

Effets mécaniques périphériques des mobilisations neurodynamiques du nerf fibulaire superficiel: étude cadavérique préliminaire



Université du Québec
à Trois-Rivières

Félix-Antoine Lavoie^{1, 2}, Marc-Olivier St-Pierre^{1,2,3}, Jean-Philippe Paquin⁴, Kerry K. Gilbert⁴,
Richard Ellis⁵, Stéphane Sobczak^{1,2},

¹Chaire de recherche en anatomie fonctionnelle, UQTR - ²Département d'anatomie, UQTR
- ³Département des sciences de la santé, UQAC - ⁴Texas Tech University Health Sciences Center - ⁵Dept. Physical Therapy, Auckland Institute of Technology

UQAC
Université du Québec
à Chicoutimi

Introduction

Le syndrome de compression du NFS représente 3,5% des douleurs chroniques à la jambe¹. Nous savons que les techniques de décompression chirurgicales sont efficaces, mais elles comportent toutefois des risques importants² et peuvent être difficilement accessibles.

- Certaines techniques de traitement neurodynamiques (TND) ayant pour objectif la mise en tension du nerf ont été décrites dans les ouvrages de référence³.
- L'efficacité clinique de ce type de technique pour le traitement des syndromes de compression nerveuse particulièrement au membre supérieur (nerf médian) est démontrée dans la littérature⁴.
- **Aucune donnée ne supporte l'efficacité de la mise en tension du NFS** lors de l'exécution des techniques neurodynamiques.
- Les objectifs de cette étude sont:
 1. Évaluer, en fonction des techniques manuelles proposées, les contraintes subies par le NFS et
 2. Évaluer la contribution de chaque mouvement afin d'en évaluer leur pertinence lors de l'évaluation.

Méthodologie

Trois NFS de provenance de deux corps non-embaumés permettant de maintenir la mobilité ont été exposés au niveau du 1/3 inférieur de la face antérolatérale de la jambe à la sortie du fascia crural (figure 1). Un capteur DVRT (*Microstrain, Lord Sensing*) a été inséré (figure 2 et 3) pour mesurer le déplacement à chaque étape de la mobilisation. Les contraintes subies par le tissu nerveux sont obtenues grâce au calcul suivant: $\epsilon = \Delta L/L$

Où ϵ correspond aux contraintes totales (μStrain)

ΔL correspond à la variation de longueur du tissu nerveux (mm)

L correspond à la longueur initiale (mm)

La mobilisation a été exécutée selon la séquence suivante.

1. Flexion plantaire maximale de la cheville (FP)
2. Inversion maximale de la cheville (INV)
3. Lasègue(LAS)
4. Adduction coxo-fémorale de 30° (ADD)

Chaque position a été maintenue 2 secondes et la séquence a été exécutée en position anatomique (membre inférieur (MI) en position neutre) lors du test de Lasègue 30° /60° /90° qui consiste à amener le membre inférieur en flexion de la hanche passive avec jambe tendue. Les amplitudes articulaires de la hanche en 3D ont été surveillées en temps réel grâce au logiciel de cinématique *Motive (Optitrack)*. Une analyse de variance à un facteur a été effectuée dans le but de déterminer l'impact des positions de LAS sur les contraintes totales.

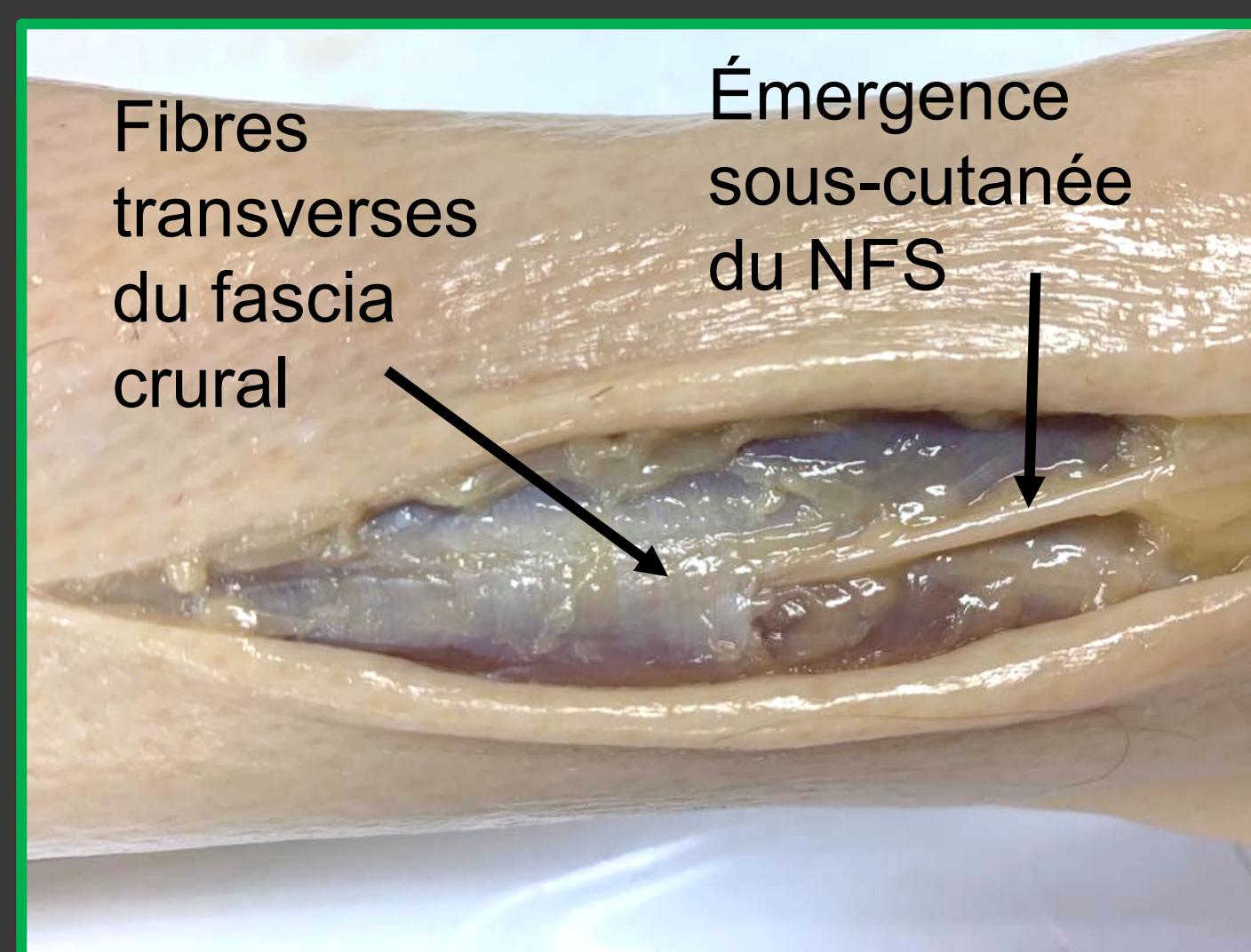


Fig. 1 Dissection distale du NFS droit

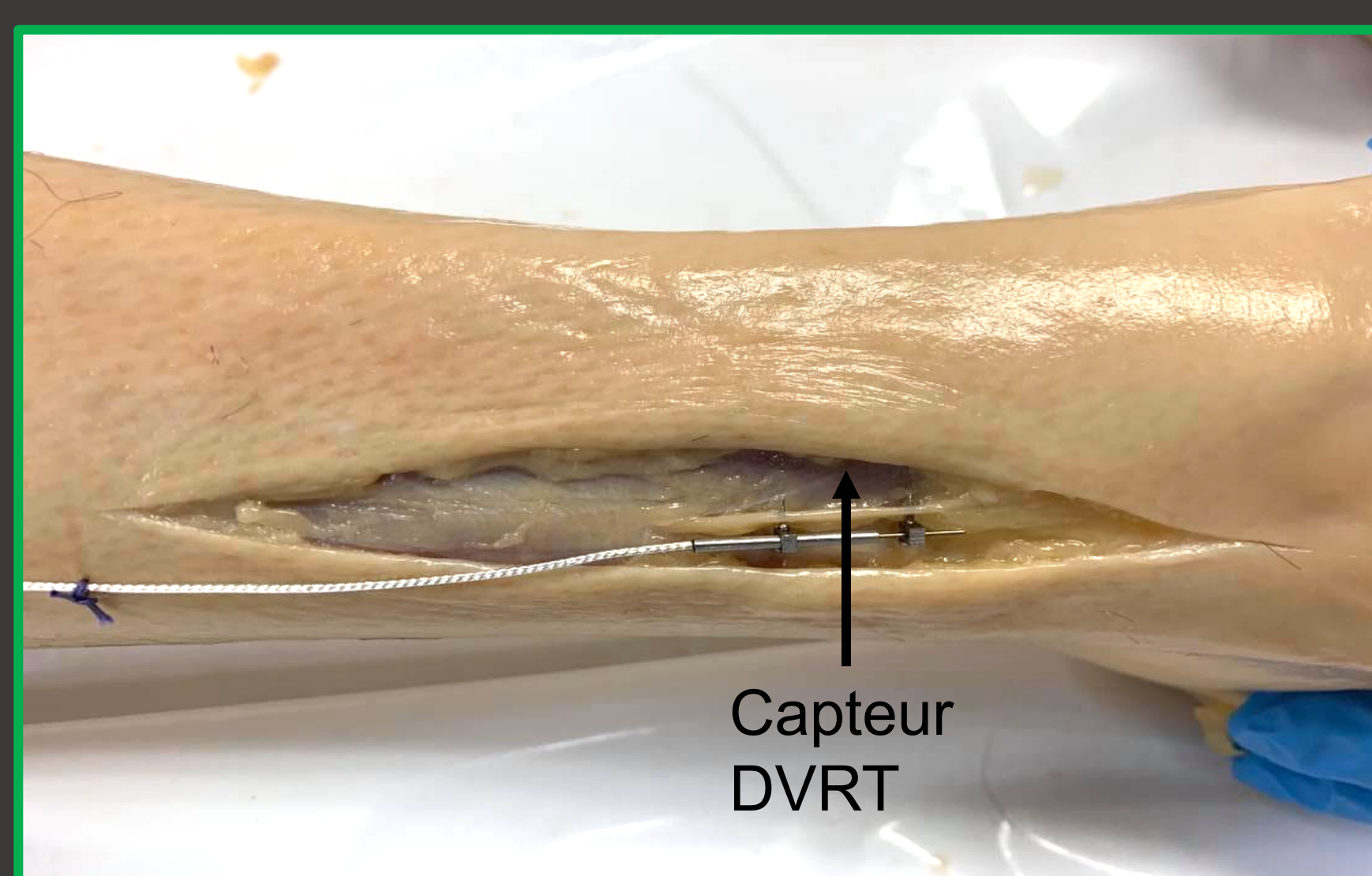


Fig. 2 Capteur DVRT inséré au sein du NFS

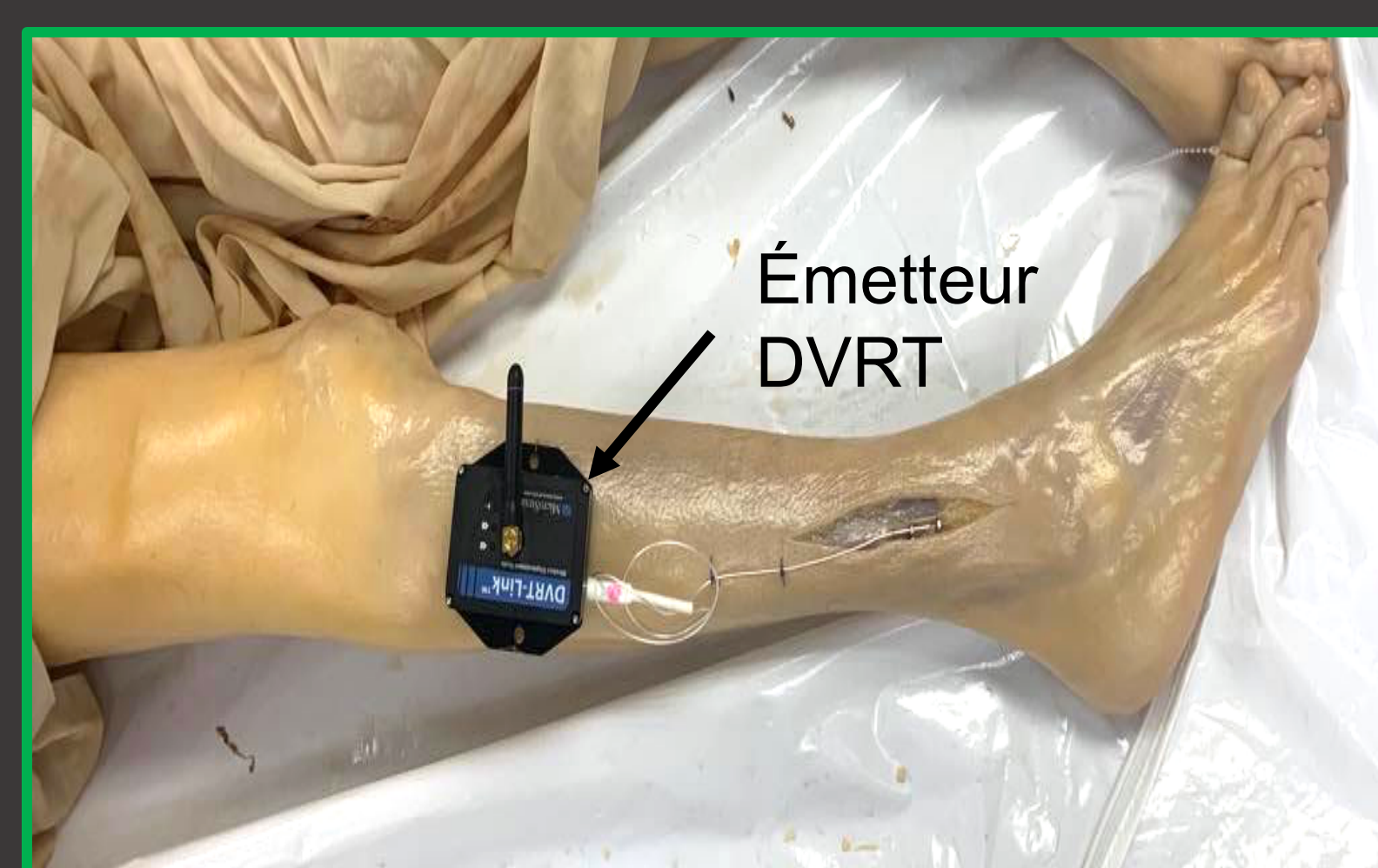


Fig. 3 Montage expérimental

Résultats

(1) La composante de flexion plantaire est la plus importante pour augmenter les contraintes au sein du NFS. La TND spécifique du NFS impose des contraintes absolues totales entre 10,8% et 15,8% à la portion distale du NFS. (2) Les mouvements d'ADD (2,7±0,8%) et de LAS (6,9±5,4%) sont les plus faibles contributeurs aux contraintes totales. Le mouvement de LAS semble influencer les contraintes totales (Fig. 4), la position 90° étant celle induisant le plus de déplacement (14.3%) lorsque les données sont normalisées suivant l'INV.

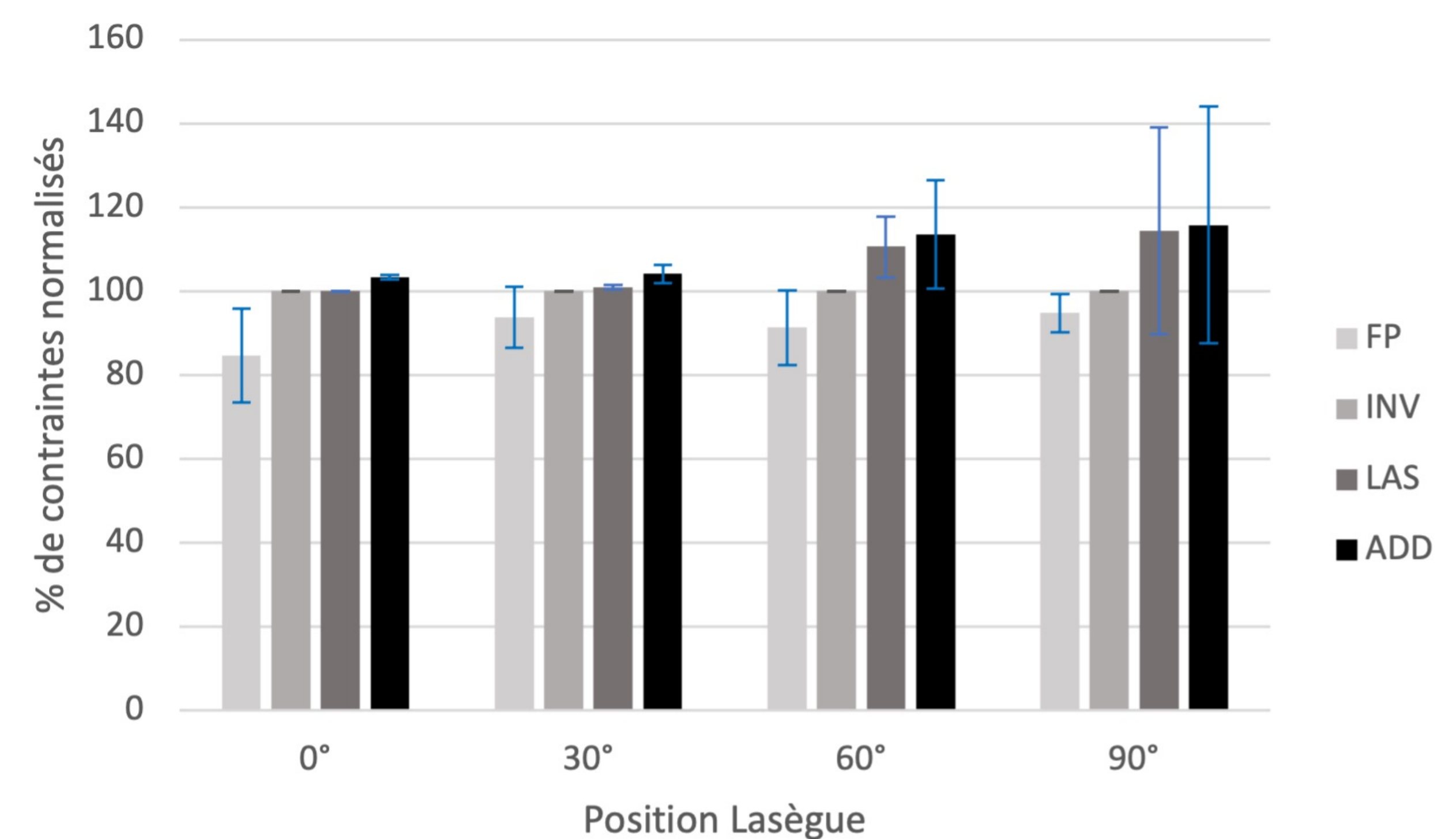


Fig. 4 Évolution des contraintes mécaniques normalisées selon la position de Lasègue 100% représente la normalisation des contraintes après le mouvement de FP

Tableau 1: % de contribution relatif par mouvement aux contraintes totales

	Mouvement	Position Lasègue			
		0°	30°	60°	90°
1	FP	78.3 (10,5)	88.9 (7,10)	76.9 (14,8)	77.7 (16,6)
	INV	18.6 (11,0)	8.1 (7,0)	10.8 (6,5)	9.1 (5,6)
2	LAS	0.0	0.9 (0,5)	8.6 (5,2)	11.3 (11,2)
	ADD	3.1 (0,5)	2.1 (2,1)	3.7 (4,6)	1.9 (2,3)

Conclusion

1. Cette étude préliminaire démontre que la TND du NFS impose des contraintes importantes dans la portion sous-cutanée du nerf. Toutefois, elles ne semblent pas être influencées majoritairement par la position de la hanche, mais plutôt par les composantes de mouvement à la cheville. (Fig. 4)

2. La composante de FP à la cheville induit le plus de contraintes au NFS ce qui semble être en accord avec la littérature suggérant que les articulations adjacentes au nerf font subir plus de contraintes que les articulations éloignées⁵. (tableau 1).

3. Bien que le plexus lombaire chemine médialement à l'axe d'ABD/ADD de la hanche, la composante d'ADD induit des contraintes minimales au NFS. Ce phénomène pourrait être expliqué par:

- La difficulté de maintenir le MI en position neutre dans le plan transversal (rotations de la hanche) lors de la mobilisation.
- Un phénomène de fixation proximal du nerf sciatique dans la région glutéale au niveau du tendon des muscles ischio-jambiers ou de la tubérosité ischiatique lors du mouvement d'ADD.

Propositions futures: les études suivantes pourront porter sur la biomécanique proximale (racines lombaires) afin d'améliorer la compréhension du déplacement du tissu nerveux lors de mobilisations neurodynamiques.

Références

- ¹Styf J. Entrapment of the superficial peroneal nerve. Diagnosis and results of decompression. *J Bone Joint Surg Br* 71: 131–135, 1989
- ²Matsumoto, J., Isu, T., Kim, K., Iwamoto, N., Yamazaki, K., & Isobe, M. (2018). Clinical Features and Surgical Treatment of Superficial Peroneal Nerve Entrapment Neuropathy. *Neurologia medico-chirurgica*, 58(7), 320-325. doi:10.2176/nmc.0a.2018-0039
- ³S. Butler, D. (1991). *Mobilisation of the nervous system* (1^{ère} ed). Churchill Livingstone
- ⁴Wolny, T., & Linek, P. (2018). Neurodynamic Techniques Versus "Sham" Therapy in the Treatment of Carpal Tunnel Syndrome: A Randomized Placebo-Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 99(5), 843–854.
- ⁵Nee, R. J., Yang, C. H., Liang, C. C., Tseng, G. F., & Coppieters, M. W. (2010). Impact of order of movement on nerve strain and longitudinal excursion: a biomechanical study with implications for neurodynamic test sequencing. *Manual therapy*, 15(4), 376–381. https://doi.org/10.1016/j.math.2010.03.001