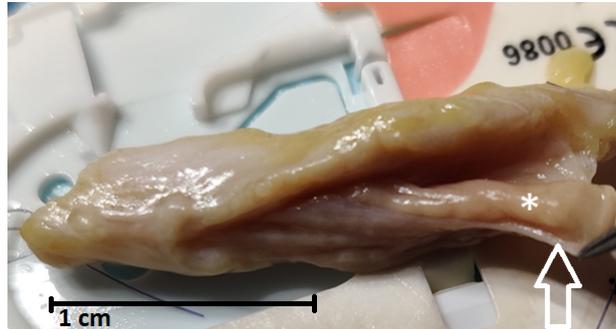


FIGURE 2.16 – Individualisation d’un fascicule (*) et du périnèvre l’environnant (flèche), sous magnification optique (x3.3).

2.2.4 Caractérisation microstructurale en traction

Nous avons vu dans la partie précédente les différences en termes de caractéristiques mécaniques, notamment de module d’élasticité, entre les zones proximales et distales du plexus brachial. Nous savons, grâce aux travaux de Bonnel [8] et aux analyses décrites dans la section 2.1, qu’il existe des différences histologiques, notamment en termes de proportion d’axones et de tissu conjonctif, entre les zones proximales et distales du plexus brachial.

Cette partie est donc consacrée à la caractérisation de la microstructure des nerfs périphériques, en réalisant des essais sur les fascicules et les tuniques conjonctives, séparément, afin d’affiner la relation entre différences histologiques et différences mécaniques observée entre les régions du plexus brachial. Nous proposons également un modèle rhéologique simple du nerf périphérique nous permettant d’approximer, à partir des données histologiques et des données de caractérisation microstructurale, des modules d’élasticité pour chaque zone, qui sont confrontés aux résultats obtenus dans la section précédente.

Matériel et Méthode

Matériel Deux plexus brachiaux, divisés en un total de 46 éprouvettes, ont été utilisés pour cette étude. Sous magnification optique, (loupes chirurgicales Zeiss®x3.3) chaque specimen a été disséqué à l’aide d’instruments microchirurgicaux afin d’isoler le tissu conjonctif (épi-périnèvre) des fascicules (Figure 2.16). Les éprouvettes ainsi obtenues ont été testées séparément.

Une machine d’essais INSTRON®5969 (moteur électromécanique, cellule 2kN)(INSTRON®, Norwood, MA) de la plateforme MASMECA de l’IRDL a été utilisée pour ces essais.

Méthode des essais Les données des essais étaient enregistrées à une fréquence de 20Hz.

Chaque éprouvette était fixée à l'aide de mors mécaniques, et protégée par une feuille de film alimentaire présentant une incision en son milieu, afin de contrôler l'hydratation de l'éprouvette. La longueur ainsi que la section initiales de l'éprouvette étaient mesurées à l'aide d'un pied à coulisse (WILMART®006122).

Les essais de traction cycliques étaient pilotés en déplacement à 0.2 mm/s avec un retour à zéro effort lors de la décharge. Trois cycles étaient réalisés à un même niveau de déformation puis une augmentation du déplacement de 10% de la longueur initiale du spécimen était effectuée. Cette augmentation de 10% était réitérée jusqu'à 60% de la longueur initiale du spécimen où, si le spécimen n'avait pas rompu, un déplacement de 100% de la longueur initiale du spécimen était réalisé (Figure 2.10). Les essais de traction cyclique étaient effectués jusqu'à rupture des spécimens.

Méthode d'analyse Les données d'effort et de déplacement sont récupérées et les contraintes nominales et déformations logarithmique sont calculées de la même façon que pour les éprouvettes "entières" (voir 2.2.3).

Les données obtenues pour les modules d'élasticité, les contraintes maximales et les déformations maximales sont analysées par un test non paramétrique de Kruskal-Wallis effectué à l'aide du logiciel R via l'interface pvalue.io. Le seuil de significativité a été fixé à 0.05.

Afin d'estimer un module d'élasticité d'une éprouvette à partir des données histologiques présentées en section 2.1 et des caractéristiques mécaniques du tissu conjonctif et des fascicules, deux modèles rhéologiques ont été proposés (Figure 2.17) [128].

On considère ainsi que l'éprouvette est composée de 2 phases décrites par des ressorts linéaires disposés en parallèle. Une phase fasciculaire, représentée par une fraction de fascicules V_f et une phase conjonctive, représentée par une fraction de tissu conjonctif V_p . Lorsque la sollicitation est effectuée dans l'axe des fibres, le module d'élasticité du matériau peut être décrit par les relations suivantes dans le cas du Modèle de Voigt (2.4) :

$$\begin{aligned}\sigma_f &= E_f \cdot \epsilon_f, \sigma_p = E_p \cdot \epsilon_p \\ \epsilon &= \epsilon_f = \epsilon_p \\ \sigma &= \sigma_f + \sigma_p \\ E &= V_f \cdot E_f + V_p \cdot E_p\end{aligned}\tag{2.4}$$

et dans le cas du Modèle de Reuss, par (2.5) :

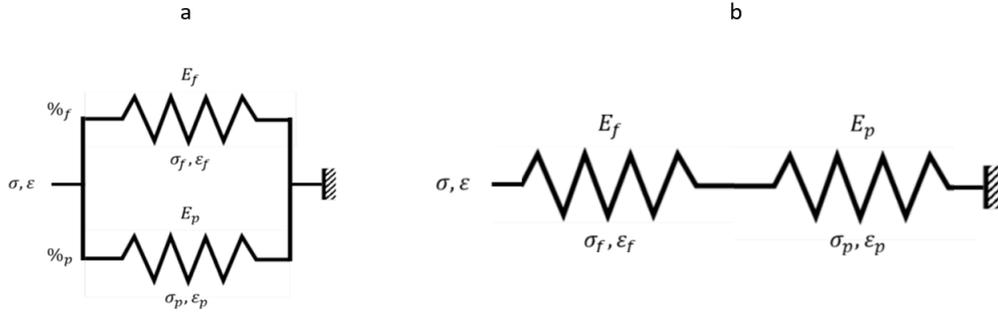


FIGURE 2.17 – Modèles rhéologiques de Voigt (a) et de Reuss (b) utilisés pour le calcul d'un module d'élasticité d'une éprouvette à partir de ses sous structures.

	Fascicules	Epi-périnèvre
L_0 (mm)	9.39 [6.69 - 13.3]	8.25 [4.68 - 13.27]
s_0 (mm ²)	5.46 [0.72 - 12.9]	3.49 [0.18 - 15.3]

TABLE 2.7 – Résumé des valeurs (moyenne [minimum - maximum]) de L_0 et s_0 des éprouvettes de fascicules isolés et d'épi-périnèvre.

$$\begin{aligned}
 \sigma_f &= E_f \cdot \epsilon_f, \sigma_p = E_p \cdot \epsilon_p \\
 \sigma &= \sigma_f = \sigma_p \\
 \epsilon &= \epsilon_f + \epsilon_p \\
 E &= \frac{E_f E_p}{V_p \cdot E_f + V_f \cdot E_p s}
 \end{aligned} \tag{2.5}$$

Résultats

Les valeurs L_0 et s_0 moyennes pour chaque type d'éprouvette sont présentées en Tableau 2.7.

La forme globale de la courbe enveloppe contrainte déformation est la même que décrite dans les résultats de la caractérisation en traction des zones du plexus brachial (voir Sous section 2.2.3).

Les résultats obtenus, en termes de module d'élasticité, contrainte à rupture et déformation à rupture moyens sont présentés dans le tableau 2.8 et les Figures 2.18, 2.19 et 2.20.

A partir des modules d'élasticité liés à chaque sous structure du nerf (fascicule et tissu conjonctif) en considérant les taux respectivement de fascicules

	Fascicules (N=12)	Epi-périnèvre (N=16)	p-value*
E (MPa)	6.34 [2.30 - 15.62]	32.1 [13.1 - 115.8]	<0.001
σ_r (MPa)	0.87 [0.31 - 1.37]	3.21 [0.89 - 10.7]	<0.001
ϵ_r	0.57 [0.36 - 0.81]	0.74 [0.39 - 1.74]	0.12

TABLE 2.8 – Résumé des valeurs (moyenne, minimum et maximum) de module d'élasticité (E), contrainte à rupture (σ_r) et déformation à rupture (ϵ_r) des éprouvettes composées de fascicules et d'épi-périnèvre. Les p-values ont été obtenues par réalisation de tests de Mann-Whitney.

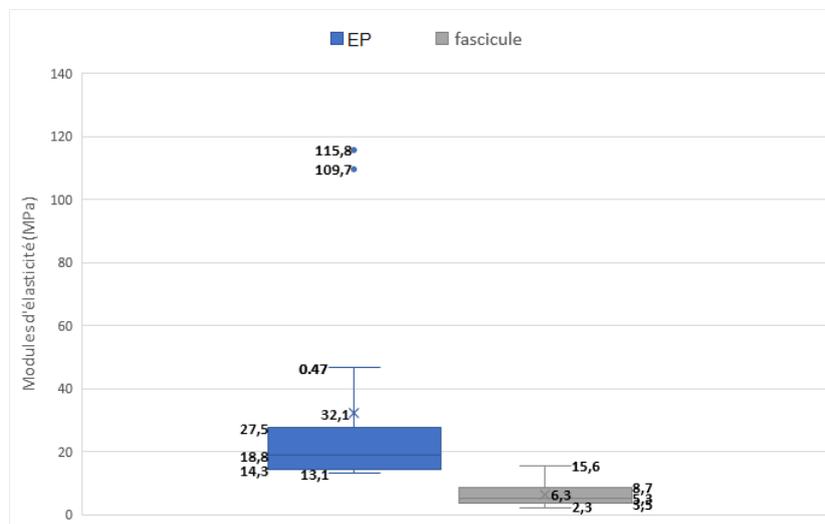


FIGURE 2.18 – Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des modules d'élasticité des fascicules isolés et de l'épi-périnèvre (EP).

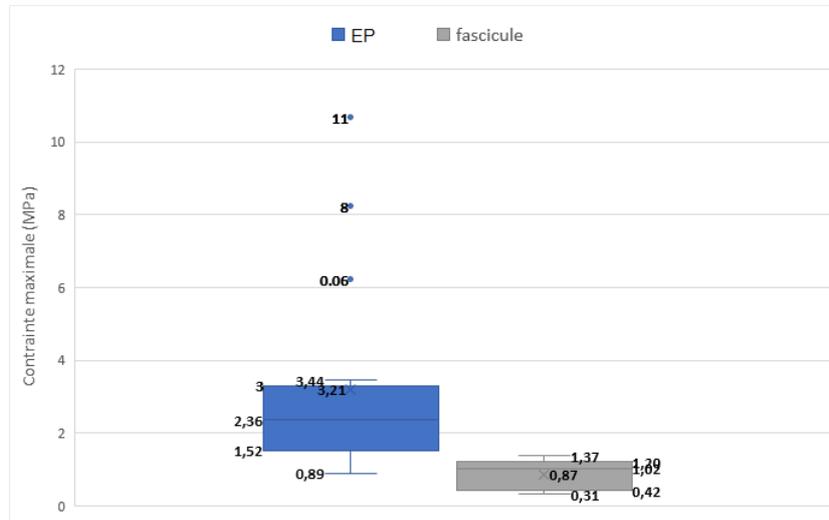


FIGURE 2.19 – Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des contraintes nominales à rupture des fascicules isolés et de l'épi-périnèvre (EP).

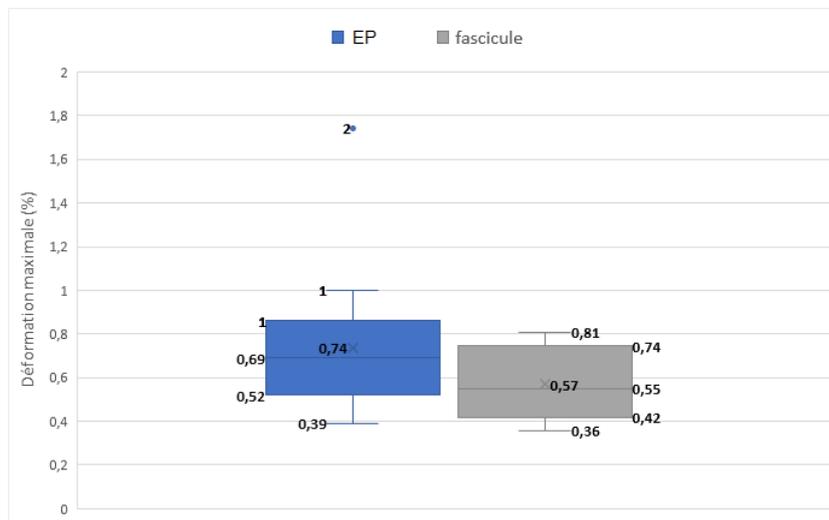


FIGURE 2.20 – Graphique en boîte à moustache présentant les valeurs des déformations nominales à rupture des fascicules isolés et de l'épi-périnèvre (EP).

Nom	Taux fascicules (%)	Taux EP (%)	Voigt (MPa)	Reuss (MPa)	Mesuré (MPa)
Racines (PE)	63.2 (4.93)	36.8 (4.93)	15.8	9.0	8.7
Troncs (PI)	51.4 (2.59)	48.6 (2.59)	18.9	10.4	8.8
Division (I)	27.6 (-)	72.4 (-)	24.9	15.1	-
Faisceau (DI)	24.0 (2.33)	75.9 (2.33)	25.9	16.3	22.4

TABLE 2.9 – Modules d'élasticité (MPa) calculés par les modèle de Voigt et de Reuss à partir des taux de fascicules et d'épi-périnèvre (EP) de chaque éprouvette, et moyenne des modules d'élasticité mesurés pour ces types d'éprouvettes.

et de tissu conjonctif retrouvés grâce aux coupes histologiques (Tableau 2.1), et en utilisant les modèles rhéologiques présentés en Figure 2.17 et en 2.4 et 2.5, nous avons modélisé des modules d'élasticité pour chaque éprouvette, présentés en Tableau 2.9.

Discussion

Ce travail démontre que le module d'élasticité et la contrainte maximale du tissu conjonctif épi-périneural est significativement supérieure à ceux des fascicules isolés de leur enveloppe fibreuse. Le module d'élasticité de l'épi-périnèvre peut être jusqu'à 10 fois supérieur à celui des fascicules isolés. Un premier modèle rhéologique simple permet l'approximation du module d'élasticité au niveau des parties distales du plexus brachial.

Cette étude présente l'originalité d'être la première à notre connaissance à traiter de la caractérisation mécanique de la microstructure du nerf périphérique au moyen de traction longitudinale uniaxiale. Seule une étude, celle de Bianchi et al [125], s'est penchée sur les propriétés mécaniques du tissu conjonctif et de la myéline au sein du nerf périphérique, par diffraction de rayons X. Bianchi et al ont réalisé des essais de traction sur nerfs sciatiques de rat, complets, et en ont déduit les contraintes supportées par l'épi-périnèvre en considérant que ce dernier représentait 50% de la section du nerf en se basant sur les travaux de Flores et al [129]. Bien que cette hypothèse soit valide pour certaines localisations, il semble abusif de l'étendre à toutes les localisations des nerfs périphériques, que ce soit chez l'animal ou l'humain, car la proportion d'axones et de tissu conjonctif varie de proximal en distal, comme montré en Chapitre 2.1. Néanmoins, Bianchi et al retrouvent des modules d'élasticité compatibles avec nos résultats, de 5.31MPa pour le nerf complet, et estimé à 92.34MPa pour l'épi-périnèvre. La sous-estimation

de la proportion en collagène peut expliquer le module d'élasticité élevé par rapport à nos résultats, mais il reste dans la fourchette de valeurs que nous avons retrouvée (maximum 115.8 MPa).

Nos résultats sont compatibles avec les études proches présentes dans la littérature. Du point de vue de l'épi-périnèvre, nous nous rapportons aux études sur le tissu conjonctif (e.g. tendons) conduites par Lynch et al [130] et Graham et al [131]. Lynch et al. [130] ont conduit leurs essais en traction axiale longitudinale et en traction transversale sur des tendons de mouton, et rapportent un module d'élasticité à 34.0MPa en traction longitudinale. Leurs travaux ont également l'originalité de démontrer un module d'élasticité inférieur d'un facteur 200 (0.157 MPa) lorsque la traction est effectuée perpendiculairement à l'axe des fibres de collagène. Quant à eux, Graham et al [131] ont conduit des essais de spectroscopie de force sur des fibrilles de collagène de type I extraites de fibroblastes humains en culture, et rapportent un module d'élasticité moyen de 32.0 MPa pour une fibrille isolée.

Du point de vue du tissu axonal, aucune étude de la littérature ne se penche sur les fascicules des nerfs périphériques, isolés de leur périnèvre. Le travail le plus proche est celui de Nishida et al [86], qui ont étudié les propriétés mécaniques des racines spinales, isolées de leurs enveloppes méningées, prélevées au niveau de la moelle épinière du cochon. Nishida et al rapportent des modules d'élasticité de l'ordre de 0.7MPa pour les racines spinales. De même, nous pouvons théoriquement rapprocher le comportement des axones au sein du nerf périphérique de celui des axones contenus dans la substance blanche de la moelle. Le comportement mécanique de la moelle cervicale, isolée de ses enveloppes méningées, en traction axiale, qu'elle soit d'origine humaine ou animale, a été étudié par divers auteurs [132, 133, 134, 135]. Chez le boeuf, Ichihara et al [132] et Oakland et al [134], et chez le mouton Ramo et al [135] rapportent des modules d'élasticité médullaires de respectivement 0.061MPa et 1.19MPa, et 0.9MPa. De même, chez l'humain, Mazuchowski et al [133] rapportent un module d'élasticité de 0.089MPa.

Nos valeurs de module d'élasticité pour le tissu axonal sont donc supérieures à celles rapportées dans la littérature pour des tissus théoriquement similaires. Cette différence peut s'expliquer par la présence de collagène au sein des fascicules, notamment au niveau de l'endonèvre (voir Section 2.1), alors que les axones au niveau médullaire sont totalement dépourvus de collagène environnant, excepté au niveau des enveloppes méningées (dure mère notamment). De plus, Tillett et al [5] ont démontré l'existence d'attaches fibrillaires entre les axones et le périnèvre les entourant, qui seraient donc laissées en place lors de la résection du périnèvre, constituant une autre source de collagène susceptible de participer à la résistance mécanique des fascicules.

La présence de l'endonèvre et des attaches fibrillaires des fascicules ne nous a donc pas permis d'isoler parfaitement le tissu axonal du tissu conjonctif, et leur présence altérerait les propriétés mécaniques estimées du tissu axonal, sans toutefois nuire à la significativité de nos résultats. Il apparaît donc que l'endonèvre participe à la rigidité et à la résistance du fascicule aux forces de traction [136].

Enfin, la simplicité des deux modèles rhéologiques utilisés, mais également la présence de tissu conjonctif (endonèvre) au sein des éprouvettes "fascicules isolés" testés impacte les résultats obtenus en termes d'estimation de module d'élasticité à partir des données histologiques. Nos données se situent entre les bornes des modules d'élasticité calculés par les modèles de Reuss et de Voigt. Il apparaît nécessaire d'affiner le modèle rhéologique utilisé, notamment en prenant en compte la microstructure du nerf et notamment la nature de l'interface – supposée parfaite dans les modèles de Reuss et de Voigt – entre le fascicule et l'épi-périnèvre, composée d'attaches fibrillaires [5].

Nous avons confirmé à l'issue de cette section l'existence de différences significatives de comportement mécanique en traction axiale entre les fascicules isolés et les tuniques conjonctives du nerf périphérique. Malgré la séparation des fascicules et de l'épipérinèvre sous magnification optique, la persistance de tissu conjonctif sous forme d'endonèvre au sein des éprouvettes identifiées comme "fascicules" altère leur comportement mécanique et montre que l'endonèvre a également un rôle mécanique dans la résistance du nerf aux forces de traction. Nos résultats en termes d'estimation de module d'élasticité sont donc également impactés par la présence de tissu conjonctif au niveau des éprouvettes de fascicules testées, qui augmente leur module d'élasticité.

Cependant, comme nous l'avons décrit précédemment, les sollicitations du plexus brachial sont plus complexes que des sollicitations axiales, et peuvent également impliquer des mécanismes de compression par les structures anatomiques environnantes. L'étude des caractéristiques du nerf périphérique en compression radiale fait l'objet de la section suivante.

2.2.5 Caractérisation en compression radiale

Nous avons vu tout au long de l'étude bibliographique (Partie 1) que le manque de données sur le comportement du nerf périphérique et le plexus brachial concernait également les mécanismes de compression radiale. Dans cette troisième partie, nous nous consacrons à l'étude du comportement mécanique du nerf périphérique en compression radiale. Pour ce faire, nous avons réalisé des tests de compression avec suivi vidéo, et déterminé les caractéristiques mécaniques de l'éprouvette à l'aide d'une analyse éléments finis inverse. Ces différents résultats nous permettent d'alimenter le modèle mécanique du nerf périphérique présenté en Partie 3.

Matériel et Méthode

Les essais de compression radiale ont été menés sur une machine d'essai électrodynamique BOSE Electroforce ®3330 au sein de l'ENSTA Bretagne. Des mors de compression lubrifiés ont été utilisés dans le cadre de ces essais (Figure 2.21). Le pilotage était effectué en déplacement à une vitesse de 0.4mm/s et cinq cycles de charge-décharge effectués. Les essais étaient filmés de face et de côté (Figure 2.21) avec une résolution de 8000x6000 pixels.

Des problèmes d'angle de vue et de stabilité du suivi vidéo ont entravé l'exploitation des données de plusieurs éprouvettes. Nous présentons ici la méthode d'analyse et les résultats sur la base des données de l'éprouvette 23 (racine T1, proximal extrême) qui disposait d'un meilleur suivi vidéo.

Méthode d'analyse A l'issue des essais expérimentaux, nous disposons de la réponse force-déplacement de l'éprouvette (Figure 2.22) et du suivi vidéo. Dans le cadre de cette analyse, nous avons choisi de nous intéresser à la courbe de première charge à effort non nul. Cette courbe est ramenée à zéro en déplacement (Figure 2.22).

A partir du suivi vidéo, quatre images sont extraites au cours de la première charge afin de déterminer les valeurs de déformations logarithmiques suivant les axes 1 et 2 (Figure 2.23). La démarche, illustrée ici pour la vue « côté » est également réalisée pour la vue « face ». Pour ce faire, la hauteur et la longueur du spécimen sont mesurées aux différents instants à partir de l'outil de mesure Pixel Ruler (v 3.1).

Les déformations logarithmiques LE_{11} et LE_{22} sont alors calculées de la façon suivante :

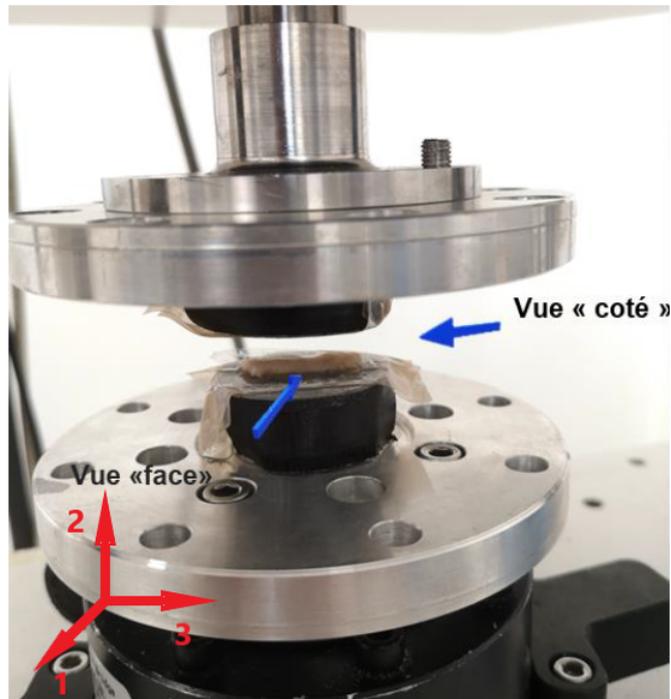


FIGURE 2.21 – Mors de compression utilisés lors des essais. Deux angles de vue ont été capturés lors des essais en compression : une vue "face" et une vue de "côté" et orientation matériau.

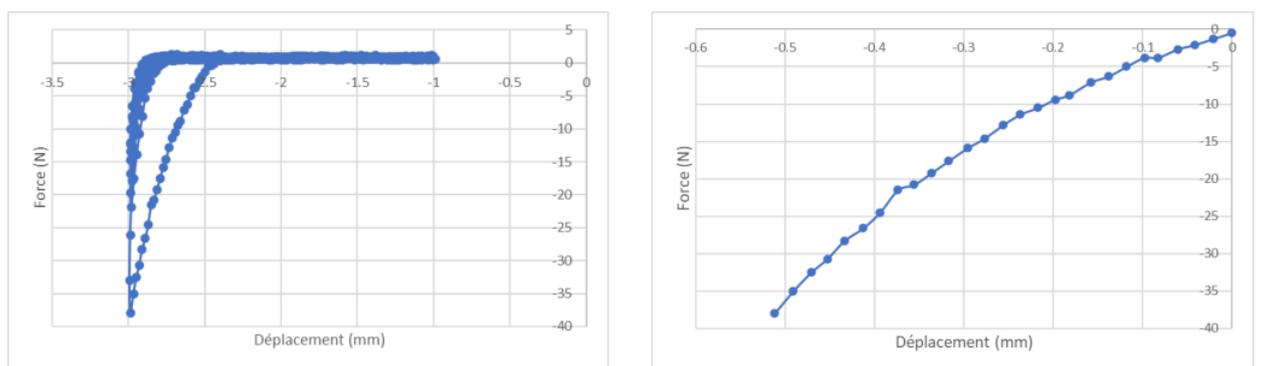


FIGURE 2.22 – Réponse force-déplacement de l'éprouvette 23 (gauche) et courbe de première charge recalée (droite).



FIGURE 2.23 – Image de l'éprouvette 23 au cours de la première charge de l'essai de compression radiale, vue "côté", et orientation matériau.

$$\begin{aligned}
 LE_{11} &= \ln\left(\frac{L}{L_0}\right) \\
 LE_{22} &= \ln\left(\frac{h}{h_0}\right)
 \end{aligned}
 \tag{2.6}$$

avec L la longueur du spécimen en configuration déformée, L_0 sa longueur initiale, h la hauteur du spécimen en configuration déformée et h_0 la hauteur initiale du spécimen. Une erreur d'un pixel est prise en compte dans le calcul des déformations logarithmiques à partir des images issues du suivi vidéo. Cette erreur est principalement due au manque de résolution rendant parfois difficile la délimitation précise du spécimen.

À partir de ces données, nous avons utilisé une méthode d'identification par analyse inverse pour déterminer les modules d'élasticité et coefficients de Poisson en vue « côté » et vue « face ». La démarche d'analyse proposée se base sur les données expérimentales et une simulation par élément finis de l'essai de compression radiale réalisée sous ABAQUS CAE 2021 (Dassault Systèmes, Paris Saclay, France). L'idée de l'approche était de comparer les résultats issus de la simulation aux résultats expérimentaux pour ajuster les variables d'entrée, ici nos paramètres matériau, dans l'optique d'être le plus fidèle possible aux données expérimentales.

Modélisation éléments finis La simulation par éléments finis a pour objectif de simuler l'essai de compression radiale lors de la première charge. Les différentes étapes de mise en place de la simulation sont présentées ci-après.

Les mors de compression sont définis en tant que corps rigides (2D Analytical Rigid Body) tandis que l'éprouvette est définie en tant qu'objet 2D Shell Déformable avec une subsection solide, homogène et une épaisseur de 17.52 mm. Des points de référence sont assignés aux plateaux de compression. La géométrie de l'éprouvette est définie directement sous Abaqus à partir de l'importation d'une image de l'éprouvette à l'instant initial. Les contours de l'éprouvette sont définis à partir de points qui sont ensuite reliés pour établir la géométrie finale. On suppose que les points situés à moins de 1 pixel des mors sur l'image sont alignés. Une partition de l'éprouvette est également réalisée. Initialement, la hauteur de l'éprouvette en vue « côté » est d'environ 1.12 mm pour une longueur d'environ 10.98 mm.

Un matériau élastique défini par un module d'élasticité (E) et un coefficient de Poisson (ν_{21}) est affecté à l'éprouvette modélisée.

Les interactions entre l'éprouvette et les mors sont définies en tant que contact surface/surface. On suppose que le contact tangentiel est réalisé sans friction grâce à la bonne lubrification des mors et que le contact normal est de type « Hard Contact ».

Sur le mors inférieur fixe, un encastrement est réalisé. Le mors supérieur mobile est piloté en déplacement suivant l'axe Y sur 0.52 mm comme lors de l'essai expérimental. De plus, pour éviter des problèmes de glissement de l'éprouvette hors des mors lors de la simulation, le mouvement de l'éprouvette suivant l'axe x est bloqué sur la partition verticale réalisée.

Les éléments utilisés pour le maillage sont linéaires, quadrangles, en déformations planes et avec intégration réduite (CPE4R). Les simulations ont été conduites avec et sans intégration réduite sans qu'aucune différence ne soit observée. Dans une perspective de gain de temps de calcul, l'intégration réduite a été choisie. La taille des éléments utilisés est de 0.08 mm.

Résultats

La simulation par éléments finis nous permet d'obtenir les valeurs de forces et déplacements ainsi que les données des déformations logarithmiques LE_{11} et LE_{22} . Pour remonter aux données sur LE_{11} et LE_{22} et les comparer aux données expérimentales, les déformations sont respectivement extraites aux différents instants de la simulation (pas de 0.01 s sur 1 s de simulation) suivant un profil horizontal et un profil vertical définis sur l'éprouvette. Une moyenne volumique est ensuite réalisée sur les données obtenues aux

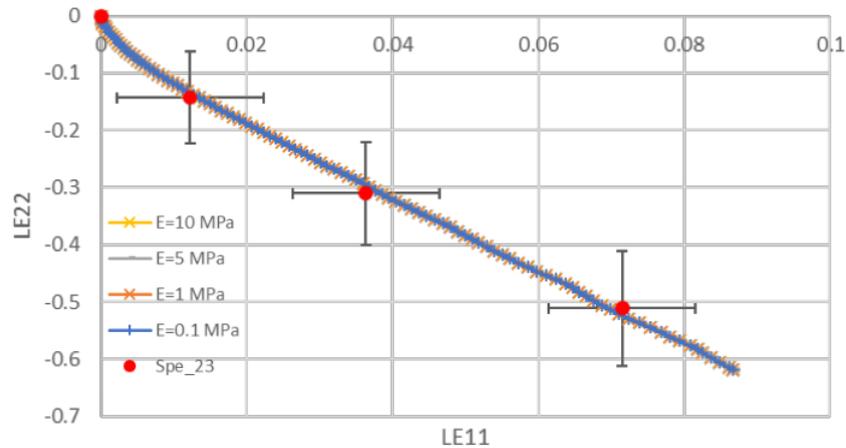


FIGURE 2.24 – Réponse LE_{22} en fonction de LE_{11} pour différentes valeurs de E à $\nu_{21}=0.14$.

différents instants sur les éléments du profil pour tracer les réponses LE_{22} en fonction de LE_{11} .

Pour vérifier l'influence de nos deux paramètres matériau sur les réponses que nous observons, la réponse LE_{22} en fonction de LE_{11} a été tracée pour différentes valeurs de E à ν_{21} fixé et la réponse force déplacement pour différentes valeurs de ν_{21} à E fixé (Figures 2.24 et 2.25).

Nous pouvons constater que, à coefficient de Poisson fixé, le module d'élasticité n'influence pas la réponse LE_{22} en fonction de LE_{11} . En revanche, à module d'élasticité fixé, une variation du coefficient de Poisson engendre une variation de la réponse force déplacement. Par conséquent, on cherche à déterminer dans un premier temps une valeur optimale de coefficient de Poisson pour un module quelconque. Puis dans un second temps, on détermine une valeur de module d'élasticité optimale. En ce sens, la réponse LE_{22} en fonction de LE_{11} a été tracée pour différents coefficients de Poisson à $E = 0.65$ MPa et comparée aux données expérimentales (figure 2.26). Bien que plusieurs valeurs proches soient admissibles en prenant en compte l'erreur associée aux données expérimentales, une valeur de $\nu_{21} = 0.14$ est choisie. Cette valeur correspond à la réponse passant au plus proche des points expérimentaux.

À $\nu_{21} = 0.14$ fixé, on simule l'essai pour différentes valeurs de modules d'élasticité (figure 2.27) et on compare la réponse force déplacement simulée aux données expérimentales. Nous pouvons ainsi en déduire une valeur de module de $E = 0.34$ MPa.

La même démarche est appliquée pour la vue "face". Les résultats des

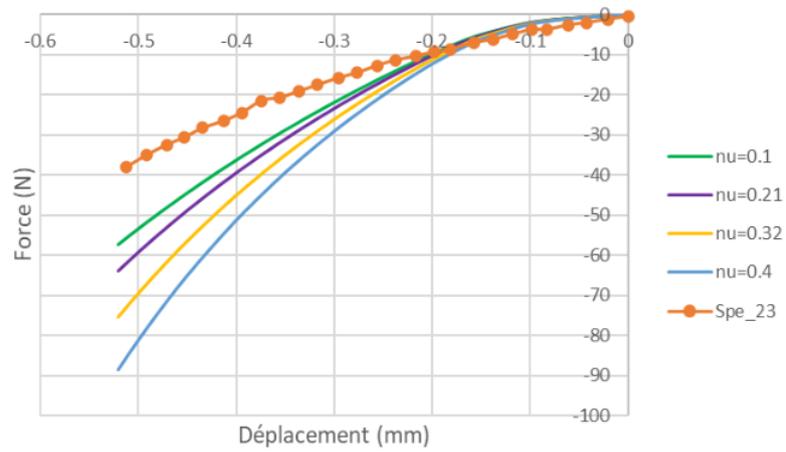


FIGURE 2.25 – Réponse force déplacement pour différentes valeurs de ν_{21} à $E=0.65$ MPa.

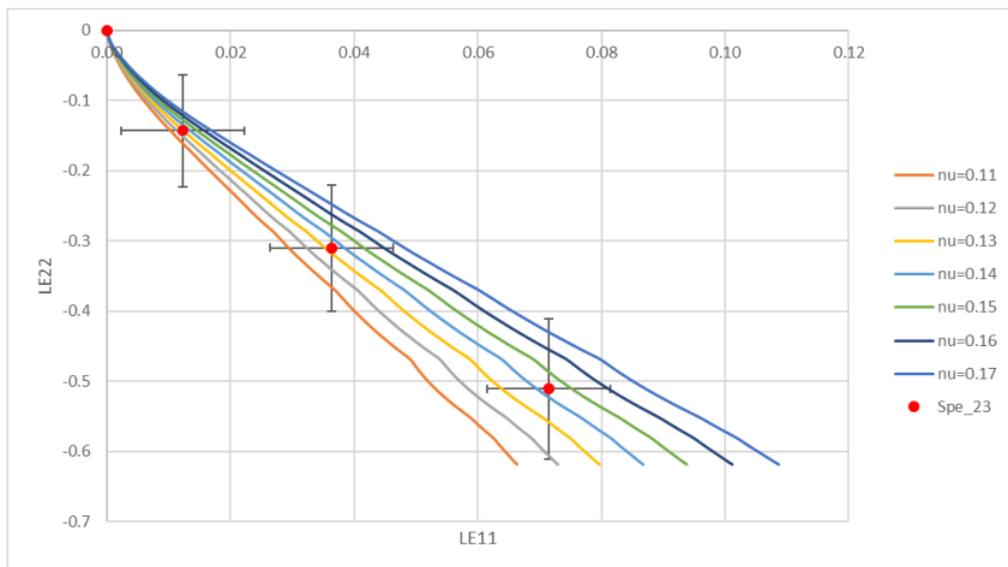


FIGURE 2.26 – Détermination d'un coefficient de Poisson optimal ν_{21} , vue "côté".

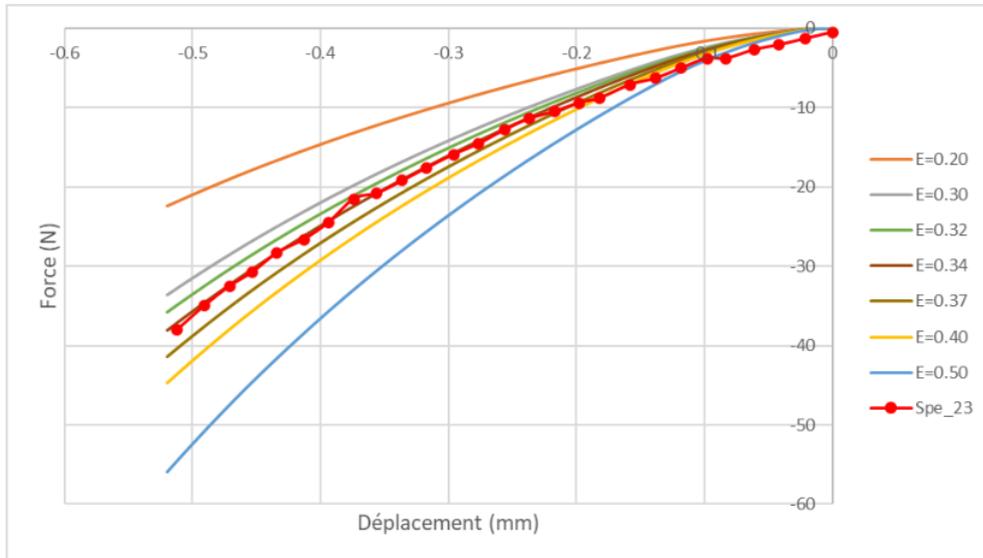


FIGURE 2.27 – Détermination d’un module d’élasticité optimal E_{21} , vue ”côté”.

	E (MPa)	ν
Vue ”côté”	0.34	0.14
Vue ”face”	0.50	0.10

TABLE 2.10 – Modules d’élasticité et coefficients de Poisson déterminés par analyse inverse.

deux vues sont présentés dans le tableau 2.10.

Discussion

Le protocole décrit dans cette section avait pour but de caractériser le comportement mécanique du nerf périphérique en compression, à l’aide de données mécaniques et d’un suivi vidéo. Nous nous sommes heurtés à la qualité du suivi vidéo des éprouvettes qui ne nous a permis d’interpréter que les données relatives à une seule d’entre elles. Cependant, ce travail nous a permis d’enrichir les données de la littérature en compression radiale du nerf périphérique, notamment du nerf périphérique humain, sur lequel les données publiées en compression étaient pauvres.

La littérature reste assez pauvre en données sur le nerf périphérique en compression, bien que des modèles d’intérêt aient été proposés [89, 137, 138,

139, 140]. Safa et al [140] ont étudié le nerf optique du cochon, et rapportent un module d'élasticité de 1.895kPa et un coefficient de poisson de 0.142. Il s'agit de la seule étude rapportant un coefficient de Poisson pour le nerf en compression. Les différences en termes de module d'élasticité peuvent s'expliquer par les différences entre le nerf optique, appartenant au SNC et ne présentant donc ni endonèvre ni périnèvre, et le nerf périphérique, appartenant par définition au SNC.

La plupart des autres études portant sur la caractérisation du nerf périphérique en compression radiale rapportent des modules d'élasticité inférieurs aux nôtres, d'un facteur 10 le plus souvent [138]. Seuls Chen et al, dans une étude sur le nerf sciatique chez le rat diabétique et le rat non diabétique [137], rapportent des valeurs similaires aux nôtres (0.21MPa et 0.12MPa respectivement pour le nerf diabétique et le nerf normal). Aucune autre étude que celle de Safa [140] ne rapporte de coefficient de Poisson.

Les différences observées peuvent s'expliquer tout d'abord par la variabilité des espèces utilisées (cochon [140], lapin [138], rat [137], humain [139]), mais aussi par la diversité des protocoles utilisés.

Ce travail présente naturellement des limites. Tout d'abord, cette étude n'a pu porter que sur une seule éprouvette en raison de la qualité du suivi vidéo. Il est envisageable de remédier à cette limite par l'utilisation d'une camera avec trépied dédiée afin d'obtenir des images de meilleure qualité, mesure qui n'a pu être appliquée au cours de ce travail faute de temps.

Nous avons choisi pour ces essais une compression par mors lubrifiés, avec protection par deux feuilles de film alimentaire entre lesquelles l'éprouvette était libre de se déplacer. Aucune traction axiale de l'éprouvette n'était appliquée au cours des essais.

Comme nous pouvons le constater en Figure 2.22, seule la courbe de première charge présente des résultats interprétables, le matériau n'opposant plus aucune résistance lors des cycles suivants. Afin de réaliser ces essais dans des conditions plus proches des conditions physiologiques, Main et al ont proposé d'appliquer une tension axiale constante au niveau du nerf médian de l'ordre de 3N au cours des essais en compression, permettant de simuler les conditions physiologiques au niveau du canal carpien [139]. Ce protocole pourrait permettre d'étudier de manière plus complète les caractéristiques mécaniques du nerf périphérique en compression radiale.

Enfin, les données de ce travail ont été utilisées afin d'alimenter le modèle de Charmetant présenté en section 3.1.3.

Conclusion

Cette sous partie nous a permis de confirmer l'hypothèse d'une différence mécanique entre zones proximales et distales du plexus brachial, corroborant l'expérience clinique. Nous avons démontré que les valeurs de module d'élasticité et de contrainte à rupture en traction axiale étaient significativement supérieures dans les zones distales par rapport aux zones proximales du plexus brachial. L'étude de la microstructure en traction axiale nous a également permis de confirmer des valeurs de module d'élasticité et de contrainte à rupture supérieures pour le tissu conjonctif (épi-périnèvre) que pour les fascicules isolés. Grâce à ces données et aux données histologiques recueillies dans la sous partie 2.1, nous pouvons en déduire que la fragilité relative des zones proximales par rapport aux zones distales du plexus brachial est liée à une différence morphologique et de répartition de chacune des phases.

Il est à noter que la présence d'endonèvre au niveau des fascicules altère leurs caractéristiques mécaniques, infirmant l'hypothèse selon laquelle l'endonèvre ne participerait pas à la résistance mécanique du nerf périphérique et ne ferait office que de simple "amortisseur" contre les chocs extérieurs [45].

Ce travail nous a également permis d'enrichir les données de la littérature en ce qui concerne le comportement mécanique du plexus brachial en traction axiale, en objectivant les différences de comportement mécanique des différentes zones le composant. Par conséquent, toute modélisation du comportement mécanique du plexus brachial ne peut raisonnablement le considérer comme une structure uniforme d'un point de vue mécanique, et devra prendre en compte ces différences.

Enfin, notre travail sur le comportement mécanique du nerf périphérique en compression radiale nous a permis de fournir des données concernant le nerf périphérique humain, jusqu'ici inexistantes dans la littérature. Ces données sont utilisées au chapitre suivant afin d'alimenter le modèle de Charmant.

Cet important travail préliminaire de caractérisation morphologique et mécanique effectué, nous pouvons à présent nous pencher sur la modélisation du comportement mécanique du plexus brachial, qui fait l'objet de la partie suivante.

Partie 3

Modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique

Introduction

Dans la première partie nous avons présenté les différents modèles parmi les plus utilisés pour décrire le comportement mécanique du nerf périphérique, ainsi que leurs limites. La partie suivante nous a permis de décrire le plexus brachial sur le plan histologique, puis sur le plan mécanique, et de comprendre le rôle de la microstructure du nerf périphérique dans son comportement mécanique. Des campagnes d'essais pour des sollicitations en traction axiale d'une part, et d'autre part en compression radiale, nous ont permis d'apporter une base de données expérimentales sur le plexus brachial humain. Ces données vont maintenant servir de base pour l'identification et la validation des modèles de comportement choisis.

La première section de cette troisième partie se porte sur la modélisation 3D du nerf périphérique, sur la base des données en première charge de traction axiale et de compression radiale rapportées antérieurement. Nous nous consacrons initialement à la modélisation isotrope transverse élastique du nerf périphérique, avant de nous porter sur sa modélisation hyperélastique isotrope transverse par le modèle de Charmetant.

Dans la deuxième section, nous proposons une modélisation du nerf périphérique en une dimension, qui nous permet de rendre compte du comportement mécanique du nerf périphérique en traction cyclique. Ce modèle, plus léger en termes de temps et de ressources de calcul, est développé dans la perspective d'une application à la réalité augmentée dans le cadre d'un outil de navigation per opératoire pour la chirurgie endoscopique du plexus brachial.

La modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique a été réalisée en collaboration dans le cadre du travail de PFE de Vadim Fleury, étudiant ingénieur militaire de l'ENSTA de Bretagne, coencadré par M. Yann Marco, M. Guilhem Bles et moi-même, avec la contribution de Mme Laure Civier.

3.1 Modélisation 3D du nerf périphérique : approche isotrope transverse

Nous développons dans cette section une approche de modélisation 3D du comportement mécanique du nerf périphérique. Cette approche vise à modéliser, à l'aide d'un set unique de paramètres, le comportement du nerf périphérique en première charge à la fois en traction axiale et en compression radiale.

Dans un premier temps, un premier modèle élastique isotrope transverse est développé et ses résultats sont confrontés aux données expérimentales obtenues dans les chapitres précédents. Ses limites sont présentées et nous permettent d'exposer la nécessité d'une approche hyperélastique isotrope transverse. Parmi les approches décrites dans la littérature (voir 1.2.4), le modèle hyperélastique de Charmetant est adapté à cette application. Nous décrivons le processus d'identification des paramètres et discutons les résultats obtenus avec le modèle de Charmetant à la lumière des données expérimentales disponibles. Enfin, nous proposons une mise en abîme avec les autres modèles hyperélastiques isotropes transverses décrits dans la littérature, ainsi que les perspectives de modélisation du plexus brachial permises par ce modèle.

3.1.1 Méthode générale

Nous nous plaçons ici dans un cadre définissant les lois hyperélastiques en considérant les hypothèses suivantes :

- le matériau est continu homogène ;
- la dissipation intrinsèque est supposée nulle ;
- un système complet de variables d'état thermodynamique est : la température θ un tenseur de déformation lagrangien droit ϵ
- l'énergie libre massique ψ est supposée être telle que l'a proposé Germain :

$$\forall(\theta, F), \rho_0 \psi(\theta, \epsilon) = W(\theta, \epsilon) = \frac{1}{2} \epsilon : (L_{(\theta)}^4 : \epsilon) \quad (3.1)$$

où $L_{(\theta)}^4$ est un tenseur d'élasticité symétrique, et ρ_0 est la masse volumique de référence.

En notant σ le tenseur de contrainte thermodynamiquement conjugué à la déformation ϵ , on a :

$$\sigma : \epsilon = -\rho_0 p_{int} = JT : D = S : E \quad (3.2)$$

avec D tenseur symétrique de taux de déformation et p_{int} puissance des efforts intérieurs par unité de masse.

Le couple contrainte-déformation étant ainsi défini, alors la loi de comportement élastique linéaire peut s'exprimer de la manière suivante :

$$\sigma = L_{(\theta)}^4 : \epsilon \quad (3.3)$$

Afin de se placer dans le cadre isotrope transverse, nous choisissons d'exprimer le tenseur d'ordre quatre $L_{(\theta)}^4$ de la manière suivante :

$$L_{(\theta)}^4 = \begin{bmatrix} A & F & D & 0 & 0 & 0 \\ F & A & D & 0 & 0 & 0 \\ D & D & C & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & A - F & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2G & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2G \end{bmatrix}_{(E_{abcdo1}, \dots, E_{abcdo6})} \quad (3.4)$$

où les cinq coefficients (A, C, D, F, G) sont dépendants de la température θ et où la base tensorielle $(E_{abcdo1}, \dots, E_{abcdo6})$ est celle de la notation de Voigt modifiée.

3.1.2 Approche élastique

Méthodes

Un modèle de comportement élastique isotrope transverse est, comme décrit en 1.2.4, un modèle présentant des propriétés élastiques disposant d'une symétrie de révolution autour d'un axe. Les propriétés apparaissent comme identiques dans un plan et différentes suivant la direction normale à ce plan.

Nous considérons ici une base composée des vecteurs 1, 2 et 3 (Figure 3.1).

En considérant que le plan 1-2 est le plan d'isotropie, et que l'isotropie transverse est portée par la troisième direction, les relations suivantes sont établies :

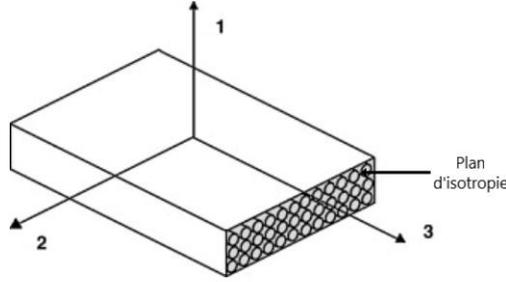


FIGURE 3.1 – Matériau isotrope transverse dont les fibres sont alignées suivant la direction 3.

$$\begin{aligned}
 E_1 &= E_2 = E_p \\
 \nu_{31} &= \nu_{32} = \nu_{tp} \\
 \nu_{13} &= \nu_{23} = \nu_{pt} \\
 \nu_{12} &= \nu_{21} = \nu_p \\
 G_{13} &= G_{23} = G_t
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

$$\begin{aligned}
 G_{12} &= G_p = \frac{E_p}{2(1 + \nu_p)} \\
 \frac{\nu_{tp}}{E_t} &= \frac{\nu_{pt}}{E_p}
 \end{aligned}$$

et la relation contrainte déformation exprimée en 3.3 dans une base orthonormale contenant l'axe de révolution devient :

$$\begin{Bmatrix} \epsilon_{11} \\ \epsilon_{22} \\ \epsilon_{33} \\ \gamma_{12} = 2\epsilon_{12} \\ \gamma_{13} = 2\epsilon_{13} \\ \gamma_{23} = 2\epsilon_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_p} & -\frac{\nu_p}{E_p} & -\frac{\nu_{tp}}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_p}{E_p} & \frac{1}{E_p} & -\frac{\nu_{tp}}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{pt}}{E_p} & -\frac{\nu_{pt}}{E_p} & \frac{1}{E_t} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_p} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_t} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_t} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix} \tag{3.6}$$

Avec E_p module d'élasticité dans le plan d'isotropie, E_t module d'élasticité suivant la direction d'isotropie transverse, ν_p coefficient de Poisson dans le plan d'isotropie, ν_{tp} coefficient de Poisson caractérisant la déformation dans le plan d'isotropie résultant d'une contrainte normale à ce dernier, ν_{pt} coefficient de Poisson traduisant la déformation suivant la direction normale au plan d'isotropie résultant d'une contrainte dans le plan d'isotropie, G_p

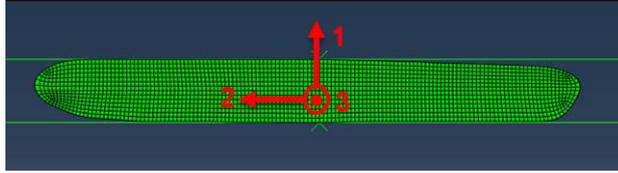


FIGURE 3.2 – Définition d’une orientation matériau, éprouvette 23, vue ”côté”.

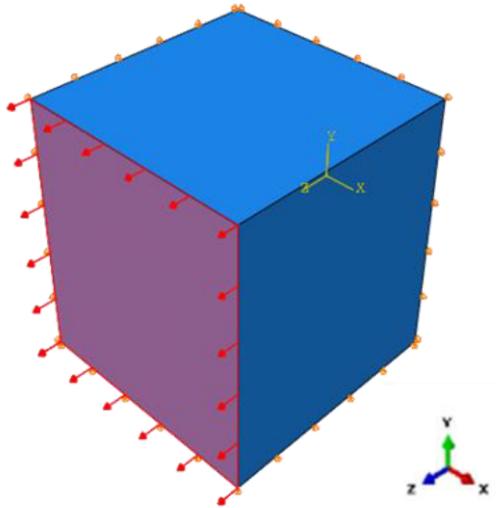


FIGURE 3.3 – Simulation d’un essai de traction sur un élément fini.

et G_t modules de cisaillement dans le plan d’isotropie et dans la direction normale au plan d’isotropie. Nous avons cinq constantes indépendantes qui définissent le matériau élastique isotrope transverse.

Afin d’évaluer la réponse du modèle en compression radiale, la simulation présentée en 2.2.5 est réutilisée. Une orientation matériau nécessaire à la définition du comportement élastique isotrope transverse est rajoutée (Figure 3.2. Le plan 1-2 est considéré comme plan d’isotropie et la direction 3 comme direction normale au plan d’isotropie.

Pour évaluer la réponse du modèle en traction, nous simulons un essai de traction uniaxiale suivant la direction normale au plan d’isotropie sur un élément fini solide 3D. L’élément fini est de type hexaèdre linéaire à 8 noeuds et est représenté par un cube de côté 5 mm (Figure 3.3).

Les paramètres présentés dans le tableau 3.1 sont utilisés pour définir le matériau élastique isotrope transverse sous ABAQUS. Le module dans le plan d’isotropie est celui déterminé à partir des essais de compression radiale. Le

h

Paramètres	E_1	E_2	E_3	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}	G_{12}	G_{13}	G_{23}
Valeur	0.34	0.34	1.2	0.13	0.09	0.09	0.15	0.55	0.55

TABLE 3.1 – Paramètres du modèle élastique isotrope transverse.

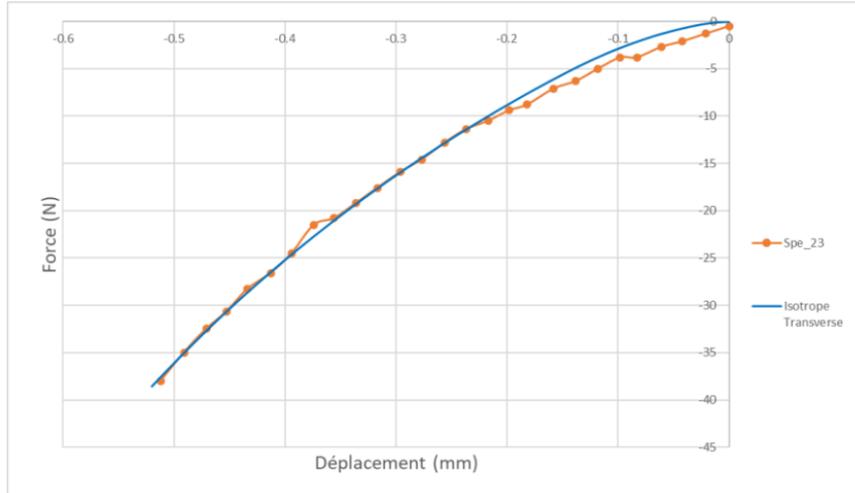


FIGURE 3.4 – Réponse force déplacement du modèle élastique isotrope transverse en compression radiale.

module dans la direction normale au plan d'isotropie correspond à la valeur du module d'élasticité du spécimen 6 testé en traction simple. Les coefficients de Poisson sont également pris voisins de ceux déterminés par les essais de compression radiale.

Résultats et discussion

Les résultats de la simulation de l'essai de compression radiale sont fidèles à la réponse expérimentale. On retrouve une courbe similaire à celle obtenue dans le cadre élastique utilisé en 2.2.5 (Figure 3.4). Cependant, la réponse générée par le modèle élastique isotrope transverse n'est pas représentative des résultats expérimentaux en traction axiale (Figure 3.5).

Le caractère élastique du modèle ne permet donc pas de rendre compte de la réponse de l'éprouvette en traction. Ces résultats pouvaient être attendus du fait du comportement hyperélastique des nerfs périphériques (voir Sous section 1.2.1). Il apparaît donc nécessaire, à la suite de ces résultats, d'enrichir le modèle en intégrant le comportement hyperélastique du matériau modélisé.

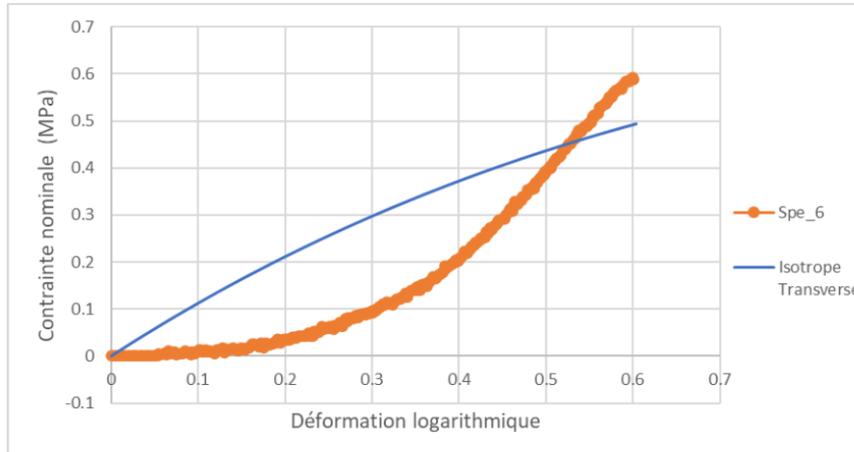


FIGURE 3.5 – Réponse contrainte déformation du modèle élastique isotrope transverse en traction.

3.1.3 Approche hyperélastique

Afin d’affiner la modélisation du comportement du nerf périphérique à la fois en traction axiale et en compression radiale, nous proposons dans cette sous section d’aborder la modélisation hyperélastique isotrope transverse du matériau.

Un travail préliminaire effectué par V. Fleury [27] a démontré que les modèles hyperélastiques isotropes transverses de Hill d’ordre 2, de Hencky, et quasi logarithmique droit de Curnier ne permettaient pas de représenter le comportement mécanique du nerf périphérique à la fois en traction et en compression. Le modèle de Hill d’ordre 2 permet une bonne approximation du comportement du nerf périphérique en traction axiale, mais ne converge pas en compression radiale ; le modèle de Hencky, quant à lui, permet une bonne approximation en compression radiale mais ne converge pas avec les données expérimentales en traction axiale. Enfin, le modèle quasilogarithmique droit de Curnier ne converge avec les données expérimentales ni en compression radiale ni en traction axiale (voir Annexe C).

Ainsi, nous proposons dans cette sous section l’utilisation du modèle de Charmetant présenté en 1.2.4.

Méthodes

Géométrie Nous avons réalisé une extrusion de la géométrie de l’éprouvette utilisée en 2.2.5 suivant l’axe d’isotropie sur une longueur de 17.52mm correspondant à la longueur de l’éprouvette. Nous considérons l’éprouvette

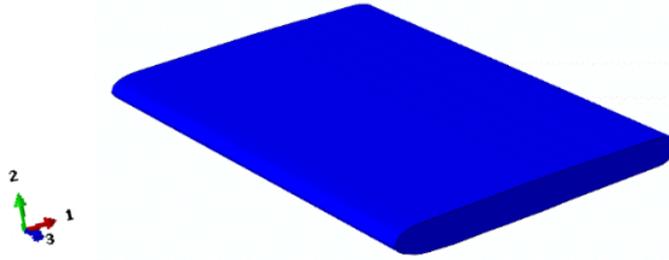


FIGURE 3.6 – Géométrie 3D du spécimen testé en compression radiale.

comme un solide 3D déformable dont la géométrie est présentée en Figure 3.6. Le principe de la simulation est le même que celui utilisé précédemment. Les réponses force-déplacement simulées sont utilisées pour être comparées aux données expérimentales. Les lois de comportement sont implémentées dans une routine Fortran utilisée dans ABAQUS.

Modèle de Charmetant Tel que décrit en 1.2.4, le modèle de Charmetant permet de décomposer la déformation en différents modes (1.60, 1.61, 1.62, et 1.63), illustrés en Figure 1.40. Les développements suivants sont issus des travaux de L. Civier [118] et de G. Bles [26], réalisés au sein de l'IRDL (Institut de Recherche Dupuy de Lôme) à Brest.

A partir d'une décomposition de la transformation totale, la loi de Charmetant peut être réécrite en utilisant les paramètres de déformation suivants :

- Le changement de volume

$$\ln J = \ln(\det(F)) \quad (3.7)$$

- Une déformation axiale des fibres

$$\ln U_c = \ln \left(\frac{1}{\sqrt[3]{J}} \frac{c}{c_0} \right) \quad (3.8)$$

- Une déformation de la section droite des fibres

$$\ln U_{ab} = \begin{bmatrix} \ln U_{ab11} & \ln U_{ab12} & 0 \\ \ln U_{ab12} & -\ln U_{ab11} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}_{(e_{a0}, e_{b0}, e_{c0})} \quad (3.9)$$

- Les déformations de glissement des fibres dans la direction des fibres c_0

$$\delta = \sqrt{2} \begin{pmatrix} \delta_a \\ \delta_b \\ 0 \end{pmatrix}_{(e_{a0}, e_{b0}, e_{c0})} \quad (3.10)$$

Ainsi, nous pouvons exprimer les invariants de déformation décrits par Charmetant à partir des paramètres de déformation décrits ci-dessus :

$$\begin{pmatrix} I_{comp} \\ I_{elong} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{3} & -\frac{1}{2} \\ \frac{1}{3} & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \ln J \\ \ln U_c \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

$$I_{dist} = \frac{\|\ln U_{ab}\|}{\sqrt{2}} \quad (3.12)$$

$$I_{sh} = \sqrt{\delta_a^2 + \delta_b^2} = \frac{\|\vec{\delta}\|}{\sqrt{2}} \quad (3.13)$$

et exprimer la loi de comportement par [26] :

$$\begin{aligned} \forall(\theta, \tilde{F}) \\ R_\pi^T \cdot T \cdot R_\pi = \frac{1}{J} \left[\frac{W'_{comp}}{2} (I - \vec{e}_{c0} \otimes \vec{e}_{c0}) + W'_{elong} (\vec{e}_{c0} \otimes \vec{e}_{c0}) + \frac{W'_{dist}}{\sqrt{2}} \frac{\ln U_{ab}}{\|\ln U_{ab}\|} \right. \\ \left. + \left(\frac{c_0}{c}\right)^2 U_\pi \cdot \left(\vec{e}_{c0} \otimes W'_{sh} \frac{\vec{\delta}}{\|\vec{\delta}\|} + W'_{sh} \frac{\vec{\delta}}{\|\vec{\delta}\|} \otimes \vec{e}_{c0} \right) \cdot U_\pi \right] \end{aligned} \quad (3.14)$$

La reformulation suivante de l'énergie libre massique à partir des paramètres de déformation ci-dessus :

$$\psi(\theta, \ln J, \ln U_c, \ln U_{ab}, \vec{\delta}) = W_{Jc}(\theta, \ln J, \ln U_c) + W_{ab}(\theta, \ln U_{ab}) + W_\delta(\theta, \vec{\delta}) \quad (3.15)$$

avec les relations de correspondance suivantes :

$$\begin{aligned} W_{comp}(\theta, I_{comp}) + W_{elong}(\theta, I_{elong}) &= \rho_0 W_{Jc}(\theta, \ln J, \ln U_c) \\ W_{dist}(\theta, I_{dist}) &= \rho_0 W_{ab}(\theta, \ln U_{ab}) \\ W_{sh}(\theta, I_{sh}) &= \rho_0 W_\delta(\theta, \vec{\delta}) \end{aligned} \quad (3.16)$$

qui nous permettent de faire apparaître les modules de cisaillement G_{ab} et G_δ au sein des potentiels suivants :

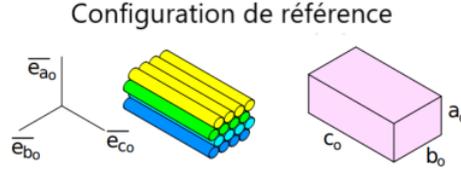


FIGURE 3.7 – Configuration de référence de l'éprouvette sollicitée en traction simple. Figure issue de [26].

$$\begin{aligned}
 W_{ab}(\theta, \ln U_{ab}) &= \frac{G_{ab}(\theta)}{\rho_0} \|\ln U_{ab}\|^2 \\
 W_{\delta}(\theta, \vec{\delta}) &= \frac{G_{\delta}(\theta)}{4\rho_0} \|\vec{\delta}\|^2
 \end{aligned} \tag{3.17}$$

nous permet d'exprimer la loi de comportement de la manière suivante :

$$\begin{aligned}
 \forall(\theta, \tilde{F}) \\
 R_{\pi}^T . T . R_{\pi} &= \frac{1}{J} \left[\frac{W'_{comp}}{2} (I - \vec{e}_{c0} \otimes \vec{e}_{c0}) + W'_{elong} (\vec{e}_{c0} \otimes \vec{e}_{c0}) + \gamma_{(U_{ab})}^4 : \rho_0 W'_{ab} \right. \\
 &\quad \left. + \left(\frac{c_0}{c} \right)^2 \sqrt{2} U_{\pi} \cdot (\vec{e}_{c0} \otimes \rho_0 W'_{\delta} + \rho_0 W'_{\delta} \otimes \vec{e}_{c0}) \cdot U_{\pi} \right]
 \end{aligned} \tag{3.18}$$

Définition du potentiel de la loi de Charmetant Nous considérons la configuration de référence présentée en Figure 3.7 pour l'éprouvette sollicitée en traction simple, où le vecteur \vec{e}_{c0} porte la direction de l'axe d'isotropie transverse.

En traction simple, nous supposons que ne sont mises en jeu ni distorsion de la section ni cisaillement selon l'axe d'isotropie transverse. Selon cette hypothèse et sachant qu'en traction simple $R_{\pi} = I$, la formulation exprimée en 3.18 devient [27] :

$$\begin{aligned}
 \forall(\theta, \tilde{F}) \\
 T &= \frac{1}{J} \left[\frac{W'_{comp}}{2} (I - \vec{e}_{c0} \otimes \vec{e}_{c0}) + W'_{elong} (\vec{e}_{c0} \otimes \vec{e}_{c0}) \right]
 \end{aligned} \tag{3.19}$$

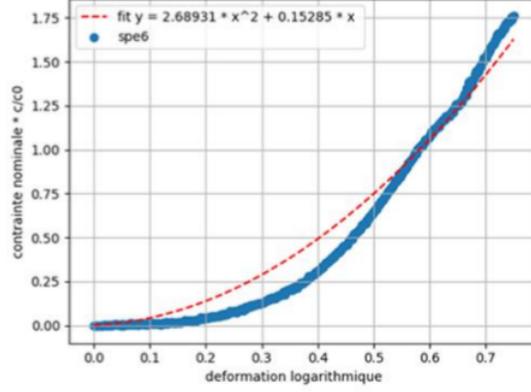


FIGURE 3.8 – Approximation de la réponse contrainte déformation par un polynôme de second ordre [27].

D'après [27], nous pouvons déduire l'expression de la contrainte nominale suivant la direction de l'axe d'isotropie par :

$$\Pi_{33} = \frac{c_0}{c} W'_{elong} \quad (3.20)$$

La Figure 3.8 représente l'évolution de la contrainte nominale multipliée par le rapport $\frac{c}{c_0}$ selon la direction des fibres en fonction de la déformation logarithmique et son approximation par un polynôme d'ordre 2. Nous savons également grâce aux travaux préliminaires menés et décrits en Section 2.2.1, que le modèle polynomial de second ordre permet la meilleure approximation du comportement mécanique des nerfs périphériques.

Le potentiel est donc recherché sous la forme d'un polynôme de troisième ordre [27]. En considérant que $I_{comp} = x$ et $I_{elong} = y$, la forme générale du potentiel est la suivante [27] :

$$W_{Jc}(x, y) = \check{a}x + \check{b}y + \check{c}x^2 + \check{d}xy + \check{e}y^2 + \check{f}x^3 + \check{g}x^2y + \check{h}xy^2 + \check{i}y^3 \quad (3.21)$$

avec $\check{a}, \check{b}, \check{c}, \check{d}, \check{e}, \check{f}, \check{g}, \check{h}, \check{i} \in \mathfrak{R}$.

En faisant l'hypothèse que I_{comp} et I_{elong} sont liés par le coefficient de Poisson en traction suivant la direction d'isotropie transverse par une relation linéaire, et que, à déformation nulle, la contrainte est nulle, nous obtenons :

$$W_{Jc}(x, y) = \check{c}x^2 + \check{d}xy + \check{e}y^2 + \check{f}x^3 \quad (3.22)$$

Coefficients	Valeurs (MPa)
\check{c}	0.897
\check{d}	6.00
\check{e}	0.976
\check{f}	10.0

TABLE 3.2 – Coefficients du potentiel de Charmetant.



FIGURE 3.9 – Réponse de la loi hyperélastique du modèle de Charmetant en traction simple.

Les valeurs des coefficients du potentiel présentées en Tableau 3.2. Une description détaillée de la méthode utilisée peut être trouvée dans [27].

Résultats

Nous utilisons la même simulation de l'essai en traction sur un élément fini présentée en Sous section 3.1.2. Nous retrouvons comme attendu la réponse en traction axiale simple caractérisée par un polynôme de second ordre (Figure 3.9).

La simulation de l'essai de compression sur l'éprouvette modélisée en 3.1.3 est utilisée pour évaluer la réponse du modèle de Charmetant en compression. Les paramètres utilisés pour approximer au mieux les données expérimentales sont présentés en Tableau 3.3. La courbe présentée en Figure 3.10 nous confirme la reproduction fidèle de la réponse de l'éprouvette en compression radiale en première charge par le modèle de Charmetant.

Coefficients	Valeurs (MPa)
\check{c}	0.897
\check{d}	6.00
\check{e}	0.976
\check{f}	10.0
G_{ab}	0.085
G_{δ}	0.55

TABLE 3.3 – Paramètres utilisés pour la simulation de l’essai de compression radiale à l’aide du modèle de Charmetant.

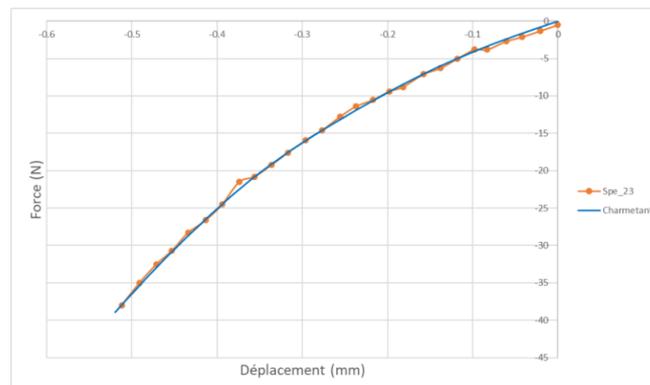


FIGURE 3.10 – Réponse force-déplacement issue de la simulation de l’essai de compression radiale, modèle de Charmetant.

Discussion

Ce travail montre que le modèle de Charmetant permet la modélisation du comportement mécanique des nerfs périphériques, à la fois en traction et en compression, à l'aide d'un set unique de paramètres, et fournit une reproduction fidèle de la réponse du matériau dans ces deux directions de sollicitation. Il s'agit, à notre connaissance, de la première modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique en traction et en compression par un modèle hyperélastique isotrope transverse rapportée dans la littérature.

Ce modèle offre de nombreuses perspectives : sa précision et sa fiabilité pour toutes les directions de sollicitation du plexus brachial nous permettent d'envisager la modélisation des traumatismes en traction et également en compression de ce dernier. Ainsi, son application à un modèle géométrique du plexus brachial pourra participer à améliorer la compréhension de mécanismes quasi-statiques, e.g. les paralysies du plexus brachial iatrogènes liées à l'installation du patient en per opératoire de chirurgies du thorax et/ou de l'abdomen, ou encore les compressions liées aux syndromes de la traversée thoraco-brachiale.

D'autres approches hyperélastiques isotropes transverses ont été suggérées dans la littérature pour la modélisation des tissus biologiques, notamment celle de Holzapfel, Gasser et Ogden [115] et celle de Gasser, Ogden et Holzapfel [141], qui ont toutes deux été appliquées à la modélisation des parois artérielles. Ces deux modèles, et notamment le modèle de Gasser, ont l'avantage de prendre en compte la dualité fibres-matrice des tissus biologiques renforcés de fibres, en représentant une matrice de protéoglycanes représentée par le modèle néo-Hookéen, et des fibres de collagène et/ou d'élastine, disposées selon deux directions privilégiées, dont le comportement mécanique est modélisé par une loi exponentielle [141]. Ce modèle présente l'avantage de rendre compte du comportement mécanique des parois artérielles en traction, mais la sollicitation en compression des tissus biologiques modélisés n'est pas développée.

Le modèle de Charmetant ne nous permet pas la modélisation d'une dualité fibres-matrice au sein des potentiels utilisés, et ne nous cantonne qu'à la modélisation du comportement des fibres, qu'elles soient axonales ou de tissu conjonctif. Dans le cas des nerfs périphériques, une telle distinction fibres-matrice à une échelle microscopique peut être envisagée, mais son intérêt semble plus limité en pratique qu'il ne l'est pour la représentation des parois artérielles. En effet, les fibres sont le composant majoritaire du nerf périphérique, qu'il s'agisse de fibres axonales ou de fibres de collagène. Notre analyse histologique a montré que les racines spinales, soit les régions les plus proximales, sont composées aux deux tiers d'axones et seulement un tiers de tissu

conjonctif composé lui même majoritairement de fibres de collagène alignées entre lesquelles la matrice extracellulaire ne joue pas de rôle de résistance mécanique [1]. Cependant, aux niveaux plus distaux, avec l'augmentation de la proportion de tissu conjonctif, notamment de l'épinèvre, il est raisonnable d'imaginer que la présence de la matrice extracellulaire peut avoir une incidence sur la protection des axones contre les mécanismes de compression [1, 4]. Cette hypothèse devra faire l'objet d'un travail spécifiquement orienté sur les différences de comportement mécanique des nerfs périphériques en compression, en fonction de leur situation proximale ou distale.

Enfin, nous considérons également l'ensemble des fibres du nerf périphérique comme une seule famille, sans différencier axones et tissu conjonctif. La forme du potentiel du modèle de Charmetant ne nous permet pas d'ajouter une deuxième famille de fibres sans augmenter la complexité du modèle, et nous impose de rester au niveau macroscopique.

La modélisation du comportement du nerf périphérique par des modèles isotropes, notamment par le modèle d'Ogden, a été proposée dans la littérature, en traction [25] et en compression [89]. Ces travaux nous montrent que le modèle d'Ogden ne permet pas la modélisation du comportement du nerf périphérique à l'aide d'un set unique de paramètres pour toutes les sollicitations, et souligne l'intérêt de la modélisation isotrope transverse de ce type de matériau biologique.

Enfin, il s'agit d'un modèle précis, mais consommateur en temps et en ressources de calcul, ce qui limite son application à la réalité augmentée. De plus, nous ne rendons compte à l'aide du modèle de Charmetant que du comportement mécanique du nerf périphérique en première charge, sans modéliser les sollicitations cycliques imposées physiologiquement au plexus brachial et aux nerfs périphériques en général par les amplitudes articulaires normales. Enfin, la modélisation du plexus brachial et des nerfs périphériques en per opératoire devra prendre en compte la mobilisation répétée de ces structures par le chirurgien au cours de leur dissection, mobilisation qui s'apparente à une sollicitation cyclique.

3.2 Modélisation 1D du nerf périphérique : modèle élasto-plastique

En conditions per opératoires, les gestes de dissection et de mobilisation du plexus brachial sont proches de sollicitations cycliques. Afin de pouvoir rendre compte du comportement du nerf périphérique dans ces conditions, tout en restant économe en temps et en ressources de calcul, nous avons choisi une approche modélisant le nerf dans une seule dimension (approche 1D), en traction. Pour ce faire, nous avons choisi le modèle élastoplastique présenté ci-après.

Le choix d'un modèle élastoplastique repose sur l'analyse des essais en traction cyclique (voir Section 2.2). En effet, la persistance d'une déformation résiduelle à chaque palier nous oriente vers une déformation plastique, ou une viscoélasticité à long terme. Lors de la navigation per opératoire, l'objectif est de pouvoir suivre les déformations du plexus brachial en temps réel. Or la modélisation d'un retour viscoélastique à long terme n'aura théoriquement pas d'incidence sur l'image peropératoire, d'une part recalée sur des repères anatomiques, d'autre part recueillie lors de temps opératoires idéalement courts, de l'ordre de l'heure. Nous pouvons également faire l'hypothèse qu'il n'existe pas de différence entre une déformation plastique et une viscoélasticité à long terme en conditions physiologiques, car les phénomènes inflammatoires de cicatrisation et de recrutement cellulaire débutent dès les premières minutes du "traumatisme" et sont susceptibles de modifier les propriétés du matériau.

Nous présentons donc dans cette section une modélisation du comportement cyclique du nerf périphérique par un modèle élastoplastique 1D, dont nous confrontons les résultats avec les données expérimentales obtenues précédemment, notamment en petites déformations. Une modification de ce modèle est ensuite proposée afin d'améliorer sa représentativité du comportement du nerf périphérique en petites déformations. Enfin, nous discutons ce modèle à la lumière des données similaires existantes dans la littérature, et en exposons les perspectives possibles.

Ce travail de modélisation a été réalisé dans le cadre du stage de PFE de V. Fleury [27], et les démarches présentées ci-après sont basées sur les travaux de G. Bles [142] et de Y. Chevillotte [143].

3.2.1 Modèle 1D élastoplastique

Le modèle élastoplastique choisi est composé de deux parties : une partie plastique représentée par un élément rochet, et une partie élastique définie

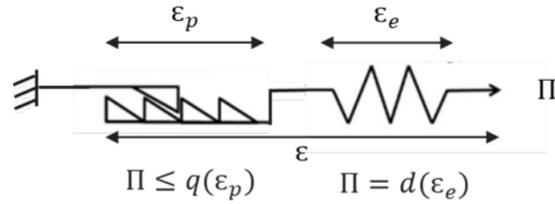


FIGURE 3.11 – Représentation rhéologique du modèle 1D élastoplastique.

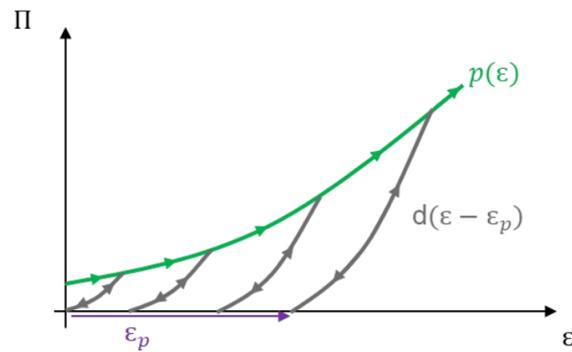


FIGURE 3.12 – Rôle des fonctions caractérisant la loi de comportement élastoplastique.

par un ressort. Ces deux éléments sont définis par des fonctions non linéaires, respectivement p et d (Figure 3.11 et 3.12).

La loi de comportement du modèle 1D est définie par les équations suivantes (3.23) :

$$\epsilon = \epsilon_p + \epsilon_e \quad (3.23)$$

où ϵ est la déformation totale, ϵ_e la déformation élastique, et ϵ_p la déformation plastique, telles que les équations de Kühn-Tucker sont vérifiées :

$$\Pi = d(\epsilon + \epsilon_p) \leq p(\epsilon); \dot{\epsilon}_p \geq 0; \dot{\epsilon}_p \cdot [\Pi - p(\epsilon)] = 0 \quad (3.24)$$

Plasticité

La plasticité est décrite par un rochet non linéaire (Figure 3.13) : pour un chargement de traction cyclique donné, la plasticité au sein du modèle est non recouvrable. En effet, le comportement de l'élément rochet est tel que, pour une valeur de contrainte inférieure au maximum de contrainte déjà vu par le rochet, la déformation plastique n'évolue pas.

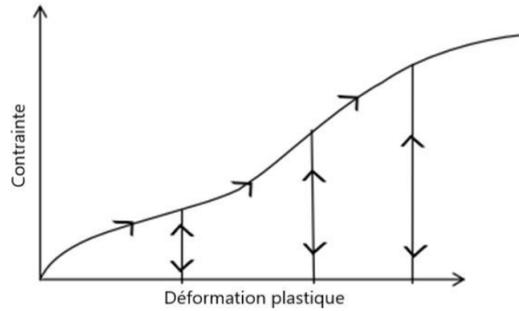


FIGURE 3.13 – Comportement de l'élément rochet non linéaire.

P_1	0.3354
P_2	3.053 MPa
P_3	29.02 MPa

TABLE 3.4 – Paramètres P_1 , P_2 et P_3 du modèle élastoplastique.

On choisit donc de chercher une fonction enveloppe p de la forme suivante :

$$p(\epsilon) = P_2 \left[\tanh \left(P_3 \cdot \frac{\epsilon - P_1}{P_2} \right) + 1 \right] \quad (3.25)$$

où P_1 , P_2 et P_3 sont les paramètres à identifier. La fonction p est choisie de manière à décrire au mieux les données expérimentales.

Les paramètres sont identifiés à l'aide de Matlab et sont présentés en Tableau 3.4.

La fonction p ainsi obtenue est représentée avec les paramètres ci dessus en Figure 3.14.

Elasticité

L'élasticité est régie par un ressort non-linéaire décrit par la fonction d . La fonction d est choisie sous la forme :

$$d(x) = \frac{D_2}{D_1} (e^{D_1 x} - 1) \quad (3.26)$$

avec D_1 et D_2 les paramètres à identifier.

Afin d'identifier les deux paramètres de la fonction d , quatre méthodes d'identification ont été comparées. La fonction d est également choisie de

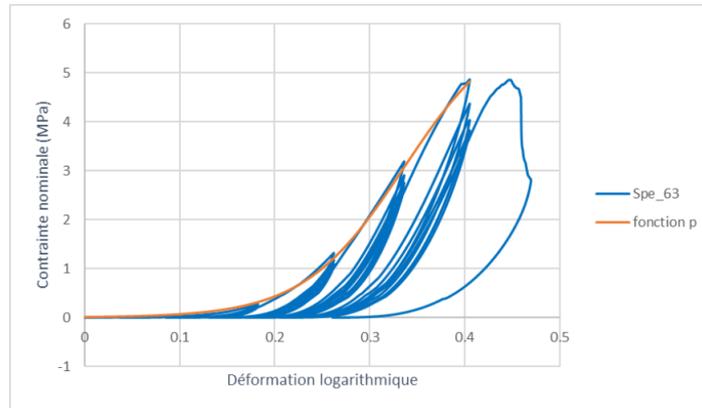


FIGURE 3.14 – Fonction p et réponse contrainte déformation pour l'éprouvette 63.

façon à décrire au mieux les données expérimentales tout en pouvant être inversée pour des besoins algorithmiques.

Un important travail préliminaire a été effectué par V. Fleury, étudiant ingénieur de l'ENSTA de Bretagne, dans le cadre de son PFE dirigé par M. Yann Marco et moi-même, et co encadré par M. Guilhem Bles. Ce travail a comparé quatre méthodes de détermination des coefficients D_1 et D_2 : la définition d'une courbe moyenne stabilisée, la définition de coefficients moyens, puis de coefficients moyens pondérés, et enfin la prise en compte uniquement des trois derniers paliers. Les courbes correspondant aux résultats obtenus sont présentées en Annexe D et une explication approfondie des méthodes utilisées peut être retrouvée dans [27].

Parmi ces quatre méthodes utilisées, aucune ne permet d'approcher l'ensemble des données expérimentales en raison d'une grande variabilité de l'allure des courbes stabilisées entre les différents paliers. Les méthodes attribuant un poids plus important aux derniers paliers (correspondant aux déformations les plus élevées) permettent de mieux approcher les résultats expérimentaux correspondant à ces derniers, mais ne permettent qu'une approximation grossière en ce qui concerne les premiers paliers.

Les premiers paliers ont cependant une importance cruciale en ce qui concerne la modélisation du plexus brachial per opératoire : une mobilisation des nerfs périphériques et du plexus brachial en particulier doit être effectuée de manière à n'entraîner que des déformations minimales, afin de ne pas causer de déficit moteur ou sensitif iatrogène post opératoire.

Afin de pouvoir représenter les sollicitations en faibles et en fortes déformations, ainsi que la variabilité des courbes stabilisées à tous les niveaux de

déformation, nous avons proposé une version modifiée de ce modèle 1D.

3.2.2 Modèle 1D élastoplastique modifié

Changement de variable interne

Afin de permettre à la loi de comportement de prendre en compte de la variabilité des courbes stabilisées entre les paliers, nous proposons de remplacer la variable interne ϵ_p par une nouvelle variable interne ϵ_{max} . Cette nouvelle variable interne représente la valeur maximale de déformation.

La contrainte s'exprime alors par :

$$\Pi = d(\epsilon, \epsilon_{max}) \quad (3.27)$$

La courbe enveloppe définie précédemment demeure inchangée et reste sous la forme présentée en 3.25.

La fonction d'élasticité d est cherchée sous la forme :

$$d(\epsilon, \epsilon_{max}) = [p(\epsilon_{max}) + \sigma_d(\epsilon_{max})] \cdot e^{\left(\frac{\epsilon - \epsilon_{max}}{\epsilon_d(\epsilon_{max})}\right)} - \sigma_d(\epsilon_{max}) \quad (3.28)$$

avec σ_d et ϵ_d nos deux fonctions paramètres à déterminer. Ces fonctions dépendent des valeurs de ϵ_{max} .

La forme de la fonction d nous permet de nous assurer qu'en plasticité, lorsqu'on évolue sur la courbe enveloppe, on a bien :

$$\begin{aligned} \epsilon_{max} &= \epsilon \\ d(\epsilon, \epsilon) &= p(\epsilon) \end{aligned} \quad (3.29)$$

En revanche, en élasticité, la valeur de ϵ_{max} correspond à la valeur de déformation maximale du palier. Il convient désormais d'identifier nos deux fonctions paramètres σ_d et ϵ_d .

Identification des paramètres

Dans un premier temps, à partir des données expérimentales du spécimen 63, nous déterminons les valeurs prises par ϵ_{max} pour les différents paliers (tableau 3.5).

Pour chaque palier, à ϵ_{max} fixé, un fit est réalisé à partir d'un code MATLAB pour déterminer les valeurs de σ_d et ϵ_d , sur l'ensemble des cycles stabilisés du palier. Les valeurs des paramètres σ_d et ϵ_d sont représentées dans le tableau 3.6.

	ϵ_{max}
Palier 1	0.095
Palier 2	0.182
Palier 3	0.262
Palier 4	0.336
Palier 5	0.405

TABLE 3.5 – Valeurs de ϵ_{max} pour les différents paliers, éprouvette 63.

	σ_d (MPa)	ϵ_d
Palier 1	0.001	0.020
Palier 2	1.75×10^{-12}	0.012
Palier 3	0.022	0.026
Palier 4	0.099	0.039
Palier 5	0.141	0.049

TABLE 3.6 – Valeurs des paramètres σ_d et ϵ_d , éprouvette 63

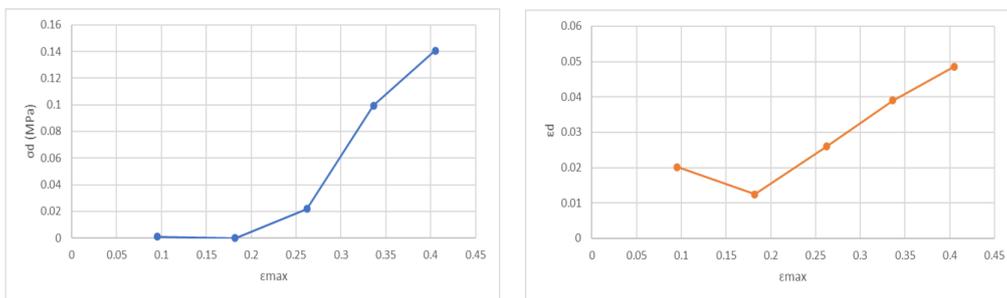


FIGURE 3.15 – Évolution de σ_d (gauche) et ϵ_d (droite) en fonction de ϵ_{max} .

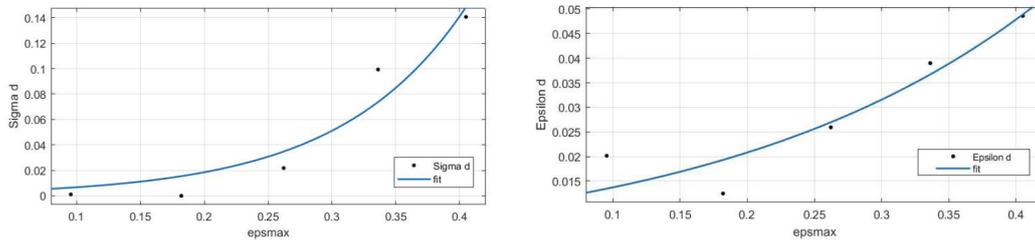


FIGURE 3.16 – Fit de σ_d (gauche) et ϵ_d (droite) par des fonctions exponentielles.

L'évolution des valeurs de σ_d et ϵ_d pour chaque palier en fonction de la valeur de ϵ_{max} correspondante est représentée en figure 3.15.

Les données des deux paramètres sont ensuite approchées par des fonctions de la forme $f(x) = ae^{bx}$ avec $a = 0.002$ MPa , $b = 10.15$ pour σ_d et $a = 0.009$, $b = 4.168$ pour ϵ_d (Figure 3.16). Ainsi, nous pouvons identifier nos deux fonctions paramètres σ_d et ϵ_d et alimenter une nouvelle routine Fortran pour simuler la réponse du spécimen en traction cyclique.

Nous avons ici utilisé la même simulation que précédemment en prenant en compte les modifications faites sur la loi de comportement.

Résultats

Les résultats obtenus avec la loi de comportement modifiée sont illustrés en figure 3.17.

Nous pouvons constater que cette version du modèle permet, en prenant en compte la spécificité des courbes stabilisées des différents paliers, d'obtenir une réponse globale en traction cyclique fidèle aux données expérimentales. À la différence des approches proposées en 3.2.1, cette version permet d'obtenir une réponse fidèle à la fois pour les premiers et les derniers paliers. Le modèle 1D élastoplastique ainsi développé apparaît donc comme un modèle simple et robuste permettant de rendre compte du comportement des spécimens en traction cyclique.

Discussion

Nous avons présenté dans cette partie un premier modèle 1D du comportement du nerf périphérique en traction uniaxiale, qui rend compte de son comportement en première charge et en décharge, et à la fois en petites et en grandes déformations. Il s'agit de la première étude mécanique en traction cyclique rapportant une déformation résiduelle dans la littérature, et du premier modèle mécanique prenant en compte cette déformation résiduelle

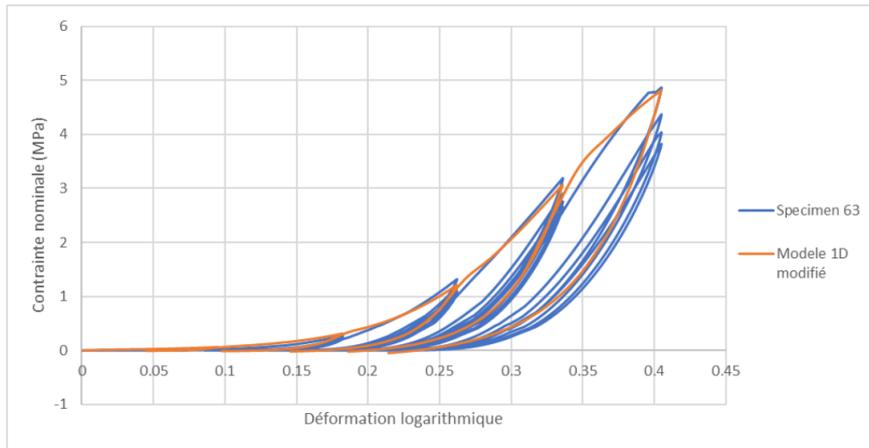


FIGURE 3.17 – Réponse du modèle 1D élastoplastique modifié, éprouvette 63.

ainsi que le comportement du nerf périphérique en traction cyclique. Bien que plusieurs études s'intéressent au comportement viscoélastique du nerf, et notamment à sa relaxation [144, 145, 146, 147], aucune ne rend compte du comportement mécanique du nerf périphérique en sollicitations cycliques ni des déformations résiduelles après décharge.

Néanmoins, la prise en compte du comportement du nerf périphérique en traction cyclique nous semble primordiale afin de pouvoir simuler le comportement mécanique du nerf en conditions physiologiques ; en effet, les mouvements articulaires constants lors de la respiration ou des changements de position, même au repos, entraînent une sollicitation cyclique des nerfs périphériques qui affecte leur réponse à des mécanismes d'étirement axial. Qu'il s'agisse de la modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique en per opératoire, ou de la compréhension des mécanismes lésionnels de ce dernier, il est essentiel que les conditions expérimentales se rapprochent autant que possible des conditions physiologiques. Le nerf périphérique, appartenant au domaine du vivant, ne peut être considéré de la même manière qu'un matériau inerte.

L'analyse des courbes en traction cyclique par paliers révèle une hystérese prononcée à la première décharge, associée à une déformation résiduelle importante. Nous avons fait le choix de considérer cette déformation résiduelle comme une déformation plastique, et non comme un retour viscoélastique qui récupérerait potentiellement à long terme, en raison de la nature du matériau biologique et des difficultés de conservation et de maintien des conditions expérimentales sur de longues périodes de temps, qui nous exposaient à une

dégradation des éprouvettes. De plus, le comportement du nerf périphérique, dès les premières minutes de la chirurgie, est impacté par les premières phases de la cascade inflammatoire, limitant l'applicabilité des résultats obtenus sur un modèle inerte. Ces considérations nécessiteront de faire l'objet d'études biologiques et dynamiques sur des modèles cellulaires ou animaux.

La présence d'une déformation résiduelle et d'une stabilisation des courbes de traction en deuxième, troisième et quatrième charge de chaque palier peut être expliquée par divers phénomènes. Le principal est représenté, notamment en petites déformations, par l'alignement des fibres de collagène et des axones, déjà largement décrit dans la littérature [145, 146, 147] et qui permettrait, selon les auteurs, un étirement jusqu'à 6% [147] ou 15% [145] sans endommagement des fibres de collagène ni des axones, et sans impacter les propriétés élastiques du nerf périphérique. Cette hypothèse pourrait être corroborée par la constatation de Wall et al, qui rapportent une capacité de relaxation du nerf périphérique inférieure lorsque celui-ci est étiré à 12% de sa longueur, par rapport à 6%, qui traduirait une sollicitation maximale des capacités d'alignement du collagène [147]. Ce mécanisme mettrait en jeu les ondulations macroscopiques des fascicules au sein du nerf périphérique, et des axones au sein des fascicules, et au niveau microscopique les ondulations et les repliements des fibres de collagène.

Une autre explication serait la création de microruptures au sein du nerf périphérique, qu'il s'agisse des axones ou des fibres de collagène, entraînant une déformation plastique du nerf périphérique dès que la réserve de longueur créée par les ondulations macroscopiques et microscopiques est dépassée. La présence de microruptures au sein du périmère a été démontrée par une étude histologique de spécimens de nerf tibial et fibulaire après sollicitation en traction axiale [11], où le périmère semble endommagé avant les axones.

Ce modèle mécanique 1D est le premier de la littérature à rendre compte du comportement mécanique du nerf périphérique en sollicitations cycliques, que ce soit en petites ou en grandes déformations. A ce jour, son développement et son utilisation n'ont été réalisés que sur une seule éprouvette, et sa reproductibilité devra être confirmée sur d'autres résultats expérimentaux afin d'en permettre la validation.

Néanmoins, les applications et les perspectives possibles de ce modèle sont multiples. Outre la possibilité de l'utiliser pour représenter chaque région du plexus brachial et donc le comportement mécanique d'un plexus brachial complet, sa simplicité permettra son application à la réalité augmentée et donc son utilisation pour la modélisation du plexus brachial en per opératoire.

Conclusion

Dans cette dernière partie, nous avons proposé deux approches de modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique : un modèle 3D, hyperélastique isotrope transverse, avec le modèle de Charmetant, et un modèle 1D, élastoplastique.

Dans la première section, nous nous sommes consacrés au modèle 3D. Après avoir illustré la nécessité d'une modélisation isotrope transverse hyperélastique, nous avons utilisé le modèle de Charmetant, qui nous a permis de modéliser le comportement mécanique du nerf périphérique en traction axiale et en compression radiale, à l'aide d'un set unique de paramètres. La confrontation aux données expérimentales présentées en Chapitre 2.2 a permis de démontrer l'adéquation des résultats fournis par le modèle avec ces dernières. Ce modèle présente l'originalité de découpler les modes de sollicitation du matériau, en définissant pour chacun d'entre eux un invariant qui en est représentatif. Cependant, au niveau morphologique, ce modèle reste peu représentatif de la microstructure du matériau, à la différence d'autres modèles isotropes transverses proposés dans la littérature pour la modélisation des tissus biologiques [141, 115] : les fibres modélisées sont considérées comme une seule famille, et le comportement de la matrice extracellulaire n'est pas représenté. Malgré ces limites, ce modèle sera exploitable pour la modélisation de nombreux mécanismes lésionnels du plexus brachial : la traction dans les traumatismes fermés, que ce soit chez l'adulte ou chez le nouveau né, mais aussi les mécanismes d'étirement quasistatique dans les paralysies iatrogènes du plexus brachial, ou encore la compression dans les syndromes canaux et notamment pour mieux comprendre les mécanismes en jeu dans les syndromes de la traversée thoracobrachiale.

Dans la deuxième section, nous présentons le modèle 1D élastoplastique pour la modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique en traction axiale cyclique. La confrontation des résultats d'une première approche avec nos données expérimentales a démontré la nécessité de mieux représenter le comportement du nerf périphérique en petites déformations. L'introduction d'une variable ϵ_{max} et l'approche des paramètres σ_d et ϵ_d par des fonctions exponentielles nous a permis d'obtenir une réponse fidèle aux données expérimentales, y compris en petites déformations, afin de mieux représenter les sollicitations du plexus brachial en per opératoire. Ce modèle, plus économe en termes de temps et de ressources de calcul, est développé dans l'objectif de modéliser l'entièreté du plexus brachial par zones à l'aide des résultats obtenus dans le Chapitre 2.2, et de permettre une aide à la navigation peropératoire utilisant la réalité augmentée lors des chirurgies endoscopiques du plexus brachial.

Conclusion Générale

Ce travail s'inscrit dans deux problématiques : la prédiction des lésions fermées du plexus brachial dans un contexte traumatique, et la modélisation de cette même structure anatomique pour le développement d'outils d'aide à la navigation per opératoire. Dans ces deux contextes, la simulation numérique apparaît comme un outil prometteur pour prédire le comportement mécanique des tissus biologiques. La performance de cet outil dépend de la fidélité de sa représentation de la réalité clinique et biologique, à la fois en termes de géométrie, d'anatomie, mais aussi de matériaux à travers la microstructure de ces derniers. La détermination de ces paramètres est une thématique majeure de la recherche en biomécanique. Nous avons choisi de nous focaliser sur les traumatismes en traction du plexus brachial, les plus fréquents, et les plus dévastateurs en termes de conséquences fonctionnelles. Outre l'étude des mécanismes lésionnels, l'étude du comportement du plexus brachial en traction présente l'intérêt de pouvoir également modéliser son comportement per-opératoire lors d'interventions chirurgicales. Les connaissances et les modélisations présentées dans ce travail ont donc des applications multiples.

Une première étape dans la description du plexus brachial a consisté en une étude histologique des différentes zones de ce dernier. Nous avons pu mettre en évidence grâce à ces données des différences microstructurelles entre les zones proximales (racines, troncs) et les zones plus distales (divisions, faisceaux) du plexus brachial : la proportion d'axones était supérieure dans les zones proximales, alors que la proportion de tissu conjonctif était supérieure dans les zones les plus distales. Ces différences morphologiques ont permis d'orienter la suite de nos travaux sur les différentes zones du plexus brachial, avec une caractérisation non seulement d'éprouvettes entières représentatives de chaque zone, mais aussi de la microstructure.

Ce travail d'analyse histologique nécessitera d'être étendu, notamment aux branches terminales du plexus brachial, et enrichi de spécimens plus nombreux afin de pouvoir conduire une analyse statistique.

La deuxième étape a consisté en la caractérisation mécanique des diffé-

rentes zones du plexus brachial en traction axiale. Il s'agissait du mode de sollicitation le plus pertinent, car le plus représentatif des traumatismes et des sollicitations peropératoires étudiés. Le choix de sollicitations cycliques a été guidé par la volonté de nous approcher au mieux des conditions physiologiques du nerf périphérique : l'une des caractéristiques du vivant est le mouvement, et la microstructure du nerf périphérique s'est adaptée pour supporter ces mouvements, à travers les ondulations et la présence de tuniques fibreuses. Au travers des mouvements articulaires et respiratoires normaux, le plexus brachial est constamment sollicité chez l'humain, et sa modélisation doit prendre en compte ces sollicitations.

Plusieurs résultats ont été obtenus à la suite des protocoles de sollicitation axiale cyclique des différentes zones du plexus brachial. Les modules d'élasticité et les contraintes à rupture se sont révélés significativement plus élevés dans les zones distales par rapport aux zones proximales, confirmant l'expérience clinique sur les lésions fermées du plexus brachial.

La caractérisation de la microstructure nous a permis de révéler les différences en terme de module d'élasticité et de contrainte à rupture existant entre le fascicule isolé (axones et endonèvre) et l'épi-périnèvre. L'épi-périnèvre présentait des valeurs significativement plus élevées de module d'élasticité et de contrainte à rupture que les fascicules isolés. Cependant, les fascicules présentaient des modules d'élasticité supérieurs à ceux auxquels nous aurions pu nous attendre d'après la littérature en raison de la présence d'endonèvre en leur sein. A l'aide de ces résultats et des taux d'axones et de tissu conjonctif que nous avons précédemment déterminés, nous avons pu approcher les modules d'élasticité des zones du plexus brachial en utilisant les modèles de Voigt et de Reuss. Malheureusement, aucun des deux modèles ne permettait de rendre compte des modules d'élasticités de toutes les zones étudiées. Ces différences entre les deux modèles ne sont pour le moment pas traduisibles en termes microstructuraux ou morphologiques, et nécessiteront une étude plus poussée afin d'aboutir à un modèle représentatif de toutes les zones du plexus .

Ces deux étapes de caractérisation en traction axiale nous ont donc permis, avec les données histologiques que nous avons acquises, d'apporter une explication mécanique et microstructurale à la prédominance proximale des lésions du plexus brachial observée en pratique clinique. Nous avons confirmé le rôle de l'épi-périnèvre dans la résistance mécanique du nerf, mais avons également soulevé la question du rôle de l'endonèvre, dont la présence a impacté les caractéristiques mécaniques des fascicules prélevés.

Nous avons complété ce travail par la caractérisation du comportement mécanique du nerf périphérique en compression radiale, en vue d'alimenter un modèle mécanique complet du plexus brachial. Cette étude par analyse

éléments finis inverse n'a pu être menée que sur une seule éprouvette en raison de la qualité limitée du suivi vidéo, limitant certainement la portée des valeurs obtenues. Néanmoins, ces données permettent non seulement d'enrichir la littérature, très pauvre à ce sujet, et sont des résultats préliminaires à d'autres travaux qui seront menés sur le sujet du comportement mécanique du nerf périphérique en compression – pathologie commune s'il en est, e.g. lors des compressions du nerf médian au canal carpien.

Ces données ont permis d'aborder la modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique à l'aide de deux méthodes différentes, pour deux objectifs distincts : un modèle 3D, complet, pour la meilleure compréhension des traumatismes du plexus brachial ; et un modèle 1D, économe en termes de temps et de ressources de calcul, représentatif des sollicitations cycliques, en vue d'une application à la réalité augmentée pour la guidage des gestes chirurgicaux.

La modélisation du comportement du nerf périphérique, si l'on se veut représentatif de tous les modes de sollicitation, ne peut être envisagée à l'aide des modèles isotropes classiques : un set unique de paramètres échoue à rendre compte du comportement dans toutes les directions de ce matériau anisotrope qu'est le nerf. Nous avons choisi pour la modélisation du nerf le modèle original de Charmetant, Vidal-Sallé et Boisse, développé initialement pour la modélisation du comportement mécanique des matériaux textiles, et qui, pour chaque mode de sollicitation, définit un invariant qui en est représentatif, et complètement découplé des autres modes de sollicitation. Il nous a ainsi été possible de modéliser le comportement mécanique du nerf périphérique en traction axiale et en compression radiale, à l'aide d'un set unique de paramètres et d'une unique formulation. Ce modèle présente des limites, car la modélisation du nerf n'inclut qu'une seule famille de fibres, et la matrice extracellulaire amorphe est ignorée. Cependant, il représente une avancée dans la modélisation du nerf périphérique, et une base exploitable pour la modélisation de nombreux mécanismes lésionnels du plexus brachial : la traction dans les traumatismes fermés, que ce soit chez l'adulte ou chez le nouveau né, mais aussi les mécanismes d'étirement quasistatique dans les paralysies iatrogènes du plexus brachial, ou encore la compression dans les syndromes canaux et notamment pour mieux comprendre les mécanismes en jeu dans les syndromes de la traversée thoracobrachiale.

Dans la perspective d'une application à la navigation peropératoire, nous avons développé un modèle élastoplastique 1D, représentatif du comportement du nerf périphérique en traction axiale cyclique, plus proche de la réalité chirurgicale que ne l'est un modèle ne prenant en compte que son comportement en première charge. Le choix d'un modèle élastoplastique re-

pose sur nos résultats de caractérisation en traction cyclique : en effet, la persistance d'une déformation résiduelle, y compris en petites déformations, nous a orientés vers une viscoélasticité à long terme ou une déformation plastique. La modélisation d'un retour viscoélastique à long terme a peu de sens en contexte opératoire : les sollicitations sont de courte durée, répétitives, et les temps opératoires sont – idéalement – courts. Nous avons donc fait le choix de considérer cette déformation résiduelle comme une déformation plastique. Lors de la modélisation, la confrontation des résultats d'une première approche avec nos données expérimentales a démontré la nécessité de mieux représenter le comportement du nerf périphérique en petites déformations, en prenant en compte les déformations maximales rencontrées à chaque palier. Les perspectives de ce modèle sont importantes pour l'avenir de la chirurgie endoscopique du plexus brachial : la modélisation de l'entièreté du plexus brachial par zones à l'aide de nos résultats de caractérisation mécanique est le premier pas vers une aide à la navigation peropératoire utilisant la réalité augmentée. L'étude des temps de calcul représente une perspective importante de ce travail, afin d'en permettre l'optimisation pour une déformation en temps réel des modèles utilisés.

Deux apports principaux peuvent être dégagés de cette étude. Le premier est d'ordre expérimental : l'ampleur des données apportées, que ce soit lors de l'analyse histomorphologique, ou de la caractérisation mécanique du plexus brachial et de sa microstructure, a permis d'une part de confirmer l'hypothèse selon laquelle la prédominance des lésions en traction du plexus brachial au niveau proximal est liée à des différences microstructurelles au sein du plexus brachial, d'autre part d'enrichir les données de la littérature et d'alimenter la modélisation du comportement mécanique du plexus. Le second apport consiste en le développement de deux modèles mécaniques, l'un suffisamment précis pour à terme modéliser les traumatismes du plexus brachial, l'autre suffisamment léger et représentatif des sollicitations peropératoires pour envisager son application à la réalité augmentée et donc à l'aide à la navigation peropératoire lors des chirurgies endoscopiques du plexus brachial.

La modélisation complète des nerfs périphériques et du plexus brachial ouvre une large perspective. L'intégration des lois de comportement et des propriétés à rupture déterminées sur les nerfs périphériques, associée à la connaissance de la géométrie de la structure et de ses interactions avec les organes environnants, permettra de construire un modèle fidèle et adapté à la prédiction des mécanismes lésionnels. Adapté à l'aide d'images préopératoires du plexus brachial acquises par IRM ou TDM, il pourra donner naissance à des modèles patient-dépendants, permettant l'entraînement préopératoire

du chirurgien en réalité virtuelle, ou la navigation peropératoire, deux outils précieux dans ces procédures chirurgicales techniquement exigeantes.

Bibliographie

- [1] Bilston LE. Neural tissue biomechanics. vol. 3. Springer Science & Business Media ; 2011.
- [2] Moskow J, Ferrigno B, Mistry N, Jaiswal D, Bulsara K, Rudraiah S, et al. Bioengineering approach for the repair and regeneration of peripheral nerve. *Bioactive materials*. 2019 ;4 :107-13.
- [3] Vogl AW, Lillie MA, Piscitelli MA, Goldbogen JA, Pyenson ND, Shadwick RE. Stretchy nerves are an essential component of the extreme feeding mechanism of rorqual whales. *Current Biology*. 2015 ;25(9) :R360-1.
- [4] Geuna S, Raimondo S, Ronchi G, Di Scipio F, Tos P, Czaja K, et al. Histology of the peripheral nerve and changes occurring during nerve regeneration. *International review of neurobiology*. 2009 ;87 :27-46.
- [5] Tillett RL, Afoke A, Hall SM, Brown RA, Phillips JB. Investigating mechanical behaviour at a core–sheath interface in peripheral nerve. *Journal of the Peripheral Nervous System*. 2004 ;9(4) :255-62.
- [6] Wolfe SW, Pederson WC, Kozin SH, Cohen MS. Green’s operative hand surgery. Elsevier Health Sciences ; 2021.
- [7] Netter FH, SCOTT J, et al. Atlas d’anatomie humaine. Elsevier Health Sciences ; 2019.
- [8] Bonnel F. Microscopic anatomy of the adult human brachial plexus : an anatomical and histological basis for microsurgery. *Microsurgery*. 1984 ;5(3) :107-17.
- [9] Coene L. Mechanisms of brachial plexus lesions. *Clinical neurology and neurosurgery*. 1993 ;95 :24-9.
- [10] Facca S, Hendriks S, Mantovani G, Selber JC, Liverneaux P. Robot-assisted surgery of the shoulder girdle and brachial plexus. In : *Seminars in plastic surgery*. vol. 28. Thieme Medical Publishers ; 2014. p. 039-44.
- [11] Kerns J, Piponov H, Helder C, Amirouche F, Solitro G, Gonzalez M. Mechanical properties of the human tibial and peroneal nerves follo-

- wing stretch with histological correlations. *The Anatomical Record*. 2019 ;302(11) :2030-9.
- [12] Destandau J, Micallef J, Rabischong P. An experimental study of traction on the cervical spinal nerves. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 1986 ;8(3) :197-204.
- [13] Marani E, Van Leeuwen J, Spoor C. The tensile testing machine applied in the study of human nerve rupture : a preliminary study. *Clinical neurology and neurosurgery*. 1993 ;95 :33-5.
- [14] Singh A, Shaji S, Delivoria-Papadopoulos M, Balasubramanian S. Biomechanical responses of neonatal brachial plexus to mechanical stretch. *Journal of brachial plexus and peripheral nerve injury*. 2018 ;13(01) :e8-e14.
- [15] Kawai H, Ohta I, Masatomi T, Kawabata H, Masada K, Ono K. Stretching of the brachial plexus in rabbits. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1989 ;60(6) :635-8.
- [16] Zapałowicz K, Radek A. Mechanical properties of the human brachial plexus. *Neurologia i neurochirurgia polska*. 2000 ;34(6 Suppl) :89-93.
- [17] Zapałowicz K, Radek M. The distribution of brachial plexus lesions after experimental traction : a cadaveric study. *Journal of Neurosurgery : Spine*. 2018 ;29(6) :704-10.
- [18] Perruisseau-Carrier A, Bahlouli N, Bierry G, Vernet P, Facca S, Liverneaux P. Comparison between isotropic linear-elastic law and isotropic hyperelastic law in the finite element modeling of the brachial plexus. In : *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*. vol. 62. Elsevier ; 2017. p. 664-8.
- [19] Mihara A, Kanchiku T, Nishida N, Tagawa H, Ohgi J, Suzuki H, et al. Biomechanical analysis of brachial plexus injury : availability of three-dimensional finite element model of the brachial plexus. *Experimental and Therapeutic Medicine*. 2018 ;15(2) :1989-93.
- [20] Stouthandel ME, Pullens P, Bogaert S, Schoepen M, Vangestel C, Achten E, et al. Application of frozen Thiel-embalmed specimens for radiotherapy delineation guideline development : a method to create accurate MRI-enhanced CT datasets. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2022 :1-11.
- [21] Zine A. *Fatigue multiaxiale des élastomères : vers un critère de dimensionnement unifié*. Lille 1 ; 2006.
- [22] Komatsu K, Sanctuary C, Shibata T, Shimada A, Botsis J. Stress-relaxation and microscopic dynamics of rabbit periodontal ligament. *Journal of biomechanics*. 2007 ;40(3) :634-44.

- [23] Giannessi E, Stornelli MR, Sergi PN. Strain stiffening of peripheral nerves subjected to longitudinal extensions in vitro. *Medical Engineering & Physics*. 2020 ;76 :47-55.
- [24] Meaney DF. Relationship between structural modeling and hyperelastic material behavior : application to CNS white matter. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*. 2003 ;1(4) :279-93.
- [25] Ma Z, Hu S, Tan JS, Myer C, Njus NM, Xia Z. In vitro and in vivo mechanical properties of human ulnar and median nerves. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2013 ;101(9) :2718-25.
- [26] Bles G. Pour la modélisation du comportement mécanique de matériaux textiles : recueil d'équations et de modèles. Institut de Recherche Dupuy de Lome, IRDL ENSTA Bretagne, UMR CNRS 6027, IRDL, F-29200 Brest, France ; 2022.
- [27] Fleury V. Caractérisation et modélisation du plexus brachial pour applications chirurgicales. ENSTA Bretagne ; 2022.
- [28] Faglioni W, Siqueira MG, Martins RS, Heise CO, Foroni L. The epidemiology of adult traumatic brachial plexus lesions in a large metropolis. *Acta neurochirurgica*. 2014 ;156(5) :1025-8.
- [29] Barnes R. Traction injuries of the brachial plexus in adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 1949 ;31(1) :10-6.
- [30] Soldado F, Ghizoni MF, Bertelli J. Injury mechanisms in supraclavicular stretch injuries of the brachial plexus. *Hand surgery and rehabilitation*. 2016 ;35(1) :51-4.
- [31] Harry WG, Bennett JD, Guha SC. Scalene muscles and the brachial plexus : anatomical variations and their clinical significance. *Clinical Anatomy : The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*. 1997 ;10(4) :250-2.
- [32] Mantovani G, Liverneaux P, Garcia JC, Berner SH, Bednar MS, Mohr CJ. Endoscopic exploration and repair of brachial plexus with tele robotic manipulation : a cadaver trial. *Journal of neurosurgery*. 2011 ;115(3) :659-64.
- [33] Lafosse T, Le Hanneur M, Lafosse L. All-endoscopic brachial plexus complete neurolysis for idiopathic neurogenic thoracic outlet syndrome : A prospective case series. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2017 ;33(8) :1449-57.
- [34] Sunderland SS. The anatomy and physiology of nerve injury. *Muscle & Nerve : Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 1990 ;13(9) :771-84.

- [35] Junqueira L, Montes G, Krisztan R. The collagen of the vertebrate peripheral nervous system. *Cell and Tissue Research*. 1979;202(3) :453-60.
- [36] Haftek J. Stretch injury of peripheral nerve : acute effects of stretching on rabbit nerve. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1970;52(2) :354-65.
- [37] Rydevik BL, Kwan MK, Myers RR, Brown RA, Triggs KJ, Woolsey, et al. An in vitro mechanical and histological study of acute stretching on rabbit tibial nerve. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;8(5) :694-701.
- [38] Thomas P. The connective tissue of peripheral nerve : an electron microscope study. *Journal of anatomy*. 1963;97(Pt 1) :35.
- [39] Singh A, Lu Y, Chen C, Cavanaugh JM. Mechanical properties of spinal nerve roots subjected to tension at different strain rates. *Journal of Biomechanics*. 2006;39(9) :1669-76.
- [40] Beel JA, Stodieck LS, Luttgies MW. Structural properties of spinal nerve roots : biomechanics. *Experimental neurology*. 1986;91(1) :30-40.
- [41] Piña-Oviedo S, Ortiz-Hidalgo C. The normal and neoplastic perineurium : a review. *Advances in anatomic pathology*. 2008;15(3) :147-64.
- [42] Sunderland S. *Nerves and nerve injuries*. Edinburgh, E& S Livingstone Ltd. 1968.
- [43] Akert K, Sandri C, Weibel E, Peper K, Moor H. The fine structure of the perineural endothelium. *Cell and tissue research*. 1976;165(3) :281-95.
- [44] Thomas P, Olsson Y. Microscopic anatomy and function of the connective tissue components of peripheral nerve. *Peripheral neuropathy*. 1984;1 :97-120.
- [45] Lundborg G. *Nerve injury and repair : regeneration, reconstruction, and cortical remodeling*. Elsevier/Churchill Livingstone; 2004.
- [46] Fung Yc. *Biomechanics : mechanical properties of living tissues*. Springer Science & Business Media; 2013.
- [47] Bergman R, Thompson S, Afifi A, Saadeh F. *Compendium of human anatomic variation*. Urban and Schwarzenberg. Inc Baltimore, MD. 1988 :9.
- [48] Kerr AT. The brachial plexus of nerves in man, The variations in its formation. *The American journal of anatomy*. 1918;23(2) :285.

- [49] Uysal II, Şeker M, Karabulut AK, Büyükmumcu M, Ziyilan T. Brachial plexus variations in human fetuses. *Neurosurgery*. 2003;53(3) :676-84.
- [50] Johnson EO, Vekris M, Demesticha T, Soucacos PN. Neuroanatomy of the brachial plexus : normal and variant anatomy of its formation. *Surgical and radiologic anatomy*. 2010 ;32(3) :291-7.
- [51] Carlstedt T. An electron-microscopical study of the developing transitional region in feline S1 dorsal rootlets. *Journal of the Neurological Sciences*. 1981 ;50(3) :357-72.
- [52] Thompson GE, Rorie DK. Functional anatomy of the brachial plexus sheaths. *Anesthesiology*. 1983 ;59(2) :117-22.
- [53] Boyer P, Buchheit F, Thiebaut J, Arrouf L, Rihaoui S. Anatomy of intradural anastomoses between cervical nerve roots (authors' translation). *Neuro-chirurgie*. 1981 ;27(3) :191-6.
- [54] Marzo JM, Simmons E, Kallen F. Intradural connections between adjacent cervical spinal roots. *Spine*. 1987 ;12(10) :964-8.
- [55] Perneczky A, Sunder-Plassmann M. Intradural variant of cervical nerve root fibres. *Acta Neurochirurgica*. 1980 ;52(1) :79-83.
- [56] Sunderland S, Bedbrook G, et al. The relative sympathetic contribution to individual roots of the brachial plexus in man. *Brain*. 1949 ;72(3) :297-301.
- [57] Apan A, Baydar P, Yılmaz S, Uz A, Tekdemir Ý, Güney P, et al. Surface landmarks of brachial plexus : ultrasound and magnetic resonance imaging for supraclavicular approach with anatomical correlation. *European journal of ultrasound*. 2001 ;13(3) :191-6.
- [58] Ruíz A, Sala X, Bargalló X, Hurtado P, Arguis MJ, Carrera A. The influence of arm abduction on the anatomic relations of infraclavicular brachial plexus : an ultrasound study. *Anesthesia & Analgesia*. 2009 ;108(1) :364-6.
- [59] Matejcik V. Variations of nerve roots of the brachial plexus. *Bratisl Lek Listy*. 2005 ;106(1) :34-6.
- [60] Seddon H. Classification of Nerve Injuries. *The Journal of Nervous and Mental Disease*. 1943 ;98(4) :438.
- [61] Sunderland S. A classification of peripheral nerve injuries producing loss of function. *Brain*. 1951 ;74(4) :491-516.
- [62] Goldie B, Coates C. Brachial plexus injury : a survey of incidence and referral pattern. *Journal of Hand Surgery*. 1992 ;17(1) :86-8.

- [63] Rosson J. Disability following closed traction lesions of the brachial plexus sustained in motor cycle accidents. *The Journal of Hand Surgery : British & European Volume*. 1987;12(3) :353-5.
- [64] Hems T. Brachial plexus injuries. In : *Nerves and nerve injuries*. Elsevier ; 2015. p. 681-706.
- [65] Kalsbeek WD, McLaurin R, Harris 3rd B, Miller JD. The national head and spinal cord injury survey : major findings. *Journal of neurosurgery*. 1980 :S19-31.
- [66] Kim DH, Murovic JA, Tiel RL, Kline DG. Mechanisms of injury in operative brachial plexus lesions. *Neurosurgical focus*. 2004;16(5) :1-8.
- [67] Kitamura T, Takagi K, Yamaga M, Morisawa K. Brachial plexus stretching injuries : microcirculation of the brachial plexus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1995;4(2) :118-23.
- [68] Birch R. Brachial plexus injury : the London experience with supraclavicular traction lesions. *Neurosurgery Clinics of North America*. 2009;20(1) :15-23.
- [69] Chuang DCC. Debates to personal conclusion in peripheral nerve injury and reconstruction : A 30-year experience at Chang Gung Memorial Hospital. *Indian Journal of Plastic Surgery*. 2016;49(02) :144-50.
- [70] Kim DH, Cho YJ, Tiel RL, Kline DG. Outcomes of surgery in 1019 brachial plexus lesions treated at Louisiana State University Health Sciences Center. *Journal of neurosurgery*. 2003;98(5) :1005-16.
- [71] Martin E, Senders JT, DiRisio AC, Smith TR, Broekman ML. Timing of surgery in traumatic brachial plexus injury : a systematic review. *Journal of neurosurgery*. 2018;130(4) :1333-45.
- [72] Shin AY, Spinner RJ, Steinmann SP, Bishop AT. Adult traumatic brachial plexus injuries. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005;13(6) :382-96.
- [73] Terzis JK, Vekris MD, Soucacos PN. Brachial plexus root avulsions. *World journal of surgery*. 2001;25(8) :1049.
- [74] Hems T. Timing of surgical reconstruction for closed traumatic injury to the supraclavicular brachial plexus. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*. 2015;40(6) :568-72.
- [75] Terzis JK, Vekris MD, Soucacos PN. Outcomes of brachial plexus reconstruction in 204 patients with devastating paralysis. *Plastic and reconstructive surgery*. 1999;104(5) :1221-40.
- [76] Schneider C, Allam M, Stoyanov D, Hawkes D, Gurusamy K, Davidson B. Performance of image guided navigation in laparoscopic liver surgery—A systematic review. *Surgical Oncology*. 2021;38 :101637.

- [77] Castaldo JE, Ochoa JL. Mechanical injury of peripheral nerves : fine structure and dysfunction. *Clinics in Plastic Surgery*. 1984 ;11(1) :9-16.
- [78] Grewal R, Xu J, Sotereanos DG, Woo SL. Biomechanical properties of peripheral nerves. *Hand clinics*. 1996 ;12(2) :195-204.
- [79] Barberio CG, Chaudhry T, Power DM, Tan S, Lawless BM, Espino DM, et al. Towards viscoelastic characterisation of the human ulnar nerve : An early assessment using embalmed cadavers. *Medical engineering & physics*. 2019 ;64 :15-22.
- [80] Phillips JB, Smit X, Zoysa ND, Afoke A, Brown RA. Peripheral nerves in the rat exhibit localized heterogeneity of tensile properties during limb movement. *The Journal of physiology*. 2004 ;557(3) :879-87.
- [81] Takai S, Dohno H, Watanabe Y, Yoshino N, Ogura T, Hirasawa Y. In situ strain and stress of nerve conduction blocking in the brachial plexus. *Journal of orthopaedic research*. 2002 ;20(6) :1311-4.
- [82] Zapałowicz K, Radek A. Experimental investigations of traction injury of the brachial plexus. Model and results. In : *Annales Academiae Medicae Stetinensis*. vol. 51 ; 2005. p. 11-4.
- [83] Beel JA, Groswald DE, Luttgens MW. Alterations in the mechanical properties of peripheral nerve following crush injury. *Journal of biomechanics*. 1984 ;17(3) :185-93.
- [84] Papagiannis G, Triantafyllou A, Stasi S, Yiannopoulou KG, Papathanasiou G, Mitsiokapa E, et al. Biomechanical Behavior and Viscoelastic Properties of Peripheral Nerves Subjected to Tensile Stress : Common Injuries and Current Repair Techniques. *Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine*. 2020 ;32(3).
- [85] Spinner RJ, Kline DG. Surgery for peripheral nerve and brachial plexus injuries or other nerve lesions. *Muscle & Nerve : Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 2000 ;23(5) :680-95.
- [86] Nishida N, Kanchiku T, Ohgi J, Ichihara K, Chen X, Taguchi T. Mechanical properties of nerve roots and rami radicales isolated from fresh pig spinal cords. *Neural Regeneration Research*. 2015 ;10(11) :1869.
- [87] Stouthandel ME, Vanhove C, Devriendt W, De Bock S, Debbaut C, Vangestel C, et al. Biomechanical comparison of Thiel embalmed and fresh frozen nerve tissue. *Anatomical Science International*. 2020 ;95(3) :399-407.

- [88] Wolff KD, Kesting M, Mücke T, Rau A, Hölzle F. Thiel embalming technique : a valuable method for microvascular exercise and teaching of flap raising. *Microsurgery : Official Journal of the International Microsurgical Society and the European Federation of Societies for Microsurgery*. 2008 ;28(4) :273-8.
- [89] Chang CT, Chen YH, Lin CCK, Ju MS. Finite element modeling of hyper-viscoelasticity of peripheral nerve ultrastructures. *Journal of biomechanics*. 2015 ;48(10) :1982-7.
- [90] Muhr A. Modeling the stress-strain behavior of rubber. *Rubber chemistry and technology*. 2005 ;78(3) :391-425.
- [91] De SK, White JR. *Rubber technologist's handbook*. vol. 1. iSmithers Rapra Publishing ; 2001.
- [92] Kadri R. Comportement mécanique et propriétés à rupture d'un EPDM vieilli par radio-thermo-oxydation : développement d'un outil prédictif basé sur un couplage chemo-mécanique. Université de Lille (2022-....) ; 2022.
- [93] Bouchart V. Etude expérimentale et modélisation micromécanique du comportement et de l'endommagement des élastomères renforcés. Lille 1 ; 2007.
- [94] Hirokawa S, Tsuruno R. Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament. *Journal of biomechanics*. 2000 ;33(9) :1069-77.
- [95] Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*. 2000 ;61(1) :1-48.
- [96] Bouten L. Identification des propriétés mécaniques des tissus constitutifs du mollet pour l'étude mécanique de la contention. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne ; 2009.
- [97] Bower AF. *Applied mechanics of solids*. CRC press ; 2009.
- [98] Holzapfel AG. *Nonlinear solid mechanics II*. 2000.
- [99] Mansouri M, Darijani H. Constitutive modeling of isotropic hyperelastic materials in an exponential framework using a self-contained approach. *International Journal of Solids and Structures*. 2014 ;51(25-26) :4316-26.
- [100] Ní Annaidh A, Bruyère K, Destrade M, Gilchrist MD, Maurini C, Oténio M, et al. Automated estimation of collagen fibre dispersion in the dermis and its contribution to the anisotropic behaviour of skin. *Annals of biomedical engineering*. 2012 ;40(8) :1666-78.

- [101] Holzapfel GA, Sommer G, Gasser CT, Regitnig P. Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. 2005 ;289(5) :H2048-58.
- [102] Martins P, Natal Jorge R, Ferreira A. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties : Application to silicone-rubber and soft tissues. *Strain*. 2006 ;42(3) :135-47.
- [103] Rivlin RS. Large elastic deformations of isotropic materials IV. Further developments of the general theory. *Philosophical transactions of the royal society of London Series A, Mathematical and physical sciences*. 1948 ;241(835) :379-97.
- [104] Chung J, Rajagopal V, Nielsen P, Nash M. A biomechanical model of mammographic compressions. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*. 2008 ;7(1) :43-52.
- [105] Luboz V, Petrizelli M, Bucki M, Diot B, Vuillerme N, Payan Y. Biomechanical modeling to prevent ischial pressure ulcers. *Journal of biomechanics*. 2014 ;47(10) :2231-6.
- [106] James A, Green A, Simpson G. Strain energy functions of rubber. I. Characterization of gum vulcanizates. *Journal of Applied Polymer Science*. 1975 ;19(7) :2033-58.
- [107] Yeoh OH. Some forms of the strain energy function for rubber. *Rubber Chemistry and technology*. 1993 ;66(5) :754-71.
- [108] Raghavan ML, Vorp DA, Federle MP, Makaroun MS, Webster MW. Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm. *Journal of vascular surgery*. 2000 ;31(4) :760-9.
- [109] Giannessi E, Stornelli MR, Sergi PN. A unified approach to model peripheral nerves across different animal species. *PeerJ*. 2017 ;5 :e4005.
- [110] Ogden RW. Large deformation isotropic elasticity—on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society of London A Mathematical and Physical Sciences*. 1972 ;326(1567) :565-84.
- [111] Charmetant A. Approches hyperélastiques pour la modélisation du comportement mécanique de préformes tissées de composites. INSA de Lyon ; 2011.
- [112] Mihai LA, Budday S, Holzapfel GA, Kuhl E, Goriely A. A family of hyperelastic models for human brain tissue. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 2017 ;106 :60-79.

- [113] Raspanti M, Marchini M, Della Pasqua V, Strocchi R, Ruggeri A. Ultrastructure of the extracellular matrix of bovine dura mater, optic nerve sheath and sclera. *Journal of anatomy*. 1992;181(Pt 2) :181.
- [114] Cho KH, Takahashi A, Yamamoto M, Hirouchi H, Taniguchi S, Ogawa Y, et al. Optic nerve-associated connective tissue structures revisited : A histological study using human fetuses and adult cadavers. *The Anatomical Record*. 2022.
- [115] Holzapfel GA, Ogden RW. Constitutive modelling of arteries. *Proceedings of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2010;466(2118) :1551-97.
- [116] Basciano C, Kleinstreuer C. Invariant-based anisotropic constitutive models of the healthy and aneurysmal abdominal aortic wall. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2009;131(2).
- [117] Charmetant A, Vidal-Sallé E, Boisse P. Hyperelastic modelling for mesoscopic analyses of composite reinforcements. *Composites Science and Technology*. 2011;71(14) :1623-31.
- [118] Civier L. Caractérisation et modélisation de la fatigue et de la durabilité des lignes d’ancrage en polyamide pour les éoliennes offshore flottantes. IFREMER, ENSTA Bretagne & France Energies Marines, Ecole Doctorale SPIN, Collèges Bretagne Loire ; 2023.
- [119] Moayeri N, Bigeleisen PE, Groen GJ. Quantitative architecture of the brachial plexus and surrounding compartments, and their possible significance for plexus blocks. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*. 2008;108(2) :299-304.
- [120] van Geffen GJ, Moayeri N, Bruhn J, Scheffer GJ, Chan VW, Groen GJ. Correlation between ultrasound imaging, cross-sectional anatomy, and histology of the brachial plexus : a review. *Regional Anesthesia & Pain Medicine*. 2009;34(5) :490-7.
- [121] Al Manaseer SA. Development of a Protocol for the Reverse Identification of the Multiaxial Mechanical Behavior of Elastomers and Soft Tissues. Université de Strasbourg ; 2020.
- [122] Yang L, Van der Werf KO, Fitié CF, Bennink ML, Dijkstra PJ, Feijen J. Mechanical properties of native and cross-linked type I collagen fibrils. *Biophysical journal*. 2008;94(6) :2204-11.
- [123] Bruneau A, Champagne N, Cousineau-Pelletier P, Parent G, Langelier E. Preparation of rat tail tendons for biomechanical and mechanobiological studies. *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*. 2010;(41) :e2176.

- [124] Walbeehm ET, Afoke A, De Wit T, Holman F, Hovius SE, Brown RA. Mechanical functioning of peripheral nerves : linkage with the “mushrooming” effect. *Cell and tissue research*. 2004;316(1) :115-21.
- [125] Bianchi F, Hofmann F, Smith AJ, Ye H, Thompson MS. Probing multi-scale mechanics of peripheral nerve collagen and myelin by X-ray diffraction. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018 ;87 :205-12.
- [126] Sea T, Ballinger ML, Bittner GD. Cooling of peripheral myelinated axons retards Wallerian degeneration. *Experimental neurology*. 1995 ;133(1) :85-95.
- [127] Chuang DCC. Adult brachial plexus reconstruction with the level of injury : review and personal experience. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2009 ;124(6S) :e359-69.
- [128] Robert B. Etude des Propriétés Viscoélastiques des Tissus Mous par Elastographie IRM. Une Approche Multi-Echelle. Université Paris-Diderot-Paris VII ; 2009.
- [129] Flores AJ, Lavemia C, Owens PW. Anatomy and physiology of peripheral nerve injury and repair. *American Journal Of Orthopedics*. 2000 ;29(3) :167-78.
- [130] Lynch HA, Johannessen W, Wu JP, Jawa A, Elliott DM. Effect of fiber orientation and strain rate on the nonlinear uniaxial tensile material properties of tendon. *J Biomech Eng*. 2003 ;125(5) :726-31.
- [131] Graham JS, Vomund AN, Phillips CL, Grandbois M. Structural changes in human type I collagen fibrils investigated by force spectroscopy. *Experimental cell research*. 2004 ;299(2) :335-42.
- [132] Ichihara K, Taguchi T, Shimada Y, Sakuramoto I, Kawano S, Kawai S. Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter. *Journal of neurotrauma*. 2001 ;18(3) :361-7.
- [133] Mazuchowski EL, Thibault LE, et al. Biomechanical properties of the human spinal cord and pia mater. In : Summer Bioengineering Conference, Sonesta Beach Resort, Key Biscayne, FL, USA ; 2003. .
- [134] Oakland R, Hall R, Wilcox R, Barton D. The biomechanical response of spinal cord tissue to uniaxial loading. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*. 2006 ;220(4) :489-92.
- [135] Ramo NL, Troyer KL, Puttlitz CM. Viscoelasticity of spinal cord and meningeal tissues. *Acta biomaterialia*. 2018 ;75 :253-62.

- [136] Salazar Botero S. Optimization of nerve repair and regeneration. Strasbourg ; 2019.
- [137] Chen RJ, Lin CCK, Ju MS. In situ transverse elasticity and blood perfusion change of sciatic nerves in normal and diabetic rats. *Clinical Biomechanics*. 2010 ;25(5) :409-14.
- [138] Ju MS, Lin CCK, Lin CW. Transverse elasticity of rabbit sciatic nerves tested by in vitro compression. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*. 2004 ;27(7) :965-71.
- [139] Main EK, Goetz JE, Rudert MJ, Goreham-Voss CM, Brown TD. Apparent transverse compressive material properties of the digital flexor tendons and the median nerve in the carpal tunnel. *Journal of biomechanics*. 2011 ;44(5) :863-8.
- [140] Safa BN, Read AT, Ethier CR. Assessment of the viscoelastic mechanical properties of the porcine optic nerve head using micromechanical testing and finite element modeling. *Acta Biomaterialia*. 2021 ;134 :379-87.
- [141] Gasser TC, Ogden RW, Holzapfel GA. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the royal society interface*. 2006 ;3(6) :15-35.
- [142] Bles G. Projet Sangles de ballons stratosphériques du CNES. Institut de Recherche Dupuy de Lome, IRDL ENSTA Bretagne, UMR CNRS 6027, IRDL, F-29200 Brest, France ; 2018.
- [143] Chevillotte Y. Characterization of the long-term mechanical behavior and the durability of polyamide mooring ropes for floating wind turbines. ENSTA Bretagne-École nationale supérieure de techniques avancées Bretagne ; 2020.
- [144] Driscoll PJ, Glasby MA, Lawson GM. An in vivo study of peripheral nerves in continuity : biomechanical and physiological responses to elongation. *Journal of Orthopaedic Research*. 2002 ;20(2) :370-5.
- [145] Kwan M, Wall E, Weiss J, Rydevik B, Garfin S, Woo S. Analysis of rabbit peripheral nerve : in situ stresses and strains. In : *Biomech Symp ASME/AMD*. vol. 98 ; 1989. p. 109-12.
- [146] Majmudar T, Balasubramanian S, Magee R, Gonik B, Singh A. In-vitro stress relaxation response of neonatal peripheral nerves. *Journal of Biomechanics*. 2021 ;128 :110702.
- [147] Wall EJ, Kwan MK, Rydevik BL, Woo SL, Garfin SR. Stress relaxation of a peripheral nerve. *The Journal of hand surgery*. 1991 ;16(5) :859-63.

Annexe A

Résultats des essais sur plexus brachiaux de cochon

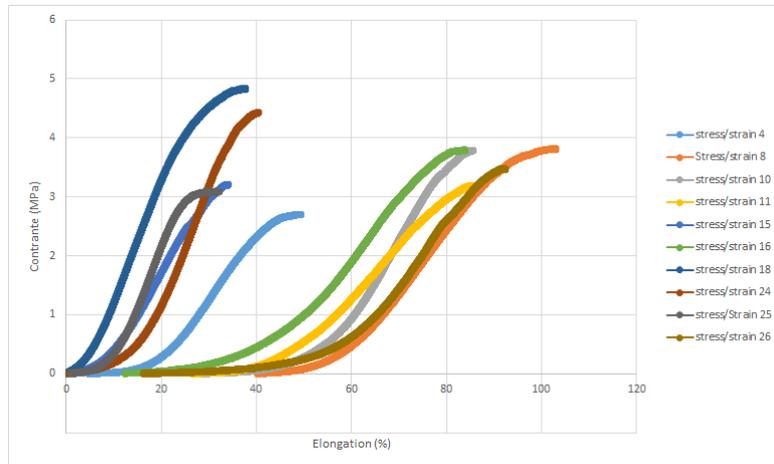


FIGURE A.1 – Plexus brachial porcine : Courbes contrainte-déformation des spécimens de diamètre supérieur à 5mm.

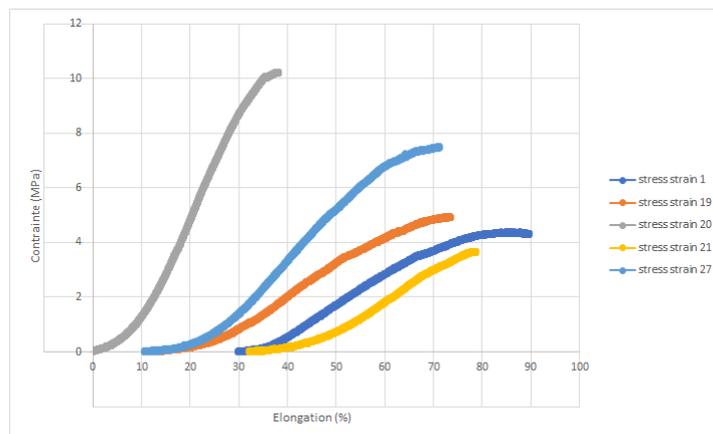


FIGURE A.2 – Plexus brachial porcine : Courbes contrainte-déformation des spécimens de diamètre inférieur à 3mm.

Annexe B

Caractérisation en traction du plexus brachial : détail des p values

Module d'élasticité	PE	PI	DI	DE
PE		0,64	<0,001	<0,001
PI	0,64		<0,01	<0,001
DI	<0,001	<0,01		0,26
DE	<0,001	<0,001	0,26	

Contrainte à rupture	PE	PI	DI	DE
PE		0,37	<0,001	<0,001
PI	0,37		<0,01	<0,001
DI	<0,001	<0,01		0,037
DE	<0,001	<0,001	0,037	

Déformation à rupture	PE	PI	DI	DE
PE		0,093	<0,01	0,013
PI	0,093		0,015	0,59
DI	<0,01	0,015		0,024
DE	0,013	0,59	0,024	

FIGURE B.1 – Détail des p-values obtenues par comparaison univariée des zones du plexus brachial, en termes de module d'élasticité, de contrainte à rupture et de déformation à rupture. Les valeurs ont été obtenues à l'aide du logiciel R via l'interface pvalue.io, par l'utilisation de tests t de Welsh.

Annexe C

Résultats de la modélisation du comportement mécanique du nerf périphérique

Nous présentons dans cette annexe les résultats des travaux de Vadim Fleury [27] sur la modélisation du comportement du nerf périphérique en traction axiale et en compression radiale par les modèles de Hill d'ordre 2, de Hencky, et quasilogarithmique de Curnier.

A partir de chacune des expressions de la déformation présentées en Sous section 3.1.3, [27] fait correspondre trois lois hyperélastiques dérivant d'un potentiel pour des lois linéaires en petites déformations, présentées ci-après, et utilisées pour modéliser le comportement mécanique du nerf périphérique :

Correspondant à la déformation de Green Lagrange, le modèle de Hill d'ordre 2 :

$$\mathbf{T} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \cdot (\mathbf{L}^4 : \mathbf{E}) \mathbf{F}^T \quad (\text{C.1})$$

Correspondant à la déformation logarithmique droite, le modèle de Hencky :

$$\mathbf{T} = \frac{1}{J} \gamma_{(V)}^4 : (\mathbf{R} \cdot (\mathbf{L}^4 : \mathbf{LnU}) \mathbf{R}^T) \quad (\text{C.2})$$

Correspondant à la déformation quasilogarithmique de Curnier, le modèle quasilogarithmique de Curnier suivant :

$$\mathbf{T} = \frac{1}{2J} \left(Q_{(F)}^4 + Q_{(F)}^{4-T} \right) : \mathbf{L}^4 : \mathbf{QLnU} \quad (\text{C.3})$$

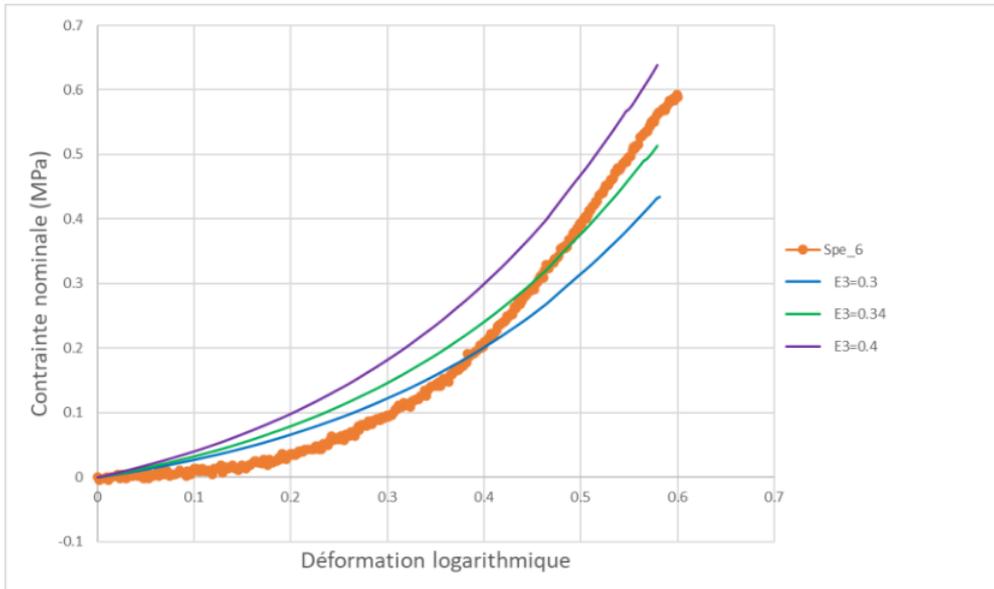


FIGURE C.1 – Réponse contrainte déformation en traction simple, modèle de Hill d'ordre 2.

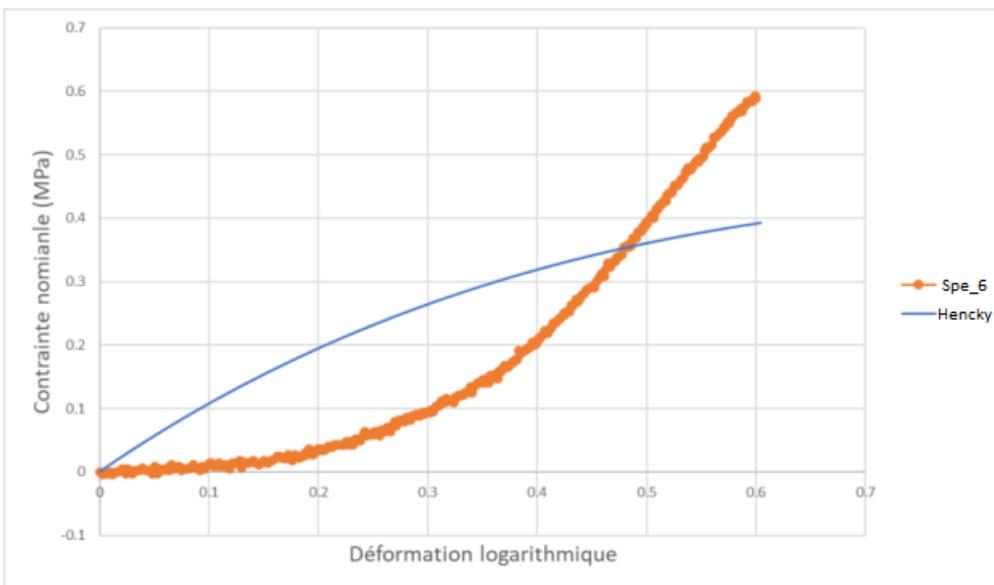


FIGURE C.2 – Réponse contrainte déformation en traction simple, modèle de Hencky.

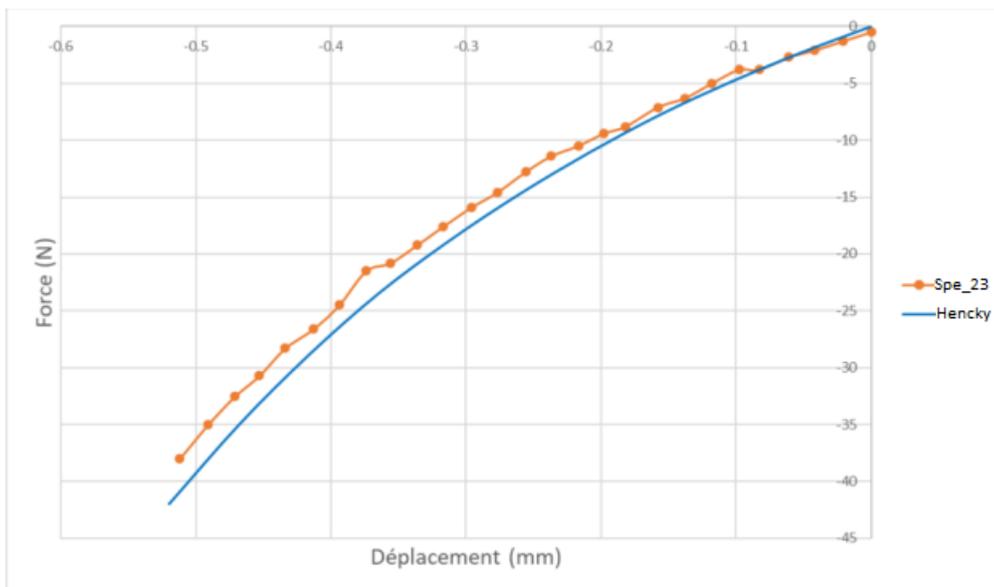


FIGURE C.3 – Réponse contrainte déformation en compression, modèle de Hencky.

Annexe D

Modèle 1D - détermination des coefficients associés aux différents paliers de déformation

Nous présentons dans cette annexe les résultats des travaux de Vadim Fleury [27] sur la modélisation 1D du comportement du nerf périphérique en traction axiale.

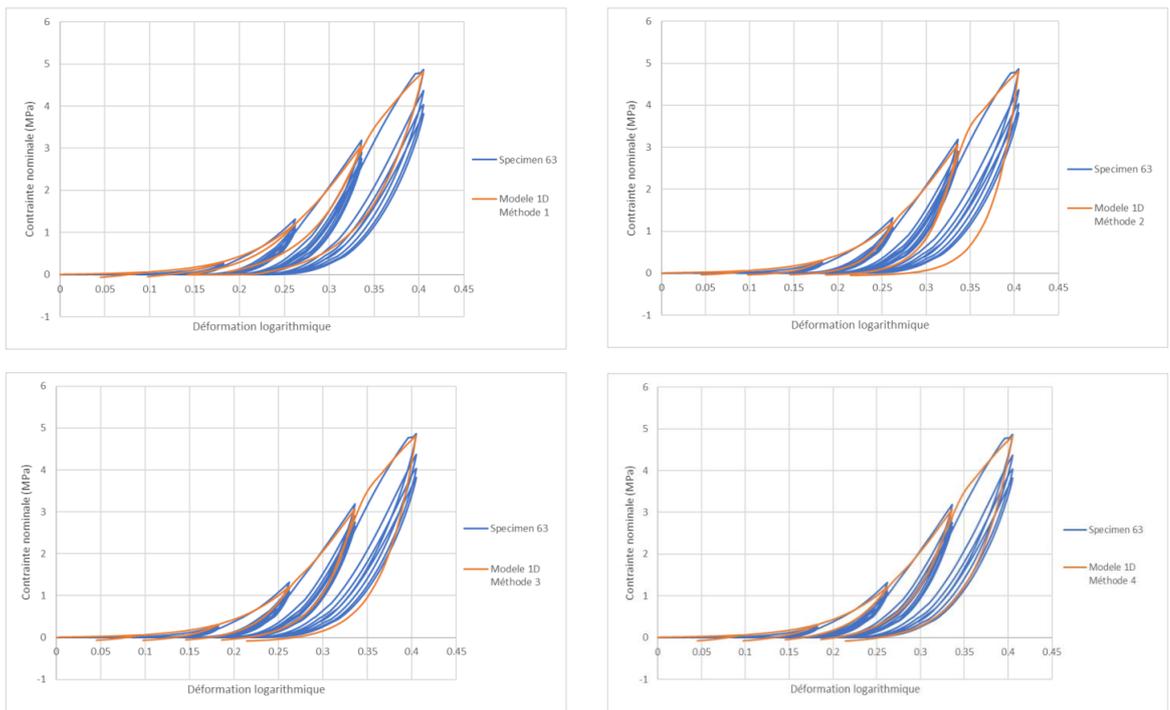


FIGURE D.1 – Comparaison des résultats des différentes méthodes d’identification, modèle 1D élastoplastique, éprouvette 63.

Sur le comportement biomécanique du plexus brachial pour la réparation nerveuse clinique.

Résumé

Le plexus brachial est une structure nerveuse complexe, située au niveau cervical, qui est responsable de l'innervation motrice et sensitive du membre supérieur. Ses atteintes sont souvent dévastatrices pour la fonction du membre supérieur dans sa globalité, et de la main en particulier. Le plexus brachial est fréquemment lésé lors d'accidents de la voie publique ou de sport, chez des patients jeunes, mais aussi lors de l'accouchement chez le nouveau-né. Les mécanismes lésionnels sont encore mal élucidés.

La chirurgie du plexus brachial est une chirurgie ultraspécialisée, réalisée dans de rares centres et nécessitant une expertise à la fois clinique et technique en microchirurgie. L'abord par voie ouverte du plexus brachial est souvent extensif, responsable d'adhérences et de cicatrices disgracieuses. L'abord endoscopique, diminuant la rançon cicatricielle, a été développé, mais la complexité anatomique du plexus brachial rend la technique opératoire d'autant plus difficile que le champ de vision est très diminué – d'autant plus délicat que de nombreuses structures artérielles, veineuses, pulmonaires, sont à proximité.

Nous proposons dans ce travail une caractérisation histomorphologique et mécanique du plexus brachial, puis deux modélisations de son comportement mécanique permettant une application d'une part pour la meilleure compréhension de ses mécanismes lésionnels, d'autre part pour sa modélisation opératoire lors d'interventions chirurgicales.

Mots clés : biomécanique, plexus brachial, nerfs périphériques

Résumé en anglais

The brachial plexus is a complex anatomical structure lying in the cervical region, providing sensory and motor innervation to the upper limb. Brachial plexus injuries are often functionally devastating. The exact mechanisms of brachial plexus injuries are still to be elucidated.

Brachial plexus surgery is highly specialized and requires a technical expertise in microsurgery. Both open and endoscopic approaches of the brachial plexus could benefit from numerical modelling.

We present in this work a histomorphologic and a mechanical characterization of the brachial plexus, and two mathematical models of its biomechanical behaviour, in order to better understand its traumatic lesions, and to develop numerical models for intraoperative navigation.

Key words : biomechanics, brachial plexus, peripheral nerves