

Université de Montréal

Évaluation et comparaison de la justesse et de la fidélité de différents outils de mesure des caractéristiques force-temps des thérapies manuelles : une étude de laboratoire

Par

Philippe Rousseau

Programme de sciences biomédicales

Faculté de médecine

En extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de

Maitrise ès sciences (M. Sc.)

en Sciences biomédicales

Avril 2025

© Philippe Rousseau, 2025

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire, de cette thèse ou de cet essai a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire, de sa thèse ou de son essai.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire, cette thèse ou cet essai. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire, de cette thèse et de son essai requiert son autorisation.

Université de Montréal
Programme de sciences biomédicales, faculté de médecine en extension à l'Université du
Québec à Trois-Rivières

Ce mémoire intitulé

**Évaluation et comparaison de la justesse et de la fidélité de différents outils de mesure des
caractéristiques force-temps des thérapies manuelles : une étude de laboratoire**

Présenté par

Philippe Rousseau

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes

Gabriel Moisan

Président-rapporteur

Isabelle Pagé

Directrice de recherche

François Nougrou

Codirecteur

Karina Lebel

Membre du jury

Résumé

La thérapie manuelle constitue une modalité thérapeutique employée par divers professionnels de la santé. Elle regroupe deux principaux types d'interventions : la manipulation vertébrale et la mobilisation vertébrale. Ces deux techniques se distinguent notamment par leurs caractéristiques force-temps. De nombreuses études se sont penchées sur la mesure de ces caractéristiques afin d'approfondir les connaissances relatives à leurs mécanismes d'action, leur sécurité et leur pertinence dans un contexte d'apprentissage. Les dispositifs utilisés pour quantifier ces paramètres varient d'une étude à l'autre, tant au niveau des outils que des contextes de mesure. Certaines publications comparent ou intègrent des données issues d'outils de mesure et de protocoles différents. Nous sommes d'avis que cette approche peut engendrer des erreurs d'interprétation et mener à des conclusions potentiellement erronées.

L'objectif principal de cette étude était de comparer la justesse et la fidélité de cinq instruments de mesure des caractéristiques force-temps en thérapie manuelle, et d'évaluer l'impact du contexte de mesure sur ces paramètres. Pour ce faire, un appareil robotisé a été utilisé comme référence afin d'appliquer de manière standardisée les interventions manuelles sur chacun des dispositifs évalués. Les résultats révèlent que la justesse varie d'un outil de mesure à l'autre selon le contexte et le type de calibration. Tant qu'à la fidélité, elle était excellente dans tous les contextes de mesure. Cette étude contribue à améliorer la standardisation et à formuler des recommandations pour les recherches futures. Sa principale limite réside dans le choix restreint de cinq outils, malgré la diversité existante dans la littérature.

Les retombées de cette recherche incluent une meilleure standardisation des mesures en thérapie manuelle, facilitant l'exploration de leurs mécanismes, de leur sécurité et de leur utilité pédagogique.

Mots-clés : Thérapie manuelle, caractéristiques force-temps, outils de mesure de force

Abstract

Manual therapy is a therapeutic modality used by various healthcare professionals. It encompasses two main types of interventions: spinal manipulation and spinal mobilization. These two techniques differ particularly in their force-time characteristics. Numerous studies have focused on measuring these characteristics to deepen understanding of their mechanisms of action, safety, and relevance in educational contexts. The devices used to quantify these parameters vary from one study to another, both in terms of measurement tools and contexts of measurements. Some studies compare or combine data obtained from different instruments in different contexts of measurement. We believe that such an approach may lead to interpretation errors and potentially flawed conclusions.

The primary objective of this study was to compare the trueness and precision of five force measuring devices for assessing force-time characteristics in manual therapy and to evaluate the influence of the measurement context on these parameters. To achieve this, a robotic device was used as a criterion to apply standardized manual therapy interventions across the different force measurement tools included in the study. The results show that trueness varies depending on the measurement context and calibration type. As for the precision results, they were overall excellent for all devices. This study contributes to enhancing standardization and provides recommendations for future research. Its main limitation lies in the restricted selection of five devices, despite the wide variety of other devices reported in the literature.

The outcomes of this research include improved standardization of force-time characteristic measurements in manual therapy, supporting further exploration of their mechanisms, safety, and educational value.

Keywords: Manual therapy, force-time characteristics, force measurement devices

Table des matières

Résumé	3
Abstract	4
Liste des tableaux	8
Liste des figures	9
Liste des sigles et abréviations	10
Remerciements	11
Chapitre 1 – Introduction	12
1.1 Biomécanique de la thérapie manuelle vertébrale	12
1.1.1 La manipulation vertébrale	14
1.1.2 La mobilisation vertébrale	15
1.2 Mécanismes d’action de la thérapie manuelle vertébrale et liens avec les caractéristiques force-temps	17
1.2.1 Mécanismes périphériques	17
1.2.2 Mécanismes à la moelle épinière	18
1.2.3 Mécanismes aux centres supérieurs	19
1.2.4 Liens entre les mécanismes et les caractéristiques force-temps des thérapies manuelles.....	20
1.3 Sécurité des thérapies manuelles et liens avec les caractéristiques force-temps	22
1.4 Enseignement des thérapies manuelles	23
1.5 Standardisation de la mesure des caractéristiques force-temps	25
1.6 Définitions des concepts de la validation et des termes métrologiques	27
1.7 Problématiques, objectifs et hypothèses de l’étude	30
Chapitre 2 – Article	36
Contribution des auteurs	36
Auteurs	37
Affiliations	37
Sources de financement	37
Abstract	38
Background	39

Material and methods	42
Study design	42
Measurement devices	42
Criterion device	45
Experimental setups	46
Manual therapy trials	47
Randomization	48
Data processing	49
Data analysis.....	51
Statistical analysis for the precision	51
Statistical analysis for the trueness	52
Results	53
Data availability	53
Precision	53
Force-time curves similarity	55
Peak forces trueness	58
Discussion	64
Precision	64
Trueness	67
Research implication	74
Standardization recommendation	74
Strength and limitation	75
Conclusion	77
Chapitre 3 : Discussion du mémoire.....	78
3.1 Mise en commun des différentes études évaluant les caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle.....	81
3.2 Les différences et l'utilité de chaque outil	82
3.2.1 Les outils de mesure à l'interface patient-table.....	82
3.2.2 Les outils de mesure à l'interface clinicien-patient.....	83
3.2.3 Contexte de recherche	87
3.3 Standardisation	91

3.4 Forces et limites	93
3.4.1 Forces	93
3.4.2 Limites	93
3.5 Perspectives.....	94
Chapitre 4 – Conclusion.....	96
Annexes	105
Annexe 1: Affiche d'un projet préliminaire présentant le développement des méthodes de calibrations	105
Annexe 2: Tableau des résultats complets de la médiane des R^2 pour chaque dose dans chaque contexte de mesure (médiane \pm ESM (95%CI)).....	106
Annexe 3 : Tableau des résultats complets de la médiane des %diff pour chaque dose dans chaque contexte de mesure (médiane \pm ESM (95%CI)).....	109

Liste des tableaux

Tableau 1. Mise en commun des valeurs rapportées dans les études incluses dans la revue de portée de Gorrell et al. (2023; 2023)	15
Tableau 2. Définitions des propriétés métrologiques.....	29
Table 3. Force-time characteristics of the six force-time curves utilized in this study	48
Table 4. Minimal and maximal SEM values from R^2 for each calibration method and for each device	54
Table 5. Minimal and maximum values from %diff for each calibration method and for each device	54
Table 6. R^2 (Median, SEM, 95%CI) of each device and each calibration method with both contexts including the site and the tip.....	57
Table 7. %diff of each device per calibration method.....	59
Table 8. Median values of the %diff of each device with each calibration method for in in terms of application site	60
Table 9. Median values of the %diff of each device with each calibration method for in in terms of tip size	62
Table 10. Proposition of a sub-section to the CIRCLe SMT Checklisk	75

Liste des figures

Figure 1. Caractéristiques force-temps de la manipulation vertébrale (A) et de la mobilisation vertébrale (B).	13
Figure 2. Représentation visuelle des 5 grades de mobilisation selon la classification de Maitland et al. (2005)	16
Figure 3. Représentation conceptuelle de la relation entre la justesse, la fidélité ainsi que l'exactitude. 35	
Figure 4. (A) Force-time characteristics of spinal mobilization and (B) force-time characteristics of spinal manipulations.....	48

Liste des sigles et abréviations

BIPM : Bureau International des Poids et Mesure

CV : Coefficient de variation

ESM : Erreur standard de la moyenne

ICC : Corrélacion intra-classe

R^2 : Coefficient de détermination

%diff : Pourcentage de différence

Remerciements

Tout d'abord, j'aimerais remercier tout particulièrement la professeure Isabelle Pagé qui m'a accompagné tout au long de mon parcours de recherche depuis le début de mon parcours universitaire. Merci également pour ton temps, ta disponibilité et ton réel intérêt en la recherche et au partage de tes connaissances qui m'a beaucoup apporté. Tu as su me transmettre ta passion pour la recherche et l'apprentissage de nouvelles connaissances, ta curiosité et ton investissement est remarquable. Je tiens également à remercier mon codirecteur, François Nougrou, grâce à ton support et tes connaissances, tu as permis l'aboutissement de ce projet de recherche.

Je tiens également à remercier le Réseau Québécois de la Recherche sur la Douleur (RQRD) pour le financement de ce projet. Merci également au Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN), au département de chiropratique ainsi qu'à la fondation de l'UQTR pour la bourse *Universalis Causa* qui a permis de financer les cours à la maîtrise.

Finalement, j'aimerais remercier ma conjointe, Mégane qui m'a supporté dans mon parcours au deuxième cycle et dans ce projet. J'aimerais finalement remercier Josée, Sylvain et Catherine, mes parents et ma sœur qui ont été là pour me supporter dans l'accomplissement de ce projet

Chapitre 1 – Introduction

1.1 Biomécanique de la thérapie manuelle vertébrale

La thérapie manuelle inclut les concepts de manipulation vertébrale et de la mobilisation vertébrale. La manipulation vertébrale est définie par un acte manuel de haute vélocité et de faible amplitude qui se distingue principalement de la mobilisation vertébrale par un taux d'application (c'est-à-dire, la vitesse) qui est plus élevée (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023). La manipulation et les mobilisations vertébrales peuvent être décrites selon leurs caractéristiques force-temps (Triano, 2001). Concernant la manipulation vertébrale (Figure 1A), elle est décrite par l'application manuelle d'une force de mise en tension des tissus, suivi de l'exécution d'une impulsion de haute vélocité et de faible amplitude permettant d'atteindre la force maximale. La mobilisation vertébrale (Figure 1B) peut, tant qu'à elle, être définie comme un acte manuel impliquant des oscillations multiples de faible vélocité et d'amplitude variable (Snodgrass et al., 2006).

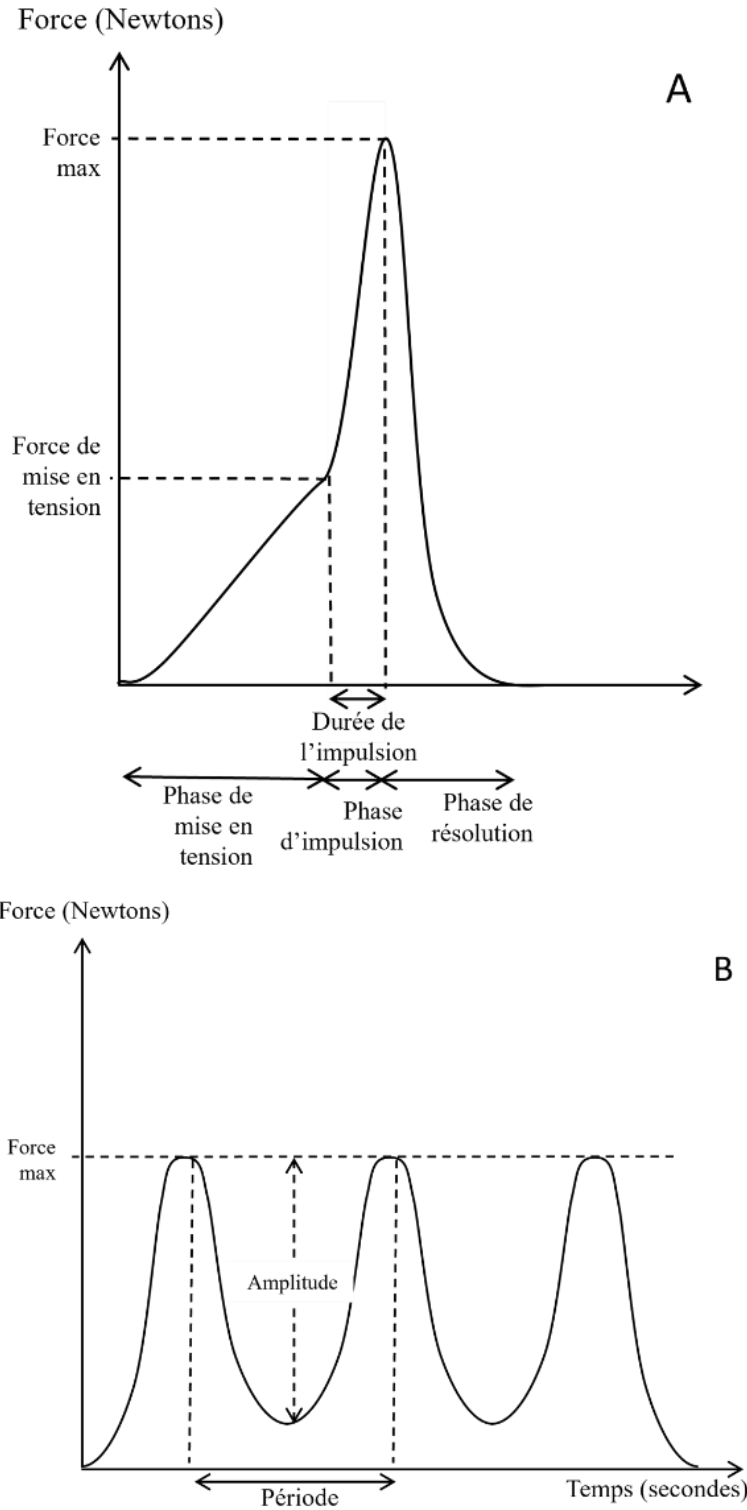


Figure 1. Caractéristiques force-temps de la manipulation vertébrale (A) et de la mobilisation vertébrale (B).

1.1.1 La manipulation vertébrale

Les caractéristiques force-temps telles que la mise en tension (N), la force maximale (N), le taux d'application (N/s) et la durée de l'impulsion (ms) peuvent être mesurées pendant l'application de la manipulation vertébrale, ce qui permet une quantification biomécanique de l'intervention (L. M. Gorrell et al., 2023). La phase de mise en tension est une charge appliquée de façon constante pendant une certaine durée sur la région d'intérêt. La durée de cette phase n'a pas été décrite et son amplitude de force est particulièrement variables dans la littérature actuelle (L. M. Gorrell et al., 2023). Selon la revue de littérature de Gyer et al. (2022), la mise en tension a pour but de comprimer les tissus mous et de déplacer l'articulation vers la limite de son amplitude de mouvement afin de mettre en tension l'articulation en question, augmentant ainsi la raideur de ce segment vertébral. Cette mise en tension permettrait de faire en sorte que, lorsque la phase d'impulsion débute, les forces ne soit pas dissipées ailleurs qu'au point d'intérêt (Herzog, 2010; Nougrou et al., 2014). Cette mise en tension permettrait ainsi de faciliter l'exécution de la thérapie manuelle et d'augmenter le confort du patient (Gyer et al., 2022). La phase d'impulsion débute à la fin de la mise en tension jusqu'à l'atteinte de la force maximale. La durée de cette phase est décrite comme la durée d'impulsion. Le taux d'application est défini comme la variation de la force entre la force maximale et la force de mise en tension divisée par la durée de l'impulsion, s'exprimant généralement en Newtons par seconde (N/s) (Gyer et al., 2022). S'en suit une phase de résolution où la force est complètement retirée. La revue de portée de Gorrell et al. (2023) rapporte les études ayant mesuré une ou plusieurs caractéristiques force-temps des manipulations vertébrales (n=66). Les résultats démontrent une très grande variabilité dans les valeurs mesurées (Tableau 1).

Tableau 1. Mise en commun des valeurs rapportées dans les études incluses dans la revue de portée de Gorrell et al. (2023; 2023)

Région	Manipulation vertébrale			Mobilisation vertébrale			
	Force de mise en tension (N)	Force maximale (N)	Taux d'application (N/s)	Fréquence (Hz)	Amplitude (N)	Force maximale (N)	Durée (s)
Cervicale	0-162	18-407	440-1787	14,4-52,5	0-181	0-181	60
Thoracique	0-671	17-1213	416-8700	0,5	Non applicable	106-323	180
Lombaire	9-190	18-940	202-4640	0,1-4,5	1-102	2-430	10-120

1.1.2 La mobilisation vertébrale

La mobilisation vertébrale est caractérisée par l'application manuelle de forces oscillatoires avec une vitesse et une amplitude faible ainsi qu'une fréquence d'application variable. Les mobilisations vertébrales peuvent être exprimées en différents grades tel que décrit initialement par Maitland et al. (2005). Selon ces auteurs, le grade 1 implique de petites oscillations au début de l'amplitude de mouvement disponible avant d'atteindre une résistance tissulaire (Voir figure 2). Le grade 2 implique de grandes oscillations appliquées avant d'avoir atteint la résistance tissulaire. Le grade 3 est décrit comme ayant de grandes oscillations se rendant jusqu'à la limite élastique. Le grade 4 implique des petites oscillations se rendant jusqu'à la fin de la limite élastique. Cette classification a largement été utilisée dans la littérature scientifique afin de définir les différents types de mobilisation. Ces grades sont une représentation

purement théorique permettant d'établir un cadre conceptuel. La revue de portée de Gorrell et al. (2023) rapporte les études ayant mesuré une ou plusieurs caractéristiques force-temps des mobilisations vertébrales (n=36). À l'instar des manipulations vertébrales, les résultats démontrent également une très grande variabilité dans les valeurs mesurées (Tableau 1).

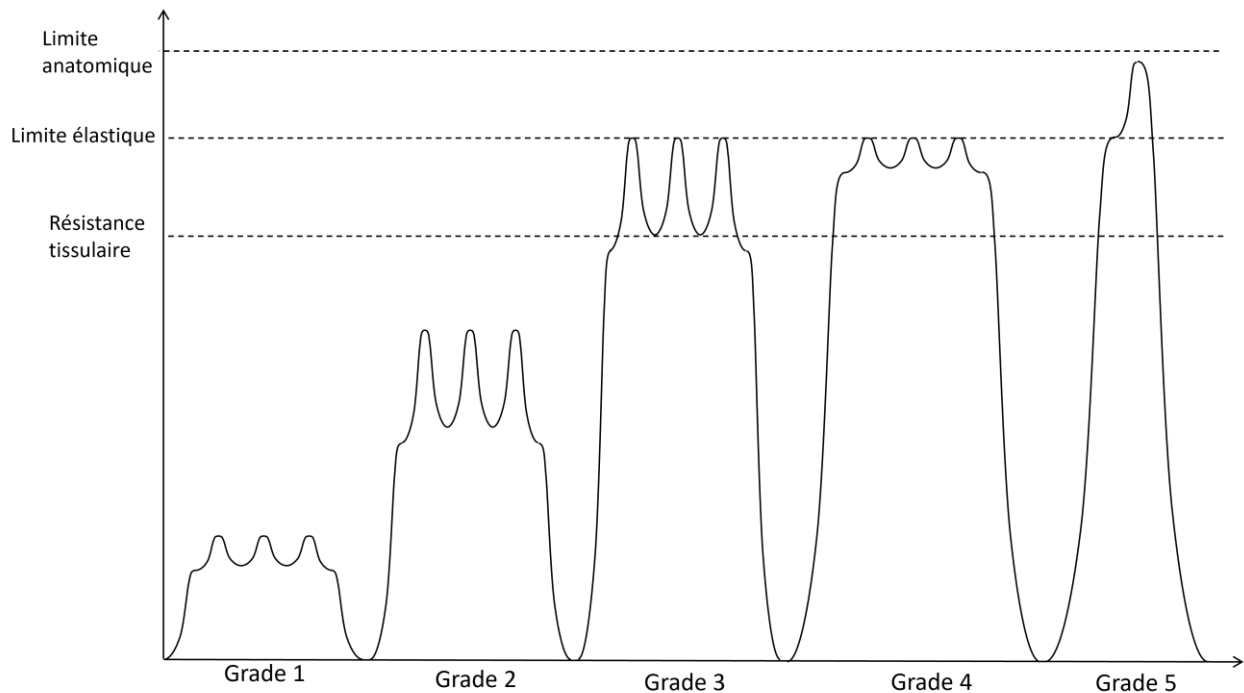


Figure 2. Représentation visuelle des 5 grades de mobilisation selon la classification de Maitland et al. (2005)

La mesure des caractéristiques force-temps des manipulations et mobilisations vertébrales constitue un élément important de l'identification des mécanismes responsables des effets cliniques de ces thérapies. En concomitance avec l'étude des mécanismes d'action des thérapies manuelles, une compréhension approfondie de ces caractéristiques permettra également de mieux documenter la sécurité des soins. Enfin, ces connaissances auront également un impact sur les stratégies pédagogiques utilisées pour favoriser l'apprentissage moteur de ces thérapies.

1.2 Mécanismes d'action de la thérapie manuelle vertébrale et liens avec les caractéristiques force-temps

Les manipulations et les mobilisations vertébrales sont des modalités thérapeutiques ayant été recommandées par plusieurs guides de pratique clinique pour différentes conditions incluant les douleurs aiguës et chroniques de la région cervicale et lombaire ainsi que pour les céphalées associées aux cervicalgies (Côté et al., 2019; Hawk et al., 2017; Hawk et al., 2020).

Bien que les connaissances sur les mécanismes sous-jacents les effets cliniques des manipulations et mobilisations vertébrales aient considérablement progressé au cours de la dernière décennie, de nombreux aspects restent encore à clarifier. L'application d'une manipulation ou mobilisation vertébrale initierait une cascade d'événements neurophysiologiques et biomécaniques au niveau de la moelle épinière, des tissus périphériques et des centres supérieurs. Cette section présente les principaux effets neurophysiologiques et biomécaniques estimés être liés aux effets cliniques de ces thérapies.

1.2.1 Mécanismes périphériques

Quelques études ont évalué si la concentration sérique ou salivaire de différentes biomolécules pouvait être associés à la modulation de la douleur. Il faut savoir que la quantité et la qualité d'études évaluant les impacts des thérapies manuelles sur les différentes biomolécules est assez limitée (Kovanur Sampath et al., 2024). Parmi ces biomolécules étudiées se retrouve la sécrétion de cortisol suite à la manipulation vertébrale (Kovanur Sampath et al., 2024). En effet, la douleur pourrait être inhibée par le cortisol, qui aurait un effet anti-inflammatoire périphérique. Les niveaux de cortisol augmentent en réponse à une stimulation aigue provoquant un stress ou en anticipation du stress provoquée par la manipulation vertébrale. Cet effet serait d'autant plus important lorsqu'appliqué à la colonne cervicale comparativement à la région

thoracique et serait de courte durée (<30 minutes) (Kovanur Sampath et al., 2024). Un autre mécanisme proposé est l'effet d'augmentation de dérivés réactifs à l'oxygène dans le sang, une substance ayant un effet antioxydant ainsi créant une réduction du stress oxydatif périphérique. Une autre possibilité d'effet neurophysiologique est l'impact que pourrait avoir la thérapie manuelle sur divers marqueurs inflammatoires, tel que les cytokines et chimiokines, ce qui aurait un effet anti-inflammatoire (Kovanur Sampath et al., 2024).

1.2.2 Mécanismes à la moelle épinière

Une des hypothèses les mieux documentés dans la littérature est l'effet segmentaire d'inhibition des processus nociceptifs à la moelle épinière (Gevers-Montoro et al., 2021). Des études ont entre autres montré une augmentation du seuil de douleur à la pression suivant l'application d'une manipulation vertébrale (Gevers-Montoro et al., 2021). Cet effet serait, du moins, partiellement segmentaire puisque l'augmentation du seuil de douleur à la pression serait davantage présente dans des tissus liés anatomiquement au site d'application de la manipulation vertébrale (Gevers-Montoro et al., 2021). D'autres études se sont intéressées au phénomène de sommation temporelle qui se produit lors de l'activation continue ou répétitives des fibres afférentes nociceptives (Bialosky et al., 2009; Gevers-Montoro et al., 2021). La stimulation des fibres C continue observée, par exemple en présence de douleur chronique, provoque une augmentation du phénomène de sommation temporelle (Gevers-Montoro et al., 2021; Randoll et al., 2017). La manipulation vertébrale diminue ce phénomène en modulant l'activité des fibres C, ayant donc un effet hypoalgésique (Gevers-Montoro et al., 2021). Enfin, lorsqu'il y a présence de stimulation nociceptive continue ou répétée, l'activation secondaire des fibres C induirait une plasticité neuronale au niveau de la moelle épinière appelée « la sensibilisation centrale »

(Gevers-Montoro et al., 2021; Woolf, 1983). Cette activation des fibres C persiste au-delà de la stimulation nociceptive et serait associée à une hyperalgésie et une allodynie (Woolf, 1983, 2011). La sensibilisation centrale serait un des mécanismes expliquant la douleur chronique (Woolf, 2011). Donc, la manipulation vertébrale entraînerait une diminution de l'hyperalgésie et de l'allodynie et donc entraînerait une inhibition de la sensibilisation centrale.

1.2.3 Mécanismes aux centres supérieurs

Quelques études ont observé une activation de certaines structures de l'encéphale suite à l'application d'une manipulation vertébrale. Une hypothèse suggérée de cet effet serait l'impact de la thérapie manuelle sur l'activation de la substance grise périaqueducale provoquant ainsi une hypoalgésie (Bialosky et al., 2009; Gyer et al., 2019; Kovanur Sampath et al., 2015). La substance grise périaqueducale est, entre autres, une structure clé dans la modulation de la douleur et est largement responsable de la modulation descendante de la perception de la douleur autant au niveau de son inhibition que de sa stimulation (Loyd & Murphy, 2009). Cependant, l'interprétation de l'activation de structures supra-spinales doit être faite avec prudence. Pour ce qui est des mécanismes centraux possibles de la mobilisation vertébrale rapportés dans, nous retrouvons entre autres une augmentation du seuil de la douleur à la pression et à la température localement et distalement au lieu d'application de la mobilisation vertébrale (La Touche et al., 2013; Salom-Moreno et al., 2014; Sterling et al., 2001; Vicenzino et al., 1998; Vicenzino et al., 1996). La présence d'hypoalgésie non segmentaire suggère une inhibition endogène de la douleur médiée par le système nerveux central (Bialosky et al., 2009; Lascurain-Aguirrebeña et al., 2016; Schmid et al., 2008; Zusman, 2011). Il a aussi été rapporté un lien potentiel entre la diminution de la douleur et un mécanisme d'action proposé de la

mobilisation vertébral qui serait l'effet d'excitation du système nerveux sympathique (Vicenzino et al., 1998; Wirth et al., 2019). Cette excitation du système nerveux sympathique peut être associée à l'activation momentanée des voies du système nerveux central qui induisent un effet de plus longue durée sur la douleur mécanique et la fonction musculaire, bien que la relation entre ces phénomènes soit encore floue (Lascurain-Aguirrebeña et al., 2016). Une autre hypothèse de mécanisme d'action de la mobilisation vertébrale rapportée serait l'augmentation de force musculaire et de l'endurance secondaire à la mobilisation vertébrale entraînant une diminution de la douleur (Vicenzino et al., 1998; Vicenzino et al., 1996).

1.2.4 Liens entre les mécanismes et les caractéristiques force-temps des thérapies manuelles

Les études qui se sont penchées sur l'effet de la variation des caractéristiques force-temps des manipulations vertébrales, tant chez l'animal que chez l'humain, en lien avec les mécanismes d'action des thérapies manuelles se sont principalement intéressées à des réponses neurophysiologiques liées aux mécanismes potentiels. Il a été démontré que le déplacement d'une vertèbre spécifiquement contactée par rapport à celle adjacente augmente avec l'augmentation de la force maximale appliquée ou du taux d'application de la force ou avec la diminution de la durée de la phase d'impulsion ou de la force de mise en tension des tissus (Pasquier et al., 2019). Ces mêmes variations des caractéristiques force-temps ont aussi montré une augmentation de l'amplitude du réflexe musculaire paravertébral généré lors d'une manipulation vertébrale (Pasquier et al., 2019). Une étude a démontré qu'une traction cervicale avec une plus grande force aurait un impact sur la diminution de la douleur plus important qu'une traction à faible force (Gudavalli et al., 2015).

Peu d'études ont à ce jour évalué les liens entre la variation de ces effets neurophysiologiques et les effets cliniques de la manipulation vertébrale ou même avec les mécanismes démontrés au niveau de la moelle épinière, périphérique ou des centres supérieurs. En effet, la revue de portée de Pasquier et al (2019) a identifié 26 études sur le sujet et ils ont conclu que la dose de la thérapie manuelle a clairement un effet physiologique à court terme, mais que les liens entre ces réponses physiologiques et des résultats cliniques restent à être étudié.

Récemment, Gevers-Montoro et al. (2024) ont évalué les processus sous-jacents à la douleur et les facteurs associés chez une population atteinte de lombalgie mécanique chronique primaire traitée par manipulation vertébrale. Leurs résultats indiquent que la manipulation vertébrale produit des réductions plus importantes de l'intensité de la douleur, de la catastrophisation de la douleur et de l'hyperalgésie mécanique segmentaire par rapport à une intervention contrôle placebo validée (Gevers-Montoro, Romero-Santiago, et al., 2024). Les interventions contrôles consistaient à l'application de force à faible dose au niveau de la région glutéale alors que le participant était positionné sur le côté. Ces résultats seraient liés à la régulation des processus neuronaux liés à la douleur, bien que cela reste à confirmer (Gevers-Montoro, Romero-Santiago, et al., 2024).

Enfin, concernant la mobilisation vertébrale, la recension de la littérature effectuée dans le cadre de la rédaction de ce mémoire n'a pas permis l'identification d'études ayant évalués si la variation des caractéristiques force-temps de cette thérapie est associée à une variation des réponses neurophysiologiques impliqués potentiellement dans les mécanismes des mobilisations vertébrales.

1.3 Sécurité des thérapies manuelles et liens avec les caractéristiques force-temps

La manipulation et la mobilisation vertébrales sont considérées comme des interventions sécuritaires (Coulter et al., 2018). Toutefois, comme toute intervention en santé, ces thérapies sont associées à des risques aussi appelés effets secondaires. Un effet secondaire se définit comme tout résultat défavorable d'un traitement ; une « réaction » comme un symptôme léger ou cliniquement insignifiant de courte durée ; et un « incident » comme un événement inattendu entraînant une altération grave, une blessure, une issue fatale ou une complication irréversible (Malone et al., 2002). Les effets secondaires aux thérapies manuelles sont généralement classés selon leur sévérité (faible, modérée et sévère) (Carnes, Mars, et al., 2010; Carnes, Mullinger, et al., 2010; Funabashi et al., 2022). Selon la revue de portée de Swait et al. (2017), bien qu'entre 23 à 83 % des patients adultes rapportent un effet secondaire suite à l'application de thérapie manuelle, ceux-ci sont dans la majorité des cas de sévérité légère. Une sévérité légère signifie qu'ils sont à court terme et bénins, qu'ils sont non graves, que la fonction du patient reste intacte, qu'ils sont transitoires/réversibles, qu'aucune modification du traitement n'est nécessaire car les conséquences sont de courte durée et limitées (Carnes, Mullinger, et al., 2010; Swait & Finch, 2017). Toutefois, des cas d'effets secondaires sévères ont été rapportés comme des fractures de côtes (To et al., 2020). Une sévérité sévère signifie qu'ils sont de moyen à long terme, qu'ils sont de modérés à graves/inacceptables, qu'ils nécessitent généralement un traitement supplémentaire et qu'ils sont graves et éprouvants (Carnes, Mullinger, et al., 2010). De plus, des facteurs de risques tel que l'ostéoporose et la présence de cancer augmenterait le risque de fracture suite à la thérapie manuelle (Hebert et al., 2015). Enfin, certains cas d'événements graves comme des accidents cérébro-vasculaires ou de hernies discales ont été associés à des

manipulations vertébrales (Brown, 2024). Il faut toutefois noter que ces effets secondaires sévères sont rares avec une incidence estimée à 0,21 par 100 000 manipulations (Chu et al., 2023).

Lorsqu'on parle de sécurité des soins, le lien avec la force utilisée lors des manipulations et des mobilisations est probablement l'une des questions qui peut se poser le plus. Quelques rapports de cas ont souligné un risque de fracture au niveau vertébral et des côtes suite à la manipulation vertébrale (Ea et al., 2004; Haldeman & Rubinstein, 1992; Schmitz et al., 2005; To et al., 2020; Wilson et al., 2012), mais à notre connaissance, très peu de ces études se sont intéressées à la quantification de la force ou du taux d'application de la manipulation et le lien avec la sécurité des soins. Il existe une grande variabilité au niveau des forces transmises autant pour ce qui est de la manipulation que de la mobilisation (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023). Bien que le lien entre les caractéristiques force-temps des manipulations et mobilisations vertébrales demeure peu évalué, il est raisonnable d'émettre pour hypothèse que l'exécution d'une intervention avec une force ou un taux d'application plus élevé accroît le risque de blessure tissulaire (incluant la fracture, mais aussi les déchirures et élongations musculaires ou ligamentaires) puisque les tissus humains possèdent des propriétés viscoélastiques (Chaudhry et al., 2007). Il faut cependant savoir que la mobilisation vertébrale chez une population ostéoporotique présente également un risque accru de fracture de cote (Rungruangbaiyok et al., 2021; Sran et al., 2004).

1.4 Enseignement des thérapies manuelles

Le développement des habiletés techniques nécessaires afin d'exécuter des mouvements complexes manuels tels que la manipulation et des mobilisations vertébrales nécessite un apprentissage du contrôle de la force et d'une bonne coordination (de Kock et al., 2023;

Descarreux et al., 2005). Compte tenu de la complexité des mouvements liés à l'exécution de manipulations et mobilisations vertébrales, l'apprentissage de ceux-ci peut représenter un sérieux défi pour les étudiants et étudiantes développant ces habiletés manuelles comme l'apprentissage moteur et la rétention des compétences motrices est complexe (Wulf et al., 2010). Pour réussir à développer ces patrons moteurs et habiletés techniques précises, la répétition, la variabilité ainsi que la rétroaction sont des éléments primordiaux afin d'augmenter le niveau de confiance et de compétence (Descarreux & Dugas, 2010; Nim et al., 2024; Wulf et al., 2010). Cette rétroaction peut être effectuée de plusieurs manières différentes, comme par exemple : des conseils d'un enseignant expérimenté, par l'enregistrement et lecture de vidéos ou par l'entremise de l'utilisation de capteurs permettant d'offrir une rétroaction visuelle de la courbe force-temps de la thérapie exécutée par l'étudiant ou, encore, la magnitude des caractéristiques force-temps (Stainsby et al., 2016). Le fait d'avoir une rétroaction lors de l'apprentissage accélère l'acquisition de compétences et d'habiletés techniques en matière de thérapie manuelle (Triano et al., 2012). Traditionnellement, l'apprentissage pratique des thérapies manuelles impliquait que l'enseignant démontrait premièrement la manœuvre puis les étudiants tentaient d'imiter cette technique (placement de patient, placement des mains, direction de la force, etc.) sur un collègue. S'en suivait une rétroaction fournie par l'étudiant recevant la simulation de la thérapie et, parfois, par un enseignant (Harvey et al., 2011). L'utilisation de capteurs de force en recherche pour comprendre l'apprentissage des thérapies manuelles via l'évolution des caractéristiques force-temps a mené à l'intégration de nouveaux outils d'apprentissage permettant d'offrir de la rétroaction objective dans les programmes de formation en thérapie manuelle (Descarreux et al., 2006). En effet, l'utilisation d'outils de

mesure des caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle ont été démontré comme étant une stratégie efficace dans l'apprentissage en donnant de façon instantanée une rétroaction sous forme d'un graphique des caractéristiques force-temps de chaque application de thérapie manuelle (Descarreaux et al., 2006; Pasquier et al., 2017; Stainsby et al., 2016).

Toutefois, considérant la grande variabilité dans les caractéristiques force-temps des manipulations et mobilisations vertébrales, il demeure difficile d'émettre des recommandations quant aux valeurs que les étudiants devraient atteindre lors de leur apprentissage. Ainsi, à ce jour, la rétroaction objective s'attarde à l'exécution d'une courbe « parfaite » théorique, c'est-à-dire, une courbe des caractéristiques force-temps se rapprochant le plus possible des courbes présentées à la Figure 1 ou à des cibles de force déterminées par consensus. Une meilleure connaissance de la possibilité de combiner des résultats d'études utilisant différents outils de mesure permettrait ainsi de pouvoir établir des standards quant aux forces ou aux taux d'application de la force qui s'avèrent efficace et sécuritaire.

1.5 Standardisation de la mesure des caractéristiques force-temps

La mesure des caractéristiques force-temps de la manipulation et mobilisation est essentielle pour la documentation et la recherche élucidant les mécanismes d'actions de la manipulation et de la mobilisation vertébrale, pour permettre de mieux quantifier ces actes moteurs. Elle permet également de mieux comprendre les implications des caractéristiques force-temps sur la sécurité des soins. Ces informations vont également permettre d'établir des recommandations quant aux standards des caractéristiques force-temps que les étudiants en thérapie manuelle devraient atteindre. Cependant, il n'existe actuellement aucune ligne directrice encadrant l'utilisation de capteurs dans le contexte de la mesure des caractéristiques

force-temps des thérapies manuelles. Ce manque de standardisation pourrait expliquer pourquoi il y a une grande variabilité des valeurs rapportées entre les études (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023) ou d'expliquer l'absence de liens identifiés entre la dose et les effets cliniques (Pasquier et al., 2019).

Il faut savoir que les propriétés psychométriques des outils de mesure de force sont très peu rapportées par les études utilisant ces outils (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023; Mercier et al., 2021). Lorsqu'elles sont rapportées, ce sont souvent des résultats variables dans les paramètres rapportés. De plus, lorsque les méthodologies utilisées pour évaluer les propriétés psychométriques sont décrites, on peut constater qu'il semble exister une confusion quant à l'utilisation des termes liés à la psychométrie (Mercier et al., 2021)

Plusieurs outils de mesures ont été utilisés dans la littérature afin de mesurer les caractéristiques force-temps de la manipulation et mobilisation vertébrale (Mercier et al., 2021). Ces outils peuvent être divisés en deux grandes catégories : ceux qui mesurent la force directement au site d'application à l'aide d'un capteur positionné entre la main du clinicien et la région du contact sur le patient (c'est-à-dire à l'interface clinicien-patient) et ceux qui mesurent indirectement les forces appliquées sur le patient à l'aide d'un capteur positionné sous le patient (c'est-à-dire à l'interface patient-table). Il faut savoir que pour chacune de ces catégories, il existe plusieurs outils de mesure rapportés dans la littérature. Parmi ces outils, on en retrouve certains qui sont des capteurs de force, c'est-à-dire que ce sont des capteurs uniques pouvant mesurer la force dans un seul axe, soit l'axe perpendiculaire à la surface du capteur ou des capteurs mesurant dans les trois axes. D'autres capteurs mesurent la pression, ceux-ci sont composés de plusieurs petites unités de mesures appelé des « *sensels* » permettant ainsi d'évaluer la distribution spatiale

de la pression par unité de surface ou la force totale appliquée. Dans tous les cas, les études rapportent habituellement des résultats en Newtons total appliqué ou en Newtons par unité de surface. Peu d'études se sont intéressées à comparer les données obtenues à partir de différents outils de mesure de forces et leurs propriétés psychométriques dans le contexte de la manipulation et de la mobilisation vertébrale. Seules ont été comparées les mesures (force maximale, durée de l'impulsion et le taux d'application) obtenues à l'interface patient-clinicien comparativement à l'interface patient-table (Kirstukas & Backman, 1999; Mikhail et al., 2020; Mikhail et al., 2023). Ces études ont trouvé que la force mesurée à l'interface patient-table variait comparativement la force appliquée à l'interface clinicien-patient lors de l'application de thérapies manuelles.

1.6 Définitions des concepts de la validation et des termes métrologiques

Les propriétés métrologiques d'outils de mesures incluent plusieurs concepts qui sont souvent mal définis et mal utilisés dans différents articles dans le contexte de la thérapie manuelle. En effet, il semble y avoir un manque d'accord dans la littérature par rapport aux définitions des différentes propriétés métrologiques. Un article récemment publié par Squarra et al. (2021) a pour objectif de clarifier les définitions des différents termes utilisés en se basant sur le Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) adapté au domaine de la médecine. Il est primordial de s'assurer de la concordance des définitions surtout en ce qui concerne à la traduction de celles-ci de l'anglais au français. Ces définitions ont été traduites et standardisées par le BIPM.

Les définitions des propriétés métrologiques considérées dans ce projet sont celles proposées par Squarra et al. (2021) et basées sur les définitions du BIPM. La ***justesse (trueness)***

est l'écart entre la moyenne de mesures répétées et la valeur réelle. La justesse est généralement évaluée par la mesure de l'erreur systématique en calculant la différence entre la moyenne des forces mesurées soustrait par la mesure de référence, ce résultat s'appelle également le biais de mesure d'un outil. Un outil de mesure qui a une erreur systématique faible est considéré comme étant juste. La **fidélité (*precision en anglais*)** est l'étroitesse des mesures répétées d'un même mesurande dans des conditions identiques (**répétabilité**) ou différentes (**reproductibilité**). La **mesurande** est la valeur que l'on veut mesurer et la **mesure** est la valeur mesurée. La fidélité est généralement évaluée par l'erreur de mesure aléatoire. L'erreur de mesure aléatoire est évalué avec l'écart-type (σ) ou avec la variance (σ^2) en prenant en considération une erreur moyenne aléatoire de 0. La fidélité peut également être l'erreur standard sur la moyenne (ESM) (Altman & Bland, 2005). Le coefficient de variation ($2\sigma/u$) peut également être exprimé en pourcentage de variabilité. Un outil **fidèle et juste** est définie comme **exacte (*accurate*)**. L'**exactitude** est l'écart entre la mesure par l'outil et la valeur réelle du mesurande. L'**exactitude** est évaluée par l'erreur de mesure. Un outil avec une erreur de mesure faible est considéré juste et fidèle. Une erreur de mesure peut être le résultat d'une erreur de mesure aléatoire (σ ; infidèle), une erreur de mesure systématique (biais; injustesse) ou bien une combinaison des deux. La **sensibilité** est le quotient de la variation d'une mesure et de la variation correspondante d'un mesurande. La **résolution** est la plus petite variation d'un mesurande qui entraîne une variation perceptible de la mesure. La **dérive instrumentale** est une variation continue ou incrémentale dans le temps de la mesure due à la modification d'au moins une propriété métrologique. La **stabilité** est le degré auquel les propriétés métrologiques d'un outil restent constantes dans le temps. Le tableau 2 présente un résumé des définitions pour chaque propriété métrologique.

Tableau 2. Définitions des propriétés métrologiques

Propriétés métrologiques	Définitions
Justesse (Trueness)	Étroitesse de l'accord entre la moyenne d'un nombre infini de valeurs mesurées répétées et une valeur de référence
Fidélité de mesure (Precision)	Étroitesse de l'accord entre les indications ou les valeurs mesurées obtenues par des mesurages répétés du même objet ou d'objets similaires dans des conditions spécifiées
Exactitude (accuracy)	Étroitesse de l'accord entre une valeur mesurée et une valeur vraie d'un mesurande. Fait référence à l'erreur de mesure, c'est la combinaison de la justesse et de la fidélité
Répétabilité	Condition de mesurage dans un ensemble de conditions qui comprennent la même procédure de mesure, les mêmes opérateurs, le même système de mesure, les mêmes conditions de fonctionnement et le même lieu, ainsi que des mesurages répétés sur le même objet ou des objets similaires pendant une courte période de temps
Reproductibilité	Condition de mesurage dans un ensemble de conditions qui comprennent des lieux, des opérateurs et des systèmes de mesure différents, ainsi que des mesurages répétés sur le même objet ou des objets similaires
Sensibilité	Quotient de la variation d'une indication d'un système de mesure par la variation correspondante de la valeur de la grandeur mesurée
Résolution	Plus petite variation de la grandeur mesurée qui produit une variation perceptible de l'indication correspondante
Dérive instrumentale	Variation continue ou incrémentale dans le temps d'une indication, due à des variations des propriétés métrologiques d'un outil de mesure
Stabilité ou constance	Propriété d'un outil de mesure selon laquelle celui-ci conserve ses propriétés métrologiques constantes au cours du temps

1.7 Problématiques, objectifs et hypothèses de l'étude

L'évaluation des caractéristiques force-temps dans le contexte de la thérapie manuelle est primordiale dans la recherche fondamentale et clinique. L'objectif est d'élucider les mécanismes sous-jacents aux effets cliniques de la manipulation et mobilisation vertébrale, d'évaluer l'impact de la dose sur la sécurité des soins ainsi que sur l'apprentissage des patrons moteurs reliés à l'application de la manipulation et la mobilisation vertébrale. Toutefois, il existe une grande variabilité d'outils disponibles et une grande diversité de méthodologies utilisées afin de mesurer les caractéristiques force-temps des manipulations et des mobilisations vertébrales. Il semble donc essentiel de déterminer quels outils fonctionnent le mieux dans quels contextes particuliers. Il est également important de déterminer s'il est juste de mettre en commun les résultats de différents outils de mesures des caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle, ce qui a peu été abordé par le passé. Actuellement, dans la littérature, plusieurs études comparent les forces mesurées dans différentes études dans le domaine de la thérapie manuelle, et ce, sans prendre en compte les outils de mesure utilisées dans ces études ainsi que les différences au niveau de leurs propriétés métrologiques.

Les résultats de cette étude pourront ainsi servir dans de futures recherches afin d'identifier les meilleurs outils de mesure à utiliser dans le contexte des manipulations et des mobilisations afin d'augmenter la justesse des résultats ainsi que mieux définir la généralisation des résultats, soit la validité externe. De plus, cette étude permettra de se poser des questions par rapport à ce qui a été fait par le passé dans la littérature, comme nous croyons que malgré une bonne fidélité des outils, il y aura une grande variabilité de justesse entre les outils de mesure et entre les différents contextes de prise de mesure. Nous croyons que de comparer les résultats

de différents outils de mesure dans différents contextes pourrait s'avérer être une erreur au niveau méthodologique pouvant grandement affecter les généralisations.

L'objectif principal de mon projet de maîtrise est de comparer la justesse et la fidélité de la mesure de force de 5 outils de mesure des caractéristiques force-temps des thérapies manuelles et d'évaluer l'influence du contexte de mesure sur ces paramètres. Dans le cadre de ce mémoire, 2 contextes de mesures sont évalués, soit : (1) l'impact de la correspondance entre la surface de contact et la surface du capteur (grand embout vs petit embout) et (2) l'impact du réalisme du contexte (laboratoire vs terrain). L'objectif secondaire est d'évaluer si les résultats obtenus pour l'objectif principal sont impactés par le type de calibration du capteur : calibration industrielle réalisée par le fabricant (dit « Industrielle »), calibration manuelle basée sur la connaissance de plusieurs doses de manipulation et de mobilisation pris dans un contexte spécifique (dit «contexte-spécifique») ou calibration manuelle réalisée spécifiquement pour chaque dose de manipulation et de mobilisation (dit «dose-spécifique»). Dans cette étude, c'est un appareil robotisé qui est utilisé pour appliquer les thérapies manuelles de manière répétable.

Pour atteindre ces objectifs, 4 outils de mesure positionnés à l'interface clinicien-patient et 1 outil de mesure positionné à l'interface patient-table sont évalués, soit respectivement :

- (1) Un capteur de pression matriciel pouvant être utilisé directement sur une main ou intégré dans un gant (Grip® System, Tekscan®, USA),
- (2) Un capteur matriciel de pression basse de 7,62 x 20,32 cm (Tekscan® Medicalsensorm®, modèle 9811E, 25 PSI, USA),
- (3) Un capteur matriciel de pression haute de 7,62 x 20,32 cm (Tekscan® Medicalsensorm®, modèle 9811E, 75 PSI, USA),

(4) Un capteur de force flexible de 11 x 11 cm (Loadpad®, Novel Electronics),

(5) Une plateforme de force intégrée dans une table de traitement chiropratique (Force Sensing Table Technology, FSTT®, CMCC®, Ontario).

L'utilisation de deux grandeurs d'embout de contact nous permet d'évaluer l'impact de la correspondance entre la surface de contact de l'embout et la surface du capteur sur la justesse et la fidélité. Le petit embout a été construit afin de parfaitement correspondre à la surface des capteurs Tekscan® alors que le plus gros embout a été construit afin de légèrement dépasser la surface du capteur afin d'y en évaluer l'impact.

L'utilisation d'un mannequin nous permet de simuler en laboratoire un contexte qui est plus appliqué et d'y en évaluer l'impact sur les résultats de justesse et de fidélité comparativement à une mesure faite en laboratoire directement sur la table de traitement FSTT®.

Parmi les 5 outils de mesure de force, seulement 2 sont pré-calibrés (calibration industrielle) : le système FSTT® et le Loadpad®. Cependant, les 3 autres outils de mesures de la compagnie Tekscan® ne sont pas pré-calibrés, ce qui nous a poussé à effectuer 2 méthodes de calibrations manuelles : une spécifique au contexte d'utilisation de plusieurs doses de manipulation («contexte-spécifique») et une spécifique à chaque dose («dose-spécifique»). Cette calibration manuelle est essentielle pour que ces 3 capteurs expriment des données en Newton. Nous avons donc décidé d'évaluer l'impact des 3 types de calibrations (industrielle, contexte-spécifique et dose-spécifique) sur la justesse et la fidélité de tous les outils.

Pour l'objectif principal, les hypothèses suivantes ont été émises :

(1) Hypothèse de la justesse : Nous pensons que la justesse va varier d'un outil à l'autre en fonction du contexte. Selon ce que nous avons pu observer dans des études antérieures

(Mikhail et al., 2020; Mikhail et al., 2023), nous nous attendons à ce que la justesse de la table FSTT® soit bonne sans la présence d'un mannequin, mais que la justesse va être diminuée lorsqu'un mannequin sera présent. Concernant les capteurs de la compagnie Tekscan, nous émettons l'hypothèse que l'utilisation d'un plus gros embout, dépassant les limites des capteurs, aura pour impact de diminuer la justesse de ceux-ci comparativement à l'utilisation du plus petit embout. Concernant le Loadpad®, nous croyons que celui-ci sera l'outil avec la justesse la moins influencée par le contexte.

(2) Hypothèse de la fidélité : Nous pensons que tous les outils auront une excellente fidélité dans tous les contextes.

Pour l'objectif secondaire, les hypothèses suivantes ont été émises :

(1) Lorsque disponible, la calibration industrielle offerte par la compagnie retournera la plus faible justesse.

(2) La calibration dose-spécifique montrera une justesse plus élevée que la calibration contexte-spécifique pour tous les capteurs.

(3) La fidélité sera excellente avec tous les types de calibration pour tous les outils dans tous les contextes.

Afin de répondre à ces objectifs, le type d'étude choisi est une étude de laboratoire car cela permet de standardiser, grâce à l'appareil robotisé, la méthodologie et de bien contrôler les variables. De plus, ce type d'étude a été sélectionné pour nous permettre de comparer un modèle expérimental en laboratoire (essais exécutés directement sur une table de traitement) avec un modèle plus proche d'un cadre appliqué (essais exécutés sur un mannequin attaché sur la table

de traitement). Enfin, l'utilisation d'un mannequin a permis d'exécuter un grand nombre d'essais sans compromettre la sécurité de potentiels participants.

Dans le cadre de ce mémoire, nous avons uniquement rapporté la justesse et la fidélité comme propriétés métrologique. La Figure 3 permet d'illustrer la différence entre la justesse, la fidélité et l'exactitude. Le centre de la cible représente la vraie valeur alors que les points noirs représentent les données mesurées. Autant pour la justesse que la fidélité, le type de variable rapporté peut être très vaste et dépend des unités de mesure utilisées. Pour la justesse, elle n'est pas rapportée par une unité spécifique, mais comme un calcul de l'erreur de la moyenne des mesures par rapport à la valeur réelle qui peut d'ailleurs être exprimée en pourcentage (%). Le *pourcentage de différence (%diff)* et le R^2 permettent d'exprimer la justesse. Le *%diff* sera calculé à partir de la force maximale mesurée par l'appareil robotisée (A) et la force maximale mesurée par l'outil de mesure (B) à l'aide de la formule suivante : $\%diff = \frac{|A-B|}{\frac{A+B}{2}} \times 100$. Plus le *%diff* est faible, plus l'outil de mesure est juste lorsqu'on regarde uniquement la force maximale. Le R^2 , également appelé de coefficient de détermination, est tant qu'à lui une mesure statistique indiquant la proportion de variance totale entre la courbe de caractéristiques force-temps de l'appareil robotisée et l'outil de mesure. Plus la valeur de R^2 est près de 1, plus l'outil est juste et plus la valeur est près de 0, moins l'outil est juste de manière générale. Pour la fidélité, les variables rapportées dans la littérature peuvent être, par exemple, l'erreur standard de la moyenne (ESM), l'écart-type, la corrélation intra-classe (ICC) ou bien le coefficient de variation (CV) (Atkinson & Nevill, 1998; González et al., 2010; Kokai et al., 2021). Dans le cadre de ma maîtrise, nous avons décidé d'utiliser l'erreur standard de la moyenne comme mesure de fidélité. Alors, lorsqu'on dit qu'un outil de mesure est exact, c'est qu'il est juste et fidèle.

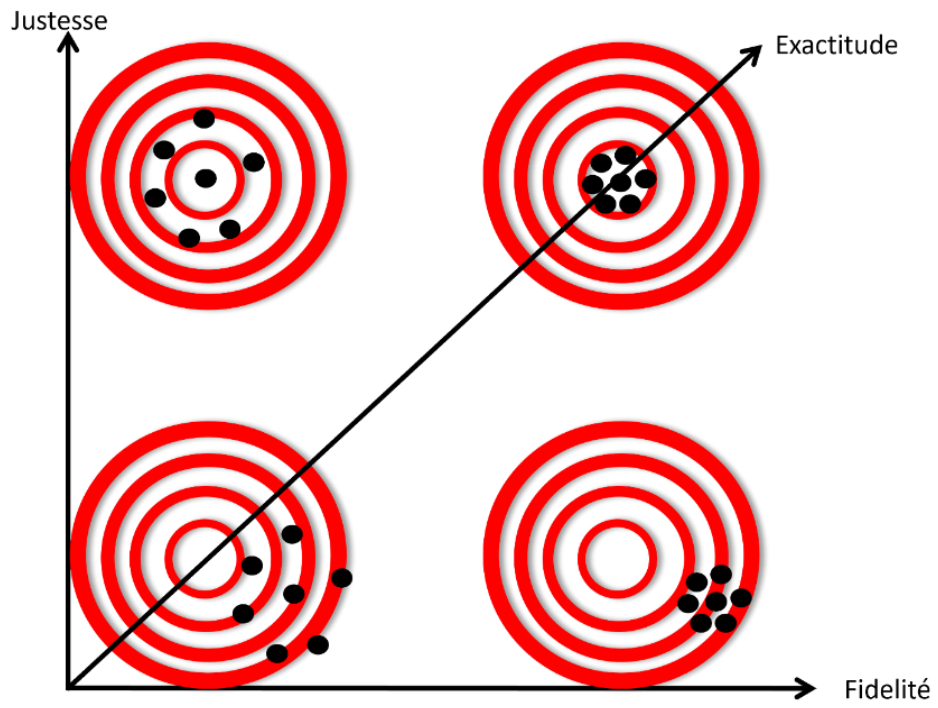


Figure 3. Représentation conceptuelle de la relation entre la justesse, la fidélité ainsi que l'exactitude.

Chapitre 2 – Article

Assessment and comparison of the trueness and precision of different devices for measuring force-time characteristics in manual therapies: a laboratory study

L'article lié à ce mémoire est intitulé : « Assessment and comparison of the trueness and precision of different devices for measuring force-time characteristics in manual therapies: a laboratory study » a été rédigée par Philippe Rousseau, Marcos Balbinotti, Nathaly Gaudreault, François Nougrou et Isabelle Pagé. L'article sera soumis dans un journal révisé par les pairs qui sera identifié ultérieurement.

Contribution des auteurs

J'ai participé à toutes les étapes de l'étude incluant le développement et la collecte de données liées au projet préliminaire servant au développement d'une procédure de calibration des capteurs de la compagnie Tekscan® (USA). En lien avec la présente étude, j'ai participé au développement du protocole, j'ai effectué l'entièreté de la collecte de données, j'ai participé aux rencontres d'équipe en lien avec le traitement des données et leur analyse statistique. Je suis le principal auteur de l'article inclus dans ce mémoire. Ces étapes ont été effectuées sous la supervision de ma directrice, professeure Isabelle Pagé DC, PhD, et de mon codirecteur, professeur François Nougrou PhD. La professeure Pagé a supervisé et contribué à chaque étape du processus incluant l'exécution des analyses inférentielles. Le professeur Nougrou a contribué au développement du protocole de recherche et a été responsable du traitement des données recueillis. La professeure Nathaly Gaudreault a contribué à l'élaboration des différentes doses de mobilisation. Enfin, le professeur Marcos Balbinotti s'est joint à l'équipe pour son expertise envers l'analyse de la psychométrie/métriologie.

Auteurs

PHILIPPE ROUSSEAU ^{a, e}, MARCOS BALBINOTTI ^f, NATHALY GAUDREAU ^g, FRANÇOIS NOUGAROU ^c, ISABELLE PAGÉ ^{b, d, e}

Affiliations

^a Département d'anatomie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, G8Z 4M3, Canada

^b Département de chiropratique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, G8Z 4M3, Canada

^c Département de génie électrique et génie informatique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, G8Z 4M3, Canada

^d Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (Cirris), Centre Intégré Universitaire de Santé et de Services Sociaux de La Capitale-Nationale (CIUSSS-CN), 525 Boul. Wilfrid Hamel, Québec, Québec, G1M 2S8, Canada

^e Groupe de recherche sur les affections neuromusculosquelettiques (GRAN), Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, G8Z 4M3, Canada

^f Département de psychologie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, G8Z 4M3, Canada

^g Faculté de médecine et des sciences de la santé, Université de Sherbrooke, 2500 Bd de l'Université, Sherbrooke, QC J1N 3C6

Sources de financement

Ce projet a été financé par une subvention projets pilotes du Réseau Québécois de Recherche sur la Douleur (RQRD).

Abstract

Background: Manual therapy is a therapeutic modality used by various healthcare professionals. It includes two main types of interventions: spinal manipulation and spinal mobilization. These two techniques differ particularly in their force-time characteristics. Numerous studies have focused on measuring these characteristics to deepen understanding of their mechanisms of action, safety, and relevance in educational contexts. The devices used to quantify these parameters vary from one study to another, both in terms of measurement tools and contexts of measurements. The primary objective of this study was to compare the trueness and precision of five force measuring devices for assessing force-time characteristics in manual therapy and to evaluate the influence of the measurement context on these parameters.

Methods: A robotic device was used as a criterion to apply standardized manual therapies force-time curves across the five different force measurement tools included in the study: a pressure mapping sensor built into a glove, a low-pressure mapping sensor, a high-pressure mapping sensor, a flexible force sensor, and a force platform integrated into a table. Different contexts of measurement were evaluated, and three different calibration methods were applied. The trueness was evaluated using the R-square (R^2) for the curve's similarity and the % difference (%diff) to evaluate the peak force values while the precision was evaluated using SEM values.

Results: The results show that trueness and precision vary depending on the measurement context and calibration type. The R^2 values varied from 0.1849 up to 0.9950 depending on the context and the device. The %diff values varied from 2.46% up to 22.50% depending on the context and the device. The SEM values varied from >0.00001 to 0.0609. The context-specific and dose-specific calibrations showed to be better than the industrial calibration.

Conclusion: Although all devices demonstrate high precision, their trueness varies considerably, not only between different devices but also within the same device when used in slightly different contexts. Its main limitation lies in the restricted selection of five devices, despite the wide variety of other devices reported in the literature. The outcomes of this research include improved standardization of force-time characteristic measurements in manual therapy, supporting further exploration of their mechanisms, safety, and educational value.

Background

Spinal manipulation and spinal mobilization are two manual therapies commonly performed by health professionals such as chiropractors and physiotherapists (Clar et al., 2014). These motor acts present mechanics characterized by a force applied to one or several spinal articulations using a low (spinal mobilization) or high (spinal manipulation) velocity through various part of the hand(s) (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023). Several biomechanical parameters are reported in the literature to characterize a spinal manipulation, including preload force, peak force, rate of force duration, and thrust duration (L. M. Gorrell et al., 2023). Regarding spinal mobilization, key biomechanical parameters can also be described such as application frequency, force amplitude, peak force, and total duration (M. L. M. Gorrell et al., 2023). The force-time characteristics of spinal manipulation and mobilization is a widely studied topic due to the potential implications of these parameters. For example, the magnitude of the peak force, preload force and rate of force application have been shown to influence neurophysiological variables that are believed to be associated with the clinical effects of these therapies (Gevers-Montoro, Deldar, et al., 2024; Gevers-Montoro et al., 2021; Pasquier et al., 2019). Among various neurophysiological variables, factors such as measures of central and peripheral pain processing, the amplitude and latency of spinal muscle reflexes and the Hoffmann reflex, spinal tissue strain, and the extent of intervertebral displacement have been investigated (Gevers-Montoro et al., 2021; Gyer et al., 2022; Pasquier et al., 2019). Conversely, the application of excessive force or rate of force during spinal manipulation or mobilization is believed to compromise the safety of these therapies by increasing of vascular, soft tissue or bone injuries (Sran et al., 2004). Additionally, healthcare professional training programs in manual therapy have

begun incorporating force-detection technology to enhance skill acquisition (de Kock et al., 2023). These technologies provide objective feedback on students' performance, improving their understanding and application of spinal manipulation or mobilization techniques.

Several devices have been used across studies to measure spinal manipulation and mobilization force-time characteristics (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023). These devices can first be classified according to their measurement interface : devices positioned between the clinician's hand and the patient's back (i.e. clinician-patient interface), and devices positioned between the patient's thorax and the treatment table or integrated into the treatment table (i.e. patient-table interface) (Mercier et al., 2021). Measurement devices can also be distinguished based on whether they feature a single device or numerous sensels (also called mapping sensor) (Mercier et al., 2021). Finally, some measurement devices require prior calibration by researchers before their use, while others are calibrated by the manufacturer (Mercier et al., 2021). To this day, there is no proposed standardization for the measurement of manual therapy force-time characteristics even though prior studies mentioned the importance of methodological transparency (Groeneweg et al., 2017).

A device metrologic properties (e.g. reliability, accuracy, precision) are important to consider when choosing a device. Metrologic properties should be measured within the context of the intended measurement for better accuracy (Kokai et al., 2021). For instance, a device validated for the spinal mobilization context, that is a cyclic and low velocity motor act, might not be valid for measuring a spinal manipulation that is of higher force and velocity. As identified in a scoping review done by Gorrell et al. (2023; 2023) on the literature describing the force-time characteristics of spinal manipulation and spinal mobilization, only 13 out of 66 studies on spinal

manipulation and 27 out of 36 studies on spinal mobilization reported at least one metrological property of the measurement devices used.

The numerous devices reported in the literature for measuring spinal manipulation and mobilization force-time characteristics, combined with the lack of proper reporting on their metrological properties raises concerns about the generalization of force ranges based on pooled data from studies using different methodologies. The main objective of this paper is to compare the trueness and precision of the force measurement from five force-sensing devices used to measure the force-time characteristics of manual therapy, and to evaluate the influence of the measurement context on these parameters. In this study, two measurement contexts are evaluated: (1) the impact of the alignment between the contact surface and the sensor surface (large tip vs. small tip), and (2) the impact of the realism of the experimental setup (laboratory vs. applied). The secondary objective is to assess whether the results obtained for the primary objective are influenced by the type of sensor calibration: industrial calibration performed by the manufacturer (referred to as 'Industrial calibration'), post-hoc calibration based on knowledge of manipulation and mobilization doses within a specific context (referred to as 'Context-specific calibration '), or post-hoc calibration performed specifically for each individual manipulation and mobilization dose (referred to as 'Dose-specific calibration '). Measurements obtained using the company calibration were evaluated when available, while two calibration methods developed by our research team were also applied to all devices.

Material and methods

Study design

This study is based on an experimental laboratory study involving the use of a mechanical device allowing the delivery of repetitive manual therapy trials.

Measurement devices

Five measurement devices were evaluated: (1) a pressure mapping sensor that can be used directly on a hand or built into a glove (Gripsystem[®], Tekscan[®], USA), (2) a 7.62 cm by 20.32 cm low-pressure mapping sensor (Tekscan[®] Medicalsensorm[®], model 9811E, 25 PSI, USA), (3) a 7.62 cm by 20.32 cm high-pressure mapping sensor (Tekscan[®] Medicalsensorm[®], model 9811E, 75 PSI, USA), (4) a 11 cm by 11cm flexible force sensor (Loadpad[®], Novel Electronics), and (5) a force platform integrated into a chiropractic treatment table (Force Sensing Table Technology, FSTT[®], CMCC[®], Ontario) (Rogers & Triano, 2003). The devices can be visualized on Figure 1, while specifications of each device are detailed below.

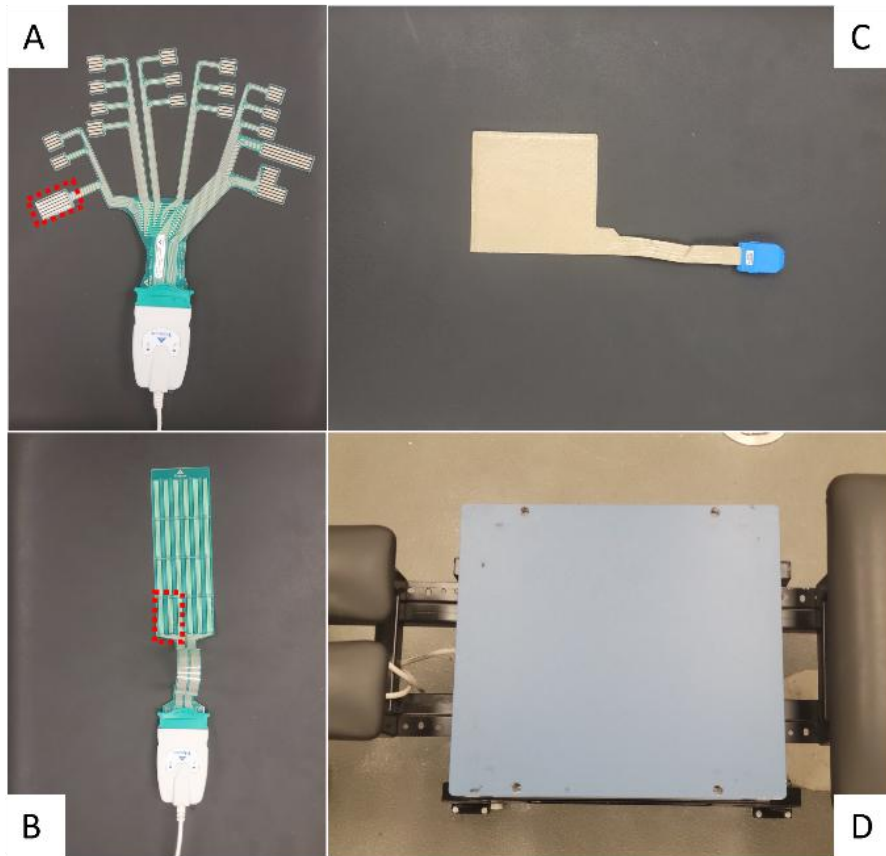


Figure 1 Devices evaluated in this study. (A) Gripsystem™ (Tekscan, USA), (B) Medicalsensor® (Tekscan, USA), (C) Loadpad® (Novel, USA) and (D) FSTT® system (CMCC, CAN).

Gripsystem™

The Gripsystem™ pressure-sensing glove is equipped with 349 sensels (6.2 sensels per cm²; up to 50 PSI) strategically positioned to cover a total of 18 regions over the hand palm, fingers and thumb. Data are recorded in term of quantization levels (ranging from 0 to 255) requiring being calibrated to report pressure or force data. In the current study, the 3.6 cm by 1.8 cm region of the Gripsystem™ was positioned flat directly under the tip of the criterion device rod. The device was connected to the VersaTek® cuff (Tekscan®, USA), which was linked to the VersaTek® hub (Tekscan®, USA) via a standard network cable. The hub was then connected to a USB port on the laptop used for data acquisition. Data were recorded at an acquisition frequency of 500 Hz

using the graphical user interface developed by the research team (MATLAB®, R2024b, MathWorks Inc., USA). The frequency of data acquisition was set at 500 Hz.

Medicalsensor® sensor

Two mapping sensors measuring 7.62 cm by 20.32 cm were used: one with a maximum pressure range of 25 PSI (low-pressure sensor) and the other with a maximum range of 75 PSI (high-pressure sensor). Each sensor includes 96 sensels arranged in 6 columns and 16 rows (0.6 sensel per cm²). As for the Gripsystem™, Medicalsensor® record data in term of quantization levels (ranging from 0 to 255) and require being calibrated to report pressure or force data. In the current study, these devices were positioned flat, with the tip of the criterion device placed at their bottom left corner. These devices used the same connection to the laptop as the Gripsystem™. Data were recorded at 100 Hz using the graphical user interface developed by the research team for the VersaTek® cuff.

Loadpad® sensor

The Loadpad® (Novel Electronics, USA) comprises a single 11 cm by 11 cm flexible sensor designed for measuring forces applied during manual therapy (*novel North America*). The sensor establishes a Bluetooth connection with an IOS-compatible app, Loadapp (Novel Electronics, USA), and comes pre-calibrated by the company. The tip of the criterion device was place in the middle of the Loadpad®. Data were recorded at the maximal allowed frequency of 200 Hz, the system, as per the company's specifications, can record forces up to 10 000 newtons with an accuracy of ±5%.

FSTT® system

The force-sensing table technology (FSTT®, Canadian Memorial Chiropractic College, ON, Canada) consists of a treatment table paired with an integrated force plate measuring 46 cm by

51 cm (OR6–7, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA). The force plate, which is pre-calibrated, is fixated under the cushion of the thoracic portion of the treatment table. The force plate allows for a three-dimensional measurement in the three axes: Fx (transversally), Fy (longitudinally) and Fz (posterior-to-anteriorly). Only data recorded in the Fz axe were used in the analysis. The force plate is connected to a computer through a digital USB connector and the software provided by the company was used for data recording. The tip of the rod of the criterion device was placed at the center of the force plate. Data were recorded at the maximal allowed frequency of 2000 Hz. Studies have demonstrated the FSTT® system to be reliable and valid for assessing the force-time characteristics of spinal manipulations (Rogers & Triano, 2003).

Criterion device

The criterion device consisted of an apparatus commonly used to deliver force-time curves replicating spinal manipulations and mobilizations with high repeatability and precision (Descarreaux et al., 2013). As seen of Figure 2, the apparatus utilizes a linear motor with a servo-controlled actuator (Series P01-48 × 360 Linear Motors, LinMot Inc., Zurich, Switzerland) to deliver specified force-time curves with a coefficient of multiple correlation of between 0.98 and 0.99, indicating a very low error. A load cell (LCF450 FSH00132; Futek Inc, ON, Canada) is integrated to the system to measure the force produced over time. The data were recorded at a frequency of 400 Hz using LinMot-Talk® software (version 5.1, LinMot Inc., Zurich, Switzerland). Two tips were 3D-printed (1.75 mm filament, eSUN PLA Pro PLA+, with a dimensional accuracy +/- 0.03 mm). The small tip was designed to match the size of the sensel region to be evaluated for the Gripsystem™, measuring 2 cm by 3 cm, while the large tip was 3 cm by 4 cm.

Experimental setups

Two experimental setups were evaluated: a *laboratory setup* and an *applied setup*. These setups were selected to compare the trueness of the measurement devices under two distinct conditions where loads are applied directly to a flat, rigid surface, and where loads are applied on a slightly rounded, more compliant surface, simulating a context closer to clinical practice (Figure 2). Except for the FSTT[®] system, all measurement devices were evaluated either laying flat on the thin cushion covering the FSTT[®] system (*laboratory setup*) or on the back portion of a manikin secured with straps to the thoracic section of the FSTT[®] system table (*applied setup*). For the *laboratory setup*, the tip of the criterion device was positioned in the middle of the thin cushion covering the force plate. For the *applied setup*, the measurement device was positioned at the upper thoracic region of the manikin just next to the integrated spine. The manikin (Human Analogue Mannequin[®] Technology, CMCC, Ontario, Canada) featured a human-sized torso designed to replicate the compliance and texture of a human back. The same manikin was used for the entire data collection, and the tip of the criterion device was positioned identically on the manikin throughout the data collection process.

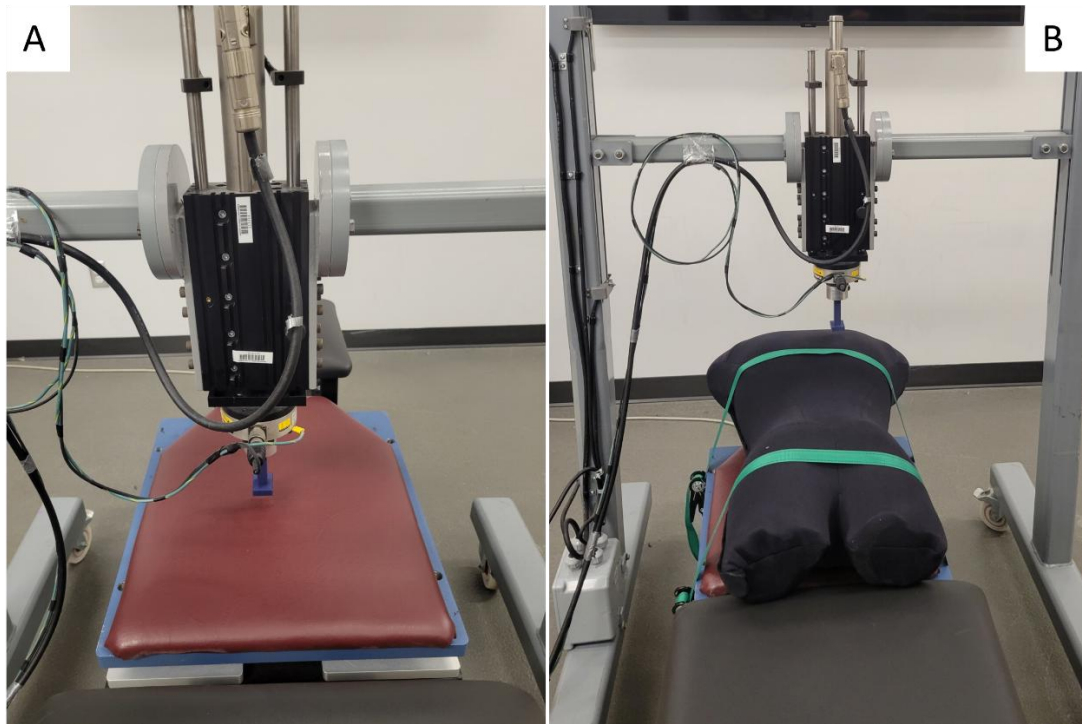


Figure 2 Two experimental setups: *laboratory setup (A)* and an *applied setup (B)*

Manual therapy trials

The criterion device was used to deliver 6 distinct force-time curves, representing the five grades of manual therapy (table 3). These specific curves were derived from literature data on Maitland grades of manual therapy and the expertise of the research team (Gagnon et al., 2016; Maitland et al., 2005). Each curve was applied 42 times in a randomized order for each measurement device, across four contexts defined by one of 2 tip sizes (small or large) and one of 2 experimental setups (laboratory or applied). The total number of trials is calculated as 42 trials \times 6 force-time curves \times 2 tips \times 2 setups, resulting in 1008 trials in total per device. The number of trials for each force-time curve was determined based on recommendations from the Clinical and Laboratory Standards Institute (CLSI) guidelines (Budd et al., 2013). Typical force-time curves with force-time characteristics are illustrated on Figure 4.

Table 3. Force-time characteristics of the six force-time curves utilized in this study

Force-time curves	Maitland's grade	Spinal manipulations				Spinal mobilization		
		Preload force (N)	Peak force (N)	Impulse duration (ms)	Rate of force application (N/ms)	Peak force (N)	Force amplitude (N)	Frequency (Hz)
1	I	---	---	---	---	75	30	3
2	II	---	---	---	---	100	50	1
3	III	---	---	---	---	175	70	1
4	IV	---	---	---	---	175	50	3
5	V	20	250	300	0,83	---	---	---
6	V	20	250	150	1,67	---	---	---

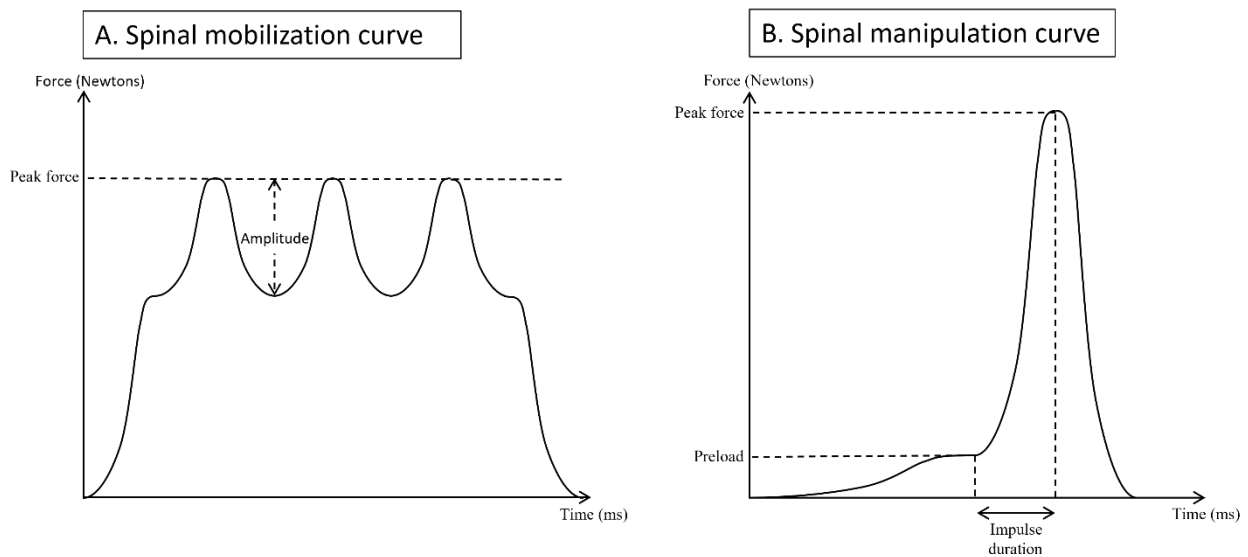


Figure 4. (A) Force-time characteristics of spinal mobilization and (B) force-time characteristics of spinal manipulations

Randomization

Randomization schemes were generated using ChatGPT (version 3.5, OpenAI). First, the order of evaluation for the measurement devices was randomized, followed by the sequence in which the trials would be conducted using either the small or large criterion device tip. Finally, the 42 trials were randomized in blocks of six, ensuring that each force-time curve was executed

within each block. The *laboratory setup* was evaluated first for all measurement devices, followed by the *applied setup* to enhance efficiency.

Data processing

A custom home-made MATLAB code was developed by the research team and adapted for processing data from each measurement device. First, the data from the criterion device and the measurement device were synchronized by matching their data acquisition frequencies. For the mapping sensors, including the Medicsensor® and the Gripsystem™, data from the sensels located under the contact area of the criterion device tip were automatically identified and used for further analysis. Secondly, the data from the criterion device and the measurement device were aligned to their first signal peak, which was automatically detected. Signals were then cut to a window representing the start and end of the manual therapy force-time curve. Data analysis was subsequently performed using (1) the industrial calibration (for the FSTT® system and the Loadpad® only), (2) a context-calibration, and (3) a dose-specific calibration. These calibration methods are described in more details in the following section.

Industrial calibration

Since the FSTT® system and the Loadpad® are industrially calibrated by the company, the raw data were already expressed in Newtons and therefore first used for the analysis.

Dose-specific calibration

An unpublished study conducted by the same research team as the present work demonstrated that, ideally, calibration should be performed using data collected under the same context of measurement (see Appendix 1). This recommendation was also emphasized by the

company Tekscan ("Tekscan®, Best Practices for Electrical Integration of the FlexiForce Sensor 2008, p. 11.,").

In this study, dose-specific calibration was achieved by randomly selecting 10 trials from a specific dose and context using MATLAB. A new force-time curve was then generated for both the criterion device and the measurement device by averaging corresponding data points from the 10 selected trials. This averaging process prevents the selection of a calibration curve with an aberrant behaviour. It thus ensures a calibration curve that is representative and generally reflects the behaviour of the sensors. These averaged curves, referred to as calibration force-time curves, were aligned using a first-order polynomial and a curve-fitting algorithm to develop a calibration model. This model was subsequently applied to all trials within the same context (i.e., identical tip size and setup), including the 10 trials used to generate the calibration curves. This process converted the 0 to 255 quantization levels from both the Medicalsensor® sensor and the Gripsystem™ into Newtons. A similar approach was used to correct potential systematic errors in the FSTT® system and Loadpad®.

Context-specific calibration

Since dose-specific calibration is hard to achieve in a clinical context, a context-specific calibration applicable to all six force-time curve trials from a specific context (i.e. identical tip size and setup) was also evaluated. To achieve this, 10 trials were selected from the two Grade 4 manual therapy trials (force-time curves 5 and 6) and averaged to create the calibration curves, as done for dose-specific calibration.

Data analysis

The following analyses were conducted for each calibration method. A custom MATLAB code was developed to assess the overall similarity between the evaluated measurement device force-time curve and the criterion curve, computing the coefficient of determination (R^2) for each trial. This R^2 analysis provides a general measure of the similarity of the evaluated measurement device force-time curve; however, it is less effective in evaluating the trueness of the peak force values. Given that R^2 interpretation and meaning varies a lot from one field of study to another (Gupta et al., 2024), the research team established by consensus that a $R^2 \geq 0.90$ would be considered as excellent, $0.70 \leq R^2 < 0.90$ as acceptable, and $R^2 < 0.70$ as unacceptable. To evaluate more specifically the trueness of the peak force, the MATLAB code also automatically identified the peak force of each trial and calculated the difference between this value for the criterion and the measurement device. For force-time curves containing three cycles (curves 1 to 4), the difference was calculated based on the average of the three peak forces. To facilitate pooling between the six force-time curves, the difference in force was further expressed as a percentage of the criterion device value (*%diff*).

Statistical analysis for the precision

To assess the precision of the measurement devices, the standard error of the mean (SEM) and 95% confidence interval on the median were reported for each median value calculated for both the R^2 and *%diff* variables. The SEM is a measure of how much the sample mean value is likely to vary from the true average. It shows the precision of the sample mean as an estimate. A narrower confidence interval and a lower SEM indicated higher precision. No inferential analysis

was conducted to compare the precision between devices, calibration methods, or measurement contexts.

Statistical analysis for the trueness

The overall trueness of the devices was evaluated descriptively using median with SEM and 95% confidence interval on the median for both the R^2 and *%diff* variables. Considering that most devices revealed acceptable or excellent R^2 values for each measurement contexts and calibration methods, no inferential analysis was further conducted on this variable.

In regard to *%diff*, the median was more variable between devices and measurement contexts; therefore, further analysis was conducted in two steps.:

- **Step 1** : A repeated measures ANOVA was performed and included one between-subject factor (measurement devices: 5 levels) and four within-subject factors:
 - **Calibration** (2 levels: context-specific and dose-specific),
 - **Setup** (2 levels: laboratory and applied),
 - **Contact size** (2 levels: small and large tip), and
 - **Dose** (6 levels: force-time curves 1 to 6).

Three specific effects were examined:

- (1) Interaction between measurement device and calibration
- (2) Interaction between measurement device, calibration, and setup
- (3) Interaction between measurement device, calibration, and contact size

These analyses aimed to identify key parameters for future studies, avoiding overly complex higher-order interactions.

- **Step 2:** A repeated measures ANOVA was conducted for each of the two pre-calibrated devices (FSTT® and Loadpad®) to evaluate whether trueness differed between calibration methods and whether it was affected by the setup. Based on step 1 results, contact size was excluded from this step.

For all analyses, Mauchly's test for sphericity was significant, so Greenhouse-Geisser correction was applied. Post hoc tests with Bonferroni correction were performed to determine significant differences.

Results

Data availability

A total of, 1008 measurements were obtained from each device which represents a total of 5040 trials across the 5 devices. From those 5040 trials, none were excluded from the analyses. Considering the high volume of data, no outlier data was excluded from the results, meaning that all 5040 trials were considered in the results and analyses.

Precision

Precision was descriptively evaluated using SEM values from the results of the median of the R^2 from each dose within each of the previously described contexts using the three calibration methods (see Appendix 2). From all the devices evaluated, the FSTT® system demonstrated the lowest minimal SEM values varying from >0.00001 to 0.0001 depending on the calibration method. The highest value of maximal SEM was found with the 75 PSI Medical sensor® using the context-specific calibration method with a value of 0.0609 . Overall, these results demonstrate that the force-time curves for the same dose, within the same context, exhibited good precision

for all devices. Table 4 presents minimal and maximal values of SEM for each calibration method for each device.

Table 4. Minimal and maximal SEM values from R^2 for each calibration method and for each device

Device	Calibration method	SEM values from R^2	
		Minimum	Maximum
FSTT® system	Industrial	0.0001	0.0132
	Context-specific	>0.00001	0.0228
	Dose-specific	>0.00001	0.0235
Loadpad®	Industrial	0.0006	0.0233
	Context-specific	0.0002	0.0237
	Dose-specific	0.0001	0.0237
Gripsystem™	Context-specific	0.0002	0.0424
	Dose-specific	0.0002	0.0490
25 PSI Medicalsensor®	Context-specific	0.0005	0.0234
	Dose-specific	0.0004	0.0059
75 PSI Medicalsensor®	Context-specific	0.0005	0.0609
	Dose-specific	0.0003	0.0100

Precision was also descriptively evaluated using SEM values from the results of the median of the *%diff* from each dose within each of the previously described context using the three calibration methods (see Appendix 3). From all the devices evaluated, as for the R^2 results, the FSTT® system demonstrated the lowest minimal SEM values varying from 0.0086 to 0.0178 depending on the calibration method. The highest value of maximal SEM was found with the Gripsystem™ using the context-specific calibration method with a value of 3.7355. Overall, these results demonstrate that the force-time curves for the same dose, within the same context, exhibited viable precision for all devices. Table 5 presents minimal and maximal values of SEM from the median of the *%diff* for each calibration method for each device.

Table 5. Minimal and maximum values from *%diff* for each calibration method and for each device

Device	Calibration method	SEM values	
		Minimum	Maximum
FSTT® system	Industrial	0.0175	1.2662
	Context-specific	0.0178	1.6585
	Dose-specific	0.0086	1.8469
Loadpad®	Industrial	0.0287	2.1519
	Context-specific	0.0341	2.3441
	Dose-specific	0.0273	2.3580
Gripsystem™	Context-specific	0.2951	3.7355
	Dose-specific	0.2169	3.4457
25PSI Medicalsensorm®	Context-specific	0.0449	1.2612
	Dose-specific	0.0325	1.2420
75 PSI Medicalsensorm®	Context-specific	0.1538	2.8852
	Dose-specific	0.1146	1.2778

Force-time curves similarity

The median value of R^2 per dose varied from 0.1849 (SEM = 0.0175) all the way up to values of 0.9990 (SEM = 0.0001) (See Appendix 2). The R^2 values for the industrial calibration varied from 0.1849 (SEM = 0.0175) to 0.9950 (SEM = 0.0005) while the values for the context-specific calibration varied from 0.6954 (SEM = 0.0230) to 0.9976 (SEM = 0.0001) and the dose-specific calibration values varied from 0.8591 (SEM = 0.0102) to 0.9990 (SEM = 0.0001) (Table 6).

The lowest R^2 medians were found to be with the FSTT® system when values were taken on a manikin with the industrial calibration with values ranging from 0.1849 (SEM = 0.0175) and 0.2032 (SEM = 0.0170). When applying both context and dose-specific calibration, the R^2 medians went up in between 0.9544 (SEM = 0.0058) and 0.9990 (SEM = 0.0001). For the FSTT® system, the highest R^2 values were found to be using the specific calibration method directly on the table with values ranging from 0.9986 (SEM = 0.0002) (small tip) and 0.9990 (SEM = 0.0001) (large tip).

R^2 values for the Loadpad® varied from 0.9021 (SEM = 0.0057) to 0.9942 (SEM = 0.0011). The highest R^2 for this device was found to be with the dose-specific calibration method while

directly on the table with values ranging from 0.9930 (SEM = 0.0056) (small tip) and 0.9942 (SEM = 0.0011) (large tip). The lowest R^2 values were found to be using the context-specific calibration method while measuring on a manikin with values of 0.9021 (SEM = 0.0057) (large tip) and 0.9051 (SEM = 0.0056) (small tip).

For the Gripsystem™, R^2 values ranged from 0.7066 (SEM = 0.0229) and 0.9823 (SEM = 0.0013). The highest R^2 value for this device was using the specific calibration method while on the manikin using a small tip with a value of 0.9823 (SEM = 0.0013). The lowest R^2 values for this device were found to be using the context-specific calibration method while measuring directly on the table with values ranging from 0.7066 (SEM= 0.0229) (large tip) and 0.7333 (SEM= 0.0186) (small tip).

For the 25 PSI Medicalsensor®, R^2 values ranged from 0.8496 (SEM= 0.0117) and 0.9772 (SEM= 0.0007). The highest R^2 value found was using the dose-specific calibration while on the table using a small tip with a value of 0.9772 (SEM= 0.0007). The lowest R^2 value was found using the context-specific calibration while directly on the table with the big tip with a value of 0.8496 (SEM= 0.0117).

For the 75 PSI Medicalsensor®, R^2 values ranged from 0.6954 (SEM= 0.0230) and 0.9784 (SEM= 0.0005). The highest R^2 value found was using the context-specific calibration while directly on the table using the small tip with a value of 0.9784 (SEM= 0.0005). The lowest R^2 value was found using the context-specific calibration while directly on the table using the big tip with a value of 0.6954 (SEM= 0.0230).

Considering that most devices showed a R^2 values higher than 0.9, the evaluation of the impact of the context and calibration method was also investigated using the %diff only because the peak force seems the show the highest error in similarity between the doses. The R^2 statistic assesses the overall agreement between the force–time curve measured by a device and that of the criterion. However, when the primary discrepancy between the curves lies in the peak force values, R^2 may fail to adequately capture this lack of trueness. Therefore, trueness was also evaluated by calculating the percentage difference (%diff) between the peak force measured by the device and that recorded by the criterion

Table 6. R^2 (Median, SEM, 95%CI) of each device and each calibration method with both contexts including the site and the tip

Devices	Calibration method	Directly on table		On the manikin	
		Small tip	Large tip	Small tip	Large tip
FSTT® system	Industrial	0.9950± 0.0005 (0.9939- 0.9954)	0.9929± 0.0006 (0.9895- 0.9954)	0.1849± 0.0175 (0.1797- 0.2356)	0.2032± 0.0170 (0.1730- 0.2558)
	Context-specific	0.9972± 0.0002 (0.9971- 0.9977)	0.9976± 0.0001 (0.9975- 0.9978)	0.9544± 0.0048 (0.9520- 0.9583)	0.9660± 0.0026 (0.9639- 0.9673)
	Dose-specific	0.9986± 0.0002 (0.9983- 0.9988)	0.9990± 0.0001 (0.9989- 0.9991)	0.9878± 0.0039 (0.9863- 0.9888)	0.9874± 0.0005 (0.9852- 0.9882)
Loadpad®	Industrial	0.9696± 0.0055 (0.9665- 0.9707)	0.9415± 0.0027 (0.9378- 0.9432)	0.9614± 0.0017 (0.9594- 0.9647)	0.9560± 0.0035 (0.9532- 0.9594)
	Context-specific	0.9799± 0.0056 (0.9783- 0.9820)	0.9857± 0.0012 (0.9843- 0.9864)	0.9059± 0.0056 (0.8754- 0.9298)	0.9021± 0.0057 (0.8854- 0.9268)
	Dose-specific	0.9930± 0.0056 (0.9925-	0.9942± 0.0011 (0.9936-	0.9831± 0.0017 (0.9808-	0.9826± 0.0034 (0.9819-

		0.9933)	0.9945)	0.9845)	0.9846)
Gripsystem [™]	Context-specific	0.7333± 0.0186 (0.7137- 0.7660)	0.7066± 0.0229 (0.5687- 0.8838)	0.9365± 0.0067 (0.8986- 0.9554)	0.8187± 0.0248 (0.6971- 0.8332)
	Dose-specific	0.9370± 0.0143 (0.9232- 0.9536)	0.8591± 0.0102 (0.8389- 0.8811)	0.9823± 0.0013 (0.9807- 0.9833)	0.9107± 0.0029 (0.9051- 0.9166)
25 PSI Medicalsensor [®]	Context-specific	0.9089± 0.0077 (0.8745- 0.9215)	0.8496± 0.0117 (0.7945- 0.8760)	0.9302± 0.0066 (0.9051- 0.9418)	0.8677± 0.0140 (0.8330- 0.9241)
	Dose-specific	0.9772± 0.0007 (0.9754- 0.9782)	0.9712± 0.0008 (0.9693- 0.9731)	0.9734± 0.0016 (0.9706- 0.9755)	0.9701± 0.0007 (0.9678- 0.9718)
75 PSI Medicalsensor [®]	Context-specific	0.9222± 0.0065 (0.9145- 0.9292)	0.6954± 0.0230 (0.6696- 0.7225)	0.9100± 0.0181 (0.8839- 0.9206)	0.9232± 0.0092 (0.9167- 0.9365)
	Dose-specific	0.9784± 0.0005 (0.9777- 0.9793)	0.9639± 0.0011 (0.9631- 0.9651)	0.9507± 0.0028 (0.9397- 0.9571)	0.9744± 0.0020 (0.9679- 0.9779)

Peak forces trueness

Differences between devices based on the calibration methods

Regardless of the device, %diff obtained for the different calibration methods varied from values of 2.46% to 22.50%. Table 7 presents result of median %diff of each device with each calibration method. The lowest value of %diff was found to be 2.4583% (SEM= 0.1091) to be using the FSTT[®] system with the dose-specific calibration method. The highest value of %diff was found to be 22.5049% (SEM= 0.8424) also using the FSTT[®] system, but with the industrial calibration method.

The interaction effect between the device and the calibration methods was significant for %diff ($F(4, 205) = 92.181, p < 0.001, \text{partial } \eta^2 = 0.943$). Post-hoc analysis revealed significant differences in %diff across devices when the context-specific calibration was applied ($p < 0.001$). When the dose-specific calibration was used, significant differences in %diff were observed between devices ($p < 0.001$), except between the Loadpad® and the FSTT® system, as well as between the 25 PSI Medicalsensorm® and 75 PSI Medicalsensorm® ($p > 0.05$). The devices were ranked from the lowest to the highest %diff for both calibration methods as follows: the FSTT® system, the Loadpad®, the 25 PSI Medicalsensorm®, the 75 PSI Medicalsensorm®, and the Gripsystem™.

Table 7. %diff of each device per calibration method

Devices	Calibration method (median, SEM, (95%CI))		
	Industrial	Context-specific	Dose-specific
FSTT® system	22.5049±0.8424 (5.6437-48.5281)	3.2800±0.1552 (2.8551-3.7935)	2.4583±0.1091 (2.2742-2.6028)
Loadpad®	12.3940±0.2143 (11.8845-12.7292)	5.8276±0.2251 (5.4944-6.1041)	2.9368±0.1528 (2.7518-3.0944)
Gripsystem™		17.3315±0.6284 (15.9296-18.7343)	9.6727±0.3435 (9.0129-10.2367)
25 PSI Medicalsensorm®		11.5852±0.3245 (10.5115-12.3221)	6.7997±0.1425 (6.5031-7.1358)
75 PSI Medicalsensorm®		14.7062±0.4436 (13.7595-15.7891)	5.9203±0.1739 (5.7526-6.2203)

Effect of the calibration method on the device trueness

Post-hoc analysis of the interaction effect between the device and calibration methods also revealed that, regardless of the site and contact size, the %diff was significantly lower when the dose-specific calibration was used compared to the context-specific calibration (all p-values <

0.001). Based on these results, subsequent analyses incorporated the interaction effect of the calibration methods.

Differences between setups

%Diff values for each device and each calibration method while considering only the setup varied from values of 0.75% to 57.02% (See table 5). The *%diff* values for the industrial calibration varied from 2.48% to 57.02% while the values for the context-specific calibration varied from 1.92% to 26.54% and the dose-specific calibration values varied from 0.75% to 17.58%.

Table 8. Median values of the *%diff* of each device with each calibration method for in in terms of application site

Devices	Calibration	Setups (% , SEM, (95%CI))	
		Directly on table	On the manikin
FSTT® system	Industrial	2.4805±0.0753 (2.2249-3.1372)	57.0218±0.2334 (56.7277-57.4853)
	Context-specific	1.9272±0.0426 (1.8806-1.9752)	8.0026±0.2200 (7.7670-8.2327)
	Dose-specific	0.7520±0.0665 (0.6620-0.8614)	3.3861±0.1852 (3.2174-3.5913)
Loadpad®	Industrial	15.0238±0.2835 (14.2091-15.6781)	8.3828±0.2709 (8.1114-8.6082)
	Context-specific	3.4818±0.2902 (2.6354-4.1588)	7.8344±0.2784 (7.3602-8.2927)
	Dose-specific	1.7917±0.2844 (1.6183-2.0040)	4.6000±0.0903 (4.2637-4.8303)
Gripsystem™	Context-specific	26.5445±0.9296 (23.6447-29.3157)	12.6686±0.781 (12.0490-13.3649)
	Dose-specific	17.5759±0.5657 (16.6469-18.9271)	6.8551±0.2074 (6.2458-7.5764)
25 PSI Medicsensor®	Context-specific	15.1015±0.4373 (13.1688-16.0838)	9.9066±0.4798 (9.4697-10.5599)
	Dose-specific	6.0462±0.1785 (5.6850-6.3334)	7.9987±0.2122 (7.5326-8.3599)
75 PSI Medicsensor®	Context-specific	16.4894±0.6619 (13.7281-18.9986)	14.1764±0.5878 (13.1715-14.8929)
	Dose-specific	5.5524±0.1479 (5.3243-5.7520)	7.9933±0.2951 (6.7258-8.5240)

A significant interaction was observed between Device, Calibration, and Setup for all three calibration methods ($F(4, 205) = 30.829$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.376$). Post-hoc tests for both context-specific and dose-specific calibration methods revealed significant setup differences for all devices (all $p < 0.001$), except one. For both calibration methods, lower *%diff* values were observed while directly on the table for the FSTT® system and Loadpad®, while the lower values for the Gripsystem™ were noted on the manikin. For the 25 PSI Medicalsensor®, *%diff* was significantly lower directly on the table with the dose-specific calibration, but no significant setup differences were found with the context-specific calibration ($p = 0.491$). For the 75 PSI Medicalsensor®, *%diff* was significantly lower on the manikin with the context-specific calibration, whereas it was lower directly on the table with the dose-specific calibration. The mean difference between sites for the significant differences ranged from 2.104% to 10.490%.

When evaluating the impact of calibration on *%diff* at each site (table or manikin), a significant difference was observed at both sites for all devices except the FSTT® system, with lower *%diff* values observed with the dose-specific calibration compared to the context-specific calibration (all $p < 0.01$). For the FSTT® system, a significant impact of calibration was only observed on the manikin, where the dose-specific calibration resulted in lower *%diff* ($p < 0.001$). The mean difference between calibration methods for the significant differences ranged from 1.350% to 12.749%.

Effects of the contact size on the device trueness

%Diff values for each device and each calibration method while considering only the tip size varied from values of 2.45% to 27.28%. The *%diff* values for the industrial calibration varied

from 10.60% to 27.28% while the values for the context-specific calibration varied from 2.72% to 22.73% and the dose-specific calibration values varied from 2.45% to 12.28%.

Table 9. Median values of the %diff of each device with each calibration method for in in terms of tip size

Devices	Calibration	Tip size (% SEM, (95%CI))	
		Small	Large
FSTT® system	Industrial	22.5049±1.1862 (5.5880-48.3154)	27.2761±1.1976 (5.4536-49.2565)
	Context-specific	3.6069±0.2531 (3.0213-3.9488)	2.7241±0.1777 (2.6009-3.8384)
	Dose-specific	2.4739±0.1865 (2.2353-2.6259)	2.4539±0.1136 (2.1455-2.7760)
Loadpad®	Industrial	10.6017±0.3421 (9.9609-11.0672)	13.4081±0.2586 (12.8477-14.0806)
	Context-specific	6.2533±0.3725 (5.9870-6.5925)	5.4043±0.2516 (4.8362-5.6923)
	Dose-specific	2.6907±0.2894 (2.5566-2.8981)	3.2329±0.0984 (3.0298-3.5052)
Gripsystem™	Context-specific	14.8522±0.6452 (13.0783-16.1141)	22.7252±1.0067 (18.9606-26.7175)
	Dose-specific	5.7603±0.5536 (5.1597-6.4613)	12.2761±0.3735 (11.3625-13.6103)
25 PSI Medicalsens®	Context-specific	10.2228±0.3505 (9.3603-11.6368)	12.8122±0.5235 (11.4206-15.0181)
	Dose-specific	5.7556±0.2226 (5.3386-6.2245)	7.8815±0.1747 (7.3767-8.2417)
75 PSI Medicalsens®	Context-specific	14.4436±0.5849 (13.7121-15.5867)	15.3780±0.6599 (12.2626-19.8395)
	Dose-specific	6.1976±0.2840 (5.8054-6.6545)	5.7861±0.1929 (5.5002-6.0359)

This interaction was significant ($F(4, 205) = 30.231, p < 0.001, \text{partial } \eta^2 = 0.371$). For both calibration methods, post-hoc tests showed significant differences between tip sizes for the three Tekscan sensors (Gripsystem™, 25 PSI Medicalsens®, and 75 PSI Medicalsens®) only ($p < 0.001$). For these devices, the %diff was lower with the small tip compared with the large tip except for the 75 PSI Medicalsens® using the dose-specific calibration for which %diff was lower

with the large tip. No significance differences between tips were observed for the FSTT® system and the Loadpad® ($p > 0.05$).

When the impact of the calibration was evaluated on the %diff with both contact size, a significant difference was observed for both tips for all devices with a decrease in the %diff with the dose-specific calibration compared with the context-specific calibration (all $p < 0.001$).

Company calibration effect on the trueness of the FSTT and Loadpad

When evaluating whether the trueness associated with the industrial calibration was influenced by the setup and differed from other calibration methods, the ANOVA revealed a significant interaction between setup and calibration for both the FSTT® system ($F(1.314, 53.871) = 68308.172$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.999$) and the Loadpad® ($F(1.662, 68.125) = 5707.901$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.993$). For the FSTT® system, post-hoc tests showed that for the industrial calibration, %diff was significantly higher on the manikin than directly on the table (mean difference = 52.897%, SE = 0.125, 95% CI = 52.645–53.149%, $p < 0.001$). Furthermore, the industrial calibration exhibited significantly higher %diff compared to both the context-specific calibration (table site: mean difference = 1.124%, SE = 0.072%, 95% CI = 0.942–1.306%, $p < 0.001$; manikin site: mean difference = 1.642%, SE = 0.062%, 95% CI = 1.488–1.796%, $p < 0.001$) and the dose-specific calibration (table site: mean difference = 47.203%, SE = 0.136%, 95% CI = 46.864–47.542%, $p < 0.001$; manikin site: mean difference = 51.533%, SE = 0.178%, 95% CI = 51.087–51.978%, $p < 0.001$). For the Loadpad®, the %diff obtained with the industrial calibration was significantly higher on the table than on the manikin (mean difference = 5.508%, SE = 0.246, 95% CI = 5.011–6.006%, $p < 0.001$). Moreover, when trials were conducted on the table, the industrial calibration yielded a higher %diff than both the context-specific calibration (mean difference =

11.001%, SE = 0.078%, 95% CI = 10.807–11.194%, $p < 0.001$) and the dose-specific calibration (mean difference = 12.351%, SE = 0.074%, 95% CI = 12.166–12.535%, $p < 0.001$). When trials were conducted on the manikin, the industrial calibration showed a higher %diff than the dose-specific calibration (mean difference = 4.737%, SE = 0.065%, 95% CI = 4.575–4.899%, $p < 0.001$), but lower than the context-specific calibration (mean difference = 0.941%, SE = 0.065%, 95% CI = 0.779–1.104%, $p < 0.001$).

Discussion

The main objective of this study was to compare the trueness and precision of 5 force-sensing devices for assessing the force-time characteristics of manual therapies and to evaluate the influence of the measurement context on these parameters. The two measurement contexts evaluated were: (1) the impact of the correspondence between the contact surface and the device surface (large tip vs. small tip) and (2) the impact of the realism of the context (laboratory vs. applied). The secondary objective was to assess whether the results obtained for the main objective are affected by the type of calibration (industrial, context-specific, and dose-specific). The results obtained in this study partially confirmed our hypothesis, in fact, when using a device in an appropriate context with a proper calibration method, the trueness and precision data were excellent. In the following discussion, trueness and precision for each device will be discussed. Also, standardization of reporting will be discussed.

Precision

When looking at the SEM values from the R^2 results, they ranged from $>0,00001$ up to 0,0609 which represent low values, thus, high precision. These results indicate that the R^2 values for all devices remained relatively consistent across trials of the same dose, regardless of the

context. With a SEM of 0.06, this means that for 68% of the trials used to calculate the median, the R^2 value fell within ± 0.06 of the median. In simpler terms, the force-time curves measured by each device were highly repeatable for the same dose. Values of SEM of the *%diff* varied from 0.0086% up to 3.7355%. Since *%diff* is expressed as a percentage, while R^2 values range from 0 to 1, we standardized R^2 to a scale of 100 for ease of comparison. Using this approach, SEM values ranged from 0% to 6.09% for the R^2 . Additionally, examining the highest SEM for *%diff* (3.7355%) at the highest applied force of 250 N suggests an associated error of ± 9.34 N. There exist 2 methods of calibrations proposed by Tekscan. The first consists of a 3 point-calibration that involves the use of 3 known weights. The weights are then placed one after the other on the device where the raw output values are recorded. The software then fits a power or a linear function to transform the original sensor signal to actual forces values. However, this first method of calibration was found to be less accurate than the second calibration method (Brimacombe et al., 2005; Herregodts et al., 2015). The second calibration method involves a 10 or 11-point polynomial calibration. This method has been found to be more accurate yielding significantly better accuracy results sometimes lowering the precision error from 14% to 4% (DeMarco et al., 2000). This observation seems to contradict with our findings since the dose-specific calibration and the context-specific calibration used more points than the industrial calibration. Yet, the results don't show differences in SEM values between calibration methods. Also, it was discussed in other studies that Tekscan sensors were developed for measuring axial loading on a flat surface, however, the use of a manikin in this study doesn't meet the criteria of a flat surface, which could have affected the precision of these devices (Wilharm et al., 2013). In fact, using a manikin which

is not a flat surface brings shear forces which the Tekscan sensors are not developed to measure, which may affect their precision (Wilharm et al., 2013).

Our initial hypothesis on the precision stipulated that all devices would exhibit excellent precision in all contexts since manufacturers developing those devices report high precision. Overall, the results of this study align with the information provided by various manufacturers. Rogers & Triano (2003) evaluated the accuracy of the same AMTI force plate used in the FSTT® system for manual therapy applications, examining both static and dynamic loads, including force-time characteristics of spinal manipulation. Their study directly compared input forces with the output recorded by the AMTI force plate. Chiropractic students applied forces to the lower backs of their peers, who were positioned in a lateral recumbent posture on a treatment table. The reported precision values ranged from 1% to 7%, closely aligning with those observed in the present study. Documentation from Novel, the manufacturer of the Loadpad, indicates high precision for manual therapy applications, with a reported accuracy of 5% (Novel, 2024).

For Tekscan sensors, the manufacturer reports a precision error of less than 3.5% (Tekscan). However, when accuracy or precision of Tekscan sensors are evaluated by researchers in different contexts, values vary considerably. For example, a study evaluating precision in the context of measuring lumbar spine facet loads found standard deviation values (expressed as a percentage of the mean) ranging from 4% to 10%, which was considered indicative of good precision (Wilson et al., 2006). Notably, the study also reported that the calibration method did not impact precision, a finding that is consistent with the results of the present study.

Trueness

Overall goodness of fit

Although the use of R^2 has been previously reported in the literature to assess the overall trueness in somewhat similar contexts measuring forces (Iwasaki et al., 2022), to our knowledge, the current study is the first that used R^2 to measure the trueness of force-sensing devices in the context of manual therapy. Looking at the median of the R^2 values for each device, results demonstrated overall acceptable to high (≥ 0.7) R^2 values for all devices. Only two exceptions were found in the R^2 results the first being with the FSTT[®] system while using a manikin with both tip sizes for the industrial calibration (small tip $R^2 = 0.1849$; large tip $R^2 = 0.2032$). The second exception was with the 75 PSI Medicalsensor[®] while directly on the table using the large tip for the context-specific calibration method ($R^2 = 0.6954$). The results mentioned for the FSTT[®] system were initially expected since other studies had found confusing measurements while comparing peak forces measured by a device at the patient-table interface to the force applied by either a device on cadaveric models and living humans lying prone on the device (Funabashi et al., 2021; Kirstukas & Backman, 1999; Mikhail et al., 2020; Mikhail et al., 2023) or by a clinician directly on a device positioned at the doctor-patient interface of living humans (Kirstukas & Backman, 1999). We hypothesized that the impact of an “interface” would also apply to the whole force-time curve. The difference in interface measurements observed in the studies is thought to be explained by the deformable body model, as suggested by Thomas et al (2022). Although a manikin has consistent stiffness and may not behave according to this model, the manikin was believed to be sufficient to alter the force transmitted between the application point and the device. The results of this study support this hypothesis. Interestingly, when applying either the context-specific calibration or the dose-specific calibration, high R^2 values were obtained for the

FSTT[®] system, similar with the values obtained with the other devices. This was observed even in trials conducted on the manikin, suggesting that trueness may be enhanced through context-applied calibration. Regarding the low R^2 values observed with the 75 PSI Medicalsens[®], this result remains difficult to explain but may be partially explained by methodological imprecisions during data collection, possibly due to sensor damage or movement between the device and the reference device during measurement. Overall, the results of the trueness based on the R^2 suggest that if the variable of interest is the overall force-time curve, careful consideration in the choice of device should be made. Force measurement devices positioned at the patient-clinician interface generally produce comparable results across different systems. However, when using a device at the patient-table interface, such as the FSTT[®] system, proper calibration is essential to ensure proper results.

It is important to note that R^2 is a good general indicator of the overall trueness of the devices, however, it is not well-suited for assessing a specific characteristic. In the literature on force-time characteristics of manual therapy, a commonly reported variable is the peak force. In this study, the peak force is presented as a percentage difference *%diff* between the applied peak force and the measured peak force, which was used to evaluate trueness.

Difference between devices

The results of this study revealed variable trueness in the peak force measurement between devices when assessing the *%diff*. Specifically, there were significant differences between the devices for the context-specific calibration between all devices, as well as for the dose-specific calibration except between the Loadpad[®] and the FSTT[®] system and between the 25 PSI Medicalsens[®] and the 75 PSI Medicalsens[®]. Few studies have compared forces applied

at the patient-clinician interface with forces measured at the patient-table interface of different devices measuring force-time characteristics of manual therapy. To our knowledge, only three studies superposed multiple devices measuring force-time characteristics to directly compare their force values (Funabashi et al., 2021; Kirstukas & Backman, 1999; Thomas et al., 2022). Finally, to our knowledge the current study is the only one comparing the forces obtained by different sensors positioned at the patient-clinician interface using the same reference instrument (i.e. the mechanical apparatus in the current study).

Overall, the results suggest that all devices have variable trueness even when applying a contextualized calibration method. Given these findings, pooling force measurements in Newtons from different force-sensing devices should be avoided in research.

Difference between calibration methods

Results from this study suggest that for all devices, dose-specific calibration exhibited better *%diff* values than the context-specific calibration and the industrial calibration. When there is an industrial calibration as in the case of the FSTT[®] system and the Loadpad[®], results show that context-specific calibration shows higher trueness than the industrial calibration. As hypothesized, the dose-specific calibration was expected to yield lower *%diff* values compared with the other types of calibration. A preliminary study conducted by our research team showed that calibrating Tekscan sensors using a dose as similar as possible to the target dose results in a smaller measured difference between the applied peak force and the measured peak force (results not published). This finding does align with what was observed in this study (see Appendix 1).

In the current study, the calibration method used for the Tekscan sensors had a significant impact on the *%diff* values. Tekscan manufacturer recommend to calibrate their sensors in a similar context to the context where the experimental values are recorded (Tekscan). Both of our calibration methods respect that recommendation, yet there was a significant difference in *%diff* values obtained from both calibration methods. Considering the challenge of applying a dose-specific calibration method in a clinical study, as the force exerted by a clinician cannot be predicted, calibration should be performed as close as possible to the measurement context. This may require multiple calibrations if, for instance, sensors are applied to different regions of the human body or different participants. For comparison, another study used the Gripsystem™ to quantify the force-time characteristics of spinal mobilization on a pediatric population using a somewhat similar calibration method to the context-specific calibration method used in the current study (Vallières et al., 2025). Their goal was to evaluate the feasibility of using the Medicalsensur® to measure force-time characteristics of spinal mobilization on a pediatric population. Since direct calibration on the pediatric population was not possible, they used the thigh of the researcher as a reference point for calibration. However, the authors observed inconsistencies between the force obtained after applying their calibration model and the force they were expecting (e.g. the forces applied to the cervical spine of a newborn were higher than those measured on the lower-back region of 5-year-old child). The authors suggested that these inconsistencies likely stemmed from the researcher's thigh being thicker and more resistant than that of the child, with this difference varying for each patient, thereby leading to inaccurate calibration (Vallières et al., 2025). Since the results of the current study confirmed that calibrating in a context different from the measurement context (e.g., using the thigh in Vallières et al. (2025)

study instead of directly on the pediatric patients) decreased the trueness of the measurements, it can be inferred that each child in their study represented a distinct context due to individual variability in stiffness. This variability likely explains the inconsistencies observed, as a similar calibration was applied across all subjects.

Difference between setups (directly on the table vs on the mannequin)

When evaluating the impact of the setup, results showed variable *%diff* interactions depending on the site and the calibration method between the devices. As found with the R^2 results, *%diff* results of the FSTT[®] system with the industrial calibration were significantly higher on the manikin compared with directly on the table. For both calibration method, lower *%diff* values were observed while directly on the table for the FSTT[®] system and Loadpad[®] while lower *%diff* values were observed on the Tekscan sensors while on the manikin except for the 25 PSI Medicalsensorm[®] and for the 75 PSI Medicalsensorm[®] with the dose-specific calibration. Overall, these results suggest that Tekscan sensors results show slightly better results when used on the manikin while the FSTT[®] system and the Loadpad[®] show slightly better results while directly use on the table. The difference in interface measurements observed in this study is thought to be explained by the fact that the surface of the manikin is less flat than the table. This observation is true for the FSTT[®] system, the Loadpad[®] and the Gripsystem[™]. Considering that a living human body could be even less even than the surface of the manikin and that it is deformable, as suggested by Thomas et al (2022) and discussed earlier. Therefore, we could anticipate that the difference in measurements observed could be even more important in the case of a living human. This suggests that the surface on which data collection occurs affects the trueness of

measurements not only for the devices positioned at the patient-clinician interface, but also those at the patient-table interface.

Overall, this study suggest that careful consideration should be given when comparing forces measured in different contexts, even when using the same device, as variations can occur both between studies and within a single study, for example, when measuring different participants or different regions of the same participant.

Difference between tip size

One of the goals of this study was to investigate the impact on the trueness of the correspondence between the surface of the tip and the surface of the device. As the results of this study suggest, tip size only mattered for the three Tekscan sensors whereas tip size didn't have a significant impact on the FSTT[®] system and the Loadpad[®], which aligns with our initial hypothesis. The results obtained for the FSTT[®] system and the Loadpad[®] are coherent, as the surface area of the device significantly exceeded the contact area of both tips. Regarding the results of the Tekscan sensors, the large tip size (*%diff* range: 5.7861% - 22.7252%) showed significantly higher *%diff* values compared to the small tip (*%diff* range: 5.7556% - 14.8522%). This observation was initially expected since the small tip was designed to perfectly fit the size of the Tekscan sensors, and the large tip was made to slightly overlap the Tekscan sensors, and some data was then missed by the sensor and force was probably dissipated around the surface area of the sensor. The overlap of the large tip size was approximatively of 6cm², which means that 50% of the surface of the tip was not in direct contact with the device. Interestingly, the dose-specific calibration did help to significantly lower the *%diff* values. The only exception to that observation was for the 75 PSI Medicalsensor[®] for which the dose-specific calibration showed

slightly better *%diff* results than the context-specific calibration with the small tip than with the large tip (5,7861 and 6,1976% respectively). The exact cause of these results remains unclear, but it may be attributed to the presence of outliers, as they were not excluded from analyses. Another potential explanation is that the device could have been damaged, despite thorough checks to verify the functionality of each sensel of the Tekscan sensor at various points during data collection. Tekscan has acknowledged that wear on the sensors may occur over time and affect their functionality (Tekscan). In line with this, a study investigating dynamic measurements of retropatellar pressure using Tekscan sensors identified sensor wear as a contributing factor to reduced measurement accuracy (Wilharm et al., 2013). Finally, it cannot be ruled out that the tip may have slightly moved between trials, potentially impacting the results.

These findings highlight the necessity of selecting an appropriate device to ensure that the contact area during manual therapy remains within the device's measurement range. A study was conducted on asymptomatic volunteers to quantify the forces applied during spinal manipulations to the thoracic region and assess the corresponding contact area (Herzog et al., 2001). Their results indicated that while the average contact area during preload forces was 7.8 cm² (± 7.3), it increased to a mean of 34.8 cm² (± 8.9) at peak force. Given these findings, future research should employ force sensing devices with a surface area larger than the preload contact area, particularly when analyzing force distribution on specific regions of the clinician's hand using systems such as the Gripsystem™. To ensure accurate force quantification, researchers should consider the maximum contact area, likely occurring at peak force, and utilize appropriately sized sensors capable of capturing the total applied force.

Careful use of force-sensing devices is essential, particularly when using a manikin, and an appropriate calibration method should be applied. The results also suggest that, ideally, a dose-specific calibration should be implemented; if this is not feasible, at the very least, a context-specific calibration should be applied.

Research implication

The results of this study suggest that pooling results from different studies should be done with caution. Directly comparing values in Newtons should be avoided, as differences in data collection context, the device used, and the calibration method can significantly impact the results. Variations can arise not only between studies using different devices, contexts, and calibration methods but also within the same study, for example, when measuring different participants or different regions of the same participant. Such differences can lead to incorrect conclusions and flawed analyses. Even when the same device is used across studies, comparisons should be made carefully. Future studies should thoroughly report their methodologies, including the metrological properties and calibration details of the devices used.

Standardization recommendation

A guideline for reporting spinal manipulation was published in 2017 which introduced the Consensus on Interventions Reporting Criteria List for Spinal Manipulative Therapy (CIRCLe SMT). (Groeneweg et al., 2017). This checklist outlines the essential information to be included when reporting interventions related to spinal manipulation. However, it does not address the reporting of the devices used to measure the force-time characteristics of spinal manipulation or their metrological properties. Given the results of this study, it would be important to consider including such information. Therefore, we propose adding a sub-section to the CIRCLe SMT

checklist titled: Description of the device used (Table 10). The following information should be reported: the name of the device, context of use, device size relative to the contact area, sensor type, calibration method, description of calibration procedures, and metrological properties. Additionally, proper use of metrological terminology should follow the guidelines set by the Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) to ensure accurate application and translation of metrological properties.

Table 10. Proposition of a sub-section to the CIRCLe SMT Checklisk

6. Description of the device used	
6.1	Name of the device
6.2	Context of use
6.3	Device size relative to the contact area
6.4	Sensor type
6.5	Calibration method
6.6	Description of calibration procedures
6.7	Metrologic properties of the device used

Strength and limitation

The main strength of this study lies in the use of a standardized methodology involving a mechanical device to administer varying doses of manual therapy across different devices, a practice that, to our knowledge, has not been previously undertaken. Another strength of this study is the use of a manikin, which enhances standardization by eliminating the influence of muscle response and variations in intrathoracic pressure on force transmission, as demonstrated

by Mikhail et al. (2020). Furthermore, the use of a manikin offers the flexibility to perform an unlimited number of tests, thus ensuring the achievement of our data collection objectives. As shown in this study, the use of a manikin allowed us to conduct 5040 trials, which certainly would not have been possible directly on a human being for ethical and safety reasons. However, this also represents a limit, and caution must be exercised when extrapolating these results to humans, as the viscoelastic properties and stiffness of humans obviously vary from those of a manikin. Also, applying a little over 1000 trials on a single device may represent a limit since this many trials could induce a wear of the sensors especially for the Tekscan sensors that are prone to wear as discussed earlier. It is for that reason that the Tekscan sensors were changed after about half of the data collection to limit the impact of wear, and data collection was completely randomized. Another limit is that we only evaluated 5 devices when there exists a lot of other devices used in the literature which we didn't evaluate (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023). Differences in trueness and precision were observed among these five devices, suggesting that similar or even greater variations may exist with other devices. Moreover, in the current study, only the trueness and the precision were evaluated, while several other metrological parameters exist (Squara et al., 2021). It remains therefore not known if other parameters varied between devices and measurement contexts. Finally, this study only evaluated a combination of two variables (i.e., applied vs. laboratory setup and large vs. small tip). However, several other factors may influence the trueness and precision of devices in the context of manual therapy, such as the impact of other larger tips mimicking the size of a human hand could have been done to bring closer to a clinical study, like a 35 cm² tip size (Herzog et al., 2001). Other variables that could be evaluated include the impact of the angulation of the applied force, as

well as the influence of muscular contractions or patient movement during the application of manual therapy.

Conclusion

This study demonstrated that both the trueness and precision of force-sensing devices varied significantly, not only between devices but also with small changes in the measurement context within the same device. Consequently, when calibrating a device, it is crucial to ensure that the calibration reflects the specific measurement context, including applying a force as close as possible to the one expected during the experimental trials. Given these variations, caution should be exercised when comparing results across different studies, and comparisons of raw data in newtons should be limited. To address these issues, future research is necessary to assess the trueness and precision of force-sensing devices in clinical settings with living humans, providing a clearer understanding of how human body stiffness and morphology influence the results. Furthermore, studies reporting force-time characteristics in manual therapy should include detailed information about the devices used, such as the device name, context of use, size relative to the contact area, sensor type, calibration method, and metrological properties.

Chapitre 3 : Discussion du mémoire

L'objectif principal de cette étude était de comparer la justesse et la fidélité de la mesure de force de 5 outils de mesure des caractéristiques force-temps des thérapies manuelles et d'évaluer l'influence du contexte de mesure sur ces paramètres. Les 2 contextes de mesures évalués étaient : (1) l'impact de la correspondance entre la surface de contact et la surface du capteur (grand embout vs petit embout) et (2) l'impact du réalisme du contexte (laboratoire vs appliqué). L'objectif secondaire était d'évaluer si les résultats obtenus pour l'objectif principal sont impactés par le type de calibration du capteur (industrielle, contexte-spécifique et dose-spécifique). Les résultats obtenus au cours de cette étude ont permis de confirmer qu'en utilisant un outil de mesure dans un contexte approprié en utilisant une bonne méthode de calibration, les données de justesse et de fidélité sont excellentes bien qu'une variabilité existe entre les outils et les contextes de mesure.

Comme mentionné dans la problématique, c'est la lecture de plusieurs articles comparant les données des caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle dans divers contextes et à l'aide de différents outils qui a initialement suscité le développement de ce projet de maîtrise (Mercier et al., 2021). Ces lectures nous ont amenés à nous interroger sur la possibilité d'erreur dans ces comparaisons. L'émission de conclusions en combinant des données de différents outils de mesure dans différents contextes alors que personne ne connaît réellement les propriétés psychométriques des différents outils de mesure de force utilisés dans le cadre de la thérapie manuelle nous semblait être à tous de moins questionnable. En effet, une étude publiée par des membres de notre équipe de recherche a évalué la différence de mesure de force entre un

capteur positionné à l'interface patient-table et un capteur positionné à l'interface clinicien-patient lors d'application de thérapie manuelle sur des humains en utilisant un contexte relativement similaire à celui dans ce mémoire (Mikhail et al., 2020). Dans cette étude, le même appareil robotisé a été utilisé pour appliquer des doses de thérapies manuelles sur des humains alors qu'ils ont mesuré la force à l'aide du système FSTT[®]. Leurs résultats ont montré que la force mesurée à l'interface patient-table pouvait aller jusqu'à être 14,6 % plus élevée que la force mesurée à l'interface clinicien-patient (Mikhail et al., 2020). Au-delà de cela, l'étendue de cette valeur moyenne était importante, variant en fonction des doses de thérapie manuelle entre -11.39N et 135.8N de différence entre la mesure à l'interface patient-table et la force appliquée. Devant ces résultats, les mêmes auteurs ont effectué une autre étude utilisant le même appareil robotisé appliquant des thérapies manuelles, mais cette fois-ci sur des modèles cadavériques (Mikhail et al., 2023). Les résultats de mesure de la force avec le système FSTT[®] ont montré que la force transmise, telle que mesurée par le système FSTT[®], n'était pas cohérente d'un essai à l'autre. Parfois, la force mesurée était plus élevée que la force réelle appliquée par l'appareil robotisé, et 60% du temps, la force mesurée était inférieure à la force réelle appliquée (Mikhail et al., 2023). Une autre étude, dans laquelle des membres de l'équipe de recherche de la présente étude ont participé a utilisé un Medicalsensor[®] chez une population pédiatrique avec une calibration similaire à notre calibration spécifique au contexte (Vallières et al., 2025). Ils ont rencontré des défis liés à la calibration comme pour des raisons éthiques et d'efficacités, ils ne pouvaient pas appliquer la méthode de calibration proposée par la compagnie Tekscan directement sur leurs participants. Un autre défi qu'ils ont rencontré lors de l'utilisation de ce capteur chez cette population pédiatrique est le positionnement du capteur à l'interface clinicien-

patient, entraînant des données partiellement erronées. C'est entre autres les résultats de ces 3 dernières études qui nous amènent à se poser des questions premièrement par rapport à la validité de la calibration offerte par les compagnies lorsque la mesure s'effectue dans le contexte de la thérapie manuelle, mais aussi sur la façon la plus adéquate de calibrer des capteurs de force ou de pression. Les résultats obtenus dans le cadre de ce projet de recherche viennent certainement éclaircir notre compréhension face au problème que présente la comparaison des données de caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle lorsqu'appliquée dans divers contextes et à l'aide de différents outils.

Les résultats de la présente étude supportent l'idée selon laquelle on pourrait comparer des données de R^2 , donc comparer le profil complet d'une courbe de force en fonction du temps de différents outils dans différents contextes. Cependant, à notre connaissance, ce n'est pas une mesure qui est communément rapportée dans la littérature dans le domaine de la thérapie manuelle. Le R^2 , qui fournit une indication du profil global de la courbe de force en fonction du temps, est couramment employé dans le cadre pédagogique. La courbe de force est d'abord présentée aux étudiants pour leur permettre de reproduire cette courbe force-temps typique, avant de leur enseigner comment ajuster la force maximale tout en préservant la structure caractéristique de cette courbe. Ce qui est généralement le plus rapporté dans la littérature en termes de comparaison est principalement relié à la force maximale. Il faut savoir que dans le cadre de cette étude, nous nous sommes attardés à la force maximale et au profil complet de superposition des courbes, cependant il existe d'autres paramètres dont nous n'avons pas évalué l'impact.

3.1 Mise en commun des différentes études évaluant les caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle

Une des principales trouvailles effectuées lors de ce projet de recherche est que lorsqu'on utilise un outil de mesure de force afin de quantifier la force transmise lors de thérapies manuelles, une calibration adéquate est essentielle afin d'obtenir des résultats justes et fidèles. De plus, l'impact du contexte de prise de données doit également être pris en considération. Globalement, les résultats de cette étude soulignent que la mise en commun de valeurs de force maximales des thérapies manuelles rapportées dans la littérature actuelle devrait être limitée. À l'heure actuelle, aucun consensus n'existe quant à l'utilisation des outils de mesure de force en thérapie manuelle. L'analyse des études publiées révèle une hétérogénéité importante dans le choix des outils, dont les propriétés métrologiques varient considérablement, ainsi que dans les protocoles expérimentaux adoptés (de Kock et al., 2023; Downie et al., 2010; L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023; Mercier et al., 2021). En plus des revues de la littérature mettant en commun les résultats de différentes études, certaines études font également des comparaisons directes avec d'autres études utilisant des méthodologies différentes. Par exemple, une recherche effectuée ayant pour objectif de décrire les caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle sur une population vieillissante a mesuré ces caractéristiques à l'interface patient-table et à l'interface clinicien-patient (Funabashi et al., 2021). Dans leur étude, ils ont comparé leurs résultats avec des résultats de d'autres études dans lesquelles les forces ont été mesurées chez une population différente que dans leur étude ainsi qu'en utilisant, parfois, des outils de mesure de force différents dans des contextes différents. Cependant, ce type de comparaison peut mener à une mauvaise interprétation des résultats et ainsi mener à des conclusions erronées.

3.2 Les différences et l'utilité de chaque outil

Pour toutes les raisons mentionnées dans la section précédente nous avons clairement défini les différences et l'utilité des 5 outils de mesure de forces différents dans le cadre de la thérapie manuelle.

3.2.1 Les outils de mesure à l'interface patient-table

Le système FSTT® est le seul outil présent dans ce mémoire ayant une mesure indirecte à l'interface patient-table. L'avantage de cet outil est qu'il est pré-calibré par la compagnie et donc facile et rapide d'utilisation surtout dans un contexte d'enseignement de la thérapie manuelle. Cet outil a également l'avantage d'être le seul outil inclus dans la présente étude permettant de mesurer la force dans tous les axes, c'est-à-dire, X, Y et Z. Il convient toutefois de faire preuve d'une grande prudence quant à l'utilisation de ce type d'outil, car il s'agit d'une mesure indirecte, c'est-à-dire un dispositif qui évalue les forces de manière indirecte, en se positionnant sous le patient à l'interface patient-table. Cette caractéristique augmente les risques d'erreurs, en fonction des éléments situés entre l'outil de mesure de force et le point de contact de la thérapie manuelle. Il est essentiel de noter que si l'application de la force ne se fait pas directement sur l'outil de mesure, comme c'est le cas avec les dispositifs à l'interface patient-table, une calibration spécifique au contexte de mesure est nécessaire pour obtenir des valeurs brutes de force comparables avec celles issues d'autres contextes. Néanmoins, les valeurs de force rapportées dans les études antérieures utilisant ce type d'outil de mesure ne doivent pas être considérées si elles ont été obtenues chez des sujets vivants, même si une calibration a été réalisée dans le même contexte.

3.2.2 Les outils de mesure à l'interface clinicien-patient

3.2.2.1 Capteur de force unique

Le Loadpad[®], tant qu'à lui, est également pré-calibré par la compagnie et est facile et rapide d'utilisation. Contrairement au système FSTT[®], il offre une mesure directe à l'interface clinicien-patient. Cet outil permet uniquement de mesure perpendiculairement à l'application de la mesure induite, c'est-à-dire dans l'axe Z.

3.2.2.2 Capteurs à pression de type résistif

Les capteurs Tekscan sont des capteurs à pression de type résistifs n'ayant pas été pré-calibrés par la compagnie. Une procédure de calibration rigoureuse doit être employée afin d'assurer l'obtention de résultats adéquats. Contrairement aux deux autres outils de mesure de force, les capteurs Tekscan permettent d'obtenir une distribution spatiale de la force. Pour ce type de capteur, il est recommandé d'effectuer une calibration à chaque utilisation et qu'il est conseillé de vérifier que l'usure des sensels ne soit pas trop importante afin de s'assurer que l'outil utilisé soit fonctionnel, et ce, à chaque utilisation. Ces capteurs, tout comme le Loadpad[®], ne peuvent mesurer que dans l'axe Z, donc perpendiculairement à l'application de la force. Le Gripsystem[™] de Tekscan permet une mesure de la distribution spatiale au niveau de la main d'un clinicien alors que les Medicalsensor[®] permettent une mesure de la distribution spatiale de la force appliquée sur le mannequin ou le vivant sur lequel la thérapie manuelle est appliquée.

3.2.2.3 Contexte de l'enseignement

Traditionnellement, les thérapies manuelles sont enseignées par des cliniciens expérimentés qui démontrent une technique de thérapie manuelle, tandis que les étudiants tentent de reproduire ces techniques du mieux qu'ils peuvent (Wulf et al., 2010). Les pratiques de développement des compétences en thérapie manuelle sont principalement réalisées entre

étudiants. À certains moments, afin de favoriser le développement du contrôle moteur et du patron moteur, les étudiants intègrent l'utilisation d'un outil de mesure de force dans leur pratique. Ces outils de mesure sont généralement employés en combinaison avec des mannequins afin de permettre de répéter des forces sans risquer de blesser un collègue étudiant (de Kock et al., 2023). Comme les techniques de thérapie manuelles peuvent s'avérer difficile à maîtriser pour des étudiants (de Kock et al., 2023), ceux-ci se concentrent initialement sur l'obtention d'une courbe force-temps appropriée, en minimisant l'attention portée à la quantité de force produite. Une fois qu'ils ont acquis la compétence nécessaire pour générer une courbe force-temps satisfaisante lors des exercices de thérapie manuelle, ils se concentrent davantage sur le contrôle de la force, en recourant à deux approches principales. La première consiste à ajuster la force appliquée en fonction de leur propre performance, en exerçant une force sur un mannequin et en visant à reproduire une force plus élevée ou plus faible. La seconde approche repose sur des barèmes de force prédéterminés par les enseignants ou les cliniciens en exercice, servant de référence pour ajuster la force appliquée lors des séances de pratique.

Bien que l'utilisation d'outil à l'interface patient-table est particulièrement avantageuse dans le cadre de l'enseignement pour les raisons énoncé précédemment, il peut tout de même être intéressant d'utiliser des outils à l'interface clinicien-patient dans certains cas. Par exemple, si l'on veut développer les patrons moteurs pour un traitement de la région cervicale, alors l'utilisation d'un outil de mesure de force pré-calibré, à l'interface clinicien-patient devrait être favorisée. Un outil de mesure de force, tel que le Loadpad® utilisé dans la présente étude, constitue une solution intéressante pour l'enseignement dans un environnement de formation pratique, notamment lorsqu'il n'est pas possible de transporter un équipement plus lourd,

comme un système de mesure à l'interface patient-table tel que le système FSTT®. Toutefois, il est crucial de porter une attention particulière à deux aspects afin d'assurer des mesures justes : d'une part, la surface du capteur doit être plus grande que la surface de contact, et d'autre part, la force appliquée doit être aussi perpendiculaire que possible par rapport à la surface de l'outil de mesure. Ces précautions garantissent la pertinence des données collectées durant la pratique.

Il convient de souligner que certains types de capteurs à l'interface clinicien-patient, comme les capteurs de pression, peuvent présenter des difficultés d'utilisation dans un contexte pédagogique. En effet, ces capteurs comportent plusieurs limitations : non seulement il existe un risque élevé que la force soit appliquée en dehors de la surface du capteur, mais ils nécessitent également une calibration spécifique à chaque utilisation. De plus, ces capteurs peuvent s'utiliser plus rapidement que d'autres types d'outils de mesure de force tel que discuté précédemment. Sachant que dans un contexte d'enseignement, la justesse des données n'est pas particulièrement recherchée, un capteur pré-calibré ne nécessiterait pas de passer un processus de calibration comme il offre des données déjà en Newton. Cependant, si l'objectif est d'étudier la distribution spatiale de la force pour comparer les techniques d'un clinicien expérimenté avec celles d'étudiants, les capteurs de pression peuvent offrir un certain intérêt. Il est également à noter qu'un outil similaire au Loadpad®, développé par la même entreprise sous forme de capteur de pression, permettrait de mesurer la distribution spatiale de la force. Ce produit fait partie de la gamme Pliance® et pourrait constituer une alternative intéressante pour des applications pédagogiques où la distribution spatiale de la force serait recherchée.

3.2.2.4 Pratique de la courbe globale

Dans le cadre de l'enseignement des techniques de thérapie manuelle, les outils de mesure placés à l'interface patient-table se révèlent particulièrement adaptés. En effet, lors de l'apprentissage de ces techniques, l'objectif principal est généralement d'amener les étudiants à générer une courbe force-temps optimale. À ce stade, l'accent est moins mis sur la justesse des forces appliquées que sur la qualité de la courbe de force produite au fil du temps, particulièrement pour les étudiants qui sont en phase de développement de leurs compétences motrices en thérapie manuelle. Cependant, lorsqu'il s'agit d'un enseignement impliquant la pratique sur des sujets vivants et lorsque l'on porte une attention particulière à la force appliquée, l'utilisation de capteurs à l'interface patient-table devrait être évitée. Dans ce cas, l'utilisation d'un outil mesurant la force à l'interface clinicien-patient devient alors plus pertinent et adapté, car il permet une évaluation plus juste des forces appliquées directement sur le patient.

3.2.2.5 Contrôle de la force intra-étudiant

Lorsqu'un étudiant s'exerce de manière répétée et ajuste sa force dans le cadre d'un enseignement visant spécifiquement le contrôle de la force appliquée, l'utilisation d'un outil de mesure à l'interface patient-table se révèle tout à fait pertinente. En effet, étant donné que le contexte de l'exercice reste constant, ce type d'outil demeure un moyen approprié pour enseigner le contrôle de la force appliquée. Il permet à l'étudiant de suivre de manière précise et dynamique les variations de force, facilitant ainsi l'acquisition de compétences dans le dosage et l'ajustement de la force en temps réel.

Bien que les outils à l'interface patient-table, tels qu'utilisés dans le présent projet, soient relativement simples à manipuler, il est important de souligner que l'enseignement devrait, de

préférence, se dérouler sur des mannequins plutôt que sur des sujets vivants. En effet, lorsque l'application est réalisée sur un sujet vivant, il devient crucial de procéder à une calibration adéquate de l'outil, afin de garantir la justesse et la fidélité des mesures recueillies.

3.2.2.6 Respect de barèmes établis

Toutefois, lorsque des barèmes de force sont utilisés pour enseigner le dosage de la force en thérapie manuelle, l'application d'un système à l'interface patient-table devient moins appropriée. À notre connaissance, cette approche est utilisée dans certains collèges où l'expertise des cliniciens est utilisée pour définir des échelles de force (faible, moyen, élevé), permettant ainsi de mieux orienter l'enseignement des techniques de thérapie manuelle. Les résultats de la présente étude suggèrent que, pour que l'utilisation de ces barèmes soit efficace, il est impératif que les valeurs de ces échelles soient spécifiquement adaptées au contexte de la prise de mesure. Il est donc crucial de ne pas se fonder sur des barèmes généraux issus de la littérature, mais plutôt de les développer en fonction du cadre précis de l'enseignement, afin d'assurer une application pertinente et contextuellement appropriée des forces.

3.2.3 Contexte de recherche

Les outils de mesure de force à l'interface patient-table ont déjà été utilisés dans la littérature impliquant des sujets vivants (Funabashi et al., 2021; Kirstukas & Backman, 1999) . Cependant, l'utilisation de ce type d'outil chez le sujet vivant peut s'avérer inadéquat lorsque les participants ne peuvent se déplacer en laboratoire ou pour des études effectuées dans des cliniques à l'extérieur d'un laboratoire. En effet, ces dispositifs, tels que le système FSTT® utilisé dans la présente étude, sont peu pratiques en raison de leur poids élevé et de leur faible portabilité. Toutefois, des alternatives plus légères, comme les plateformes de force portables,

pourraient être utilisées et placées sur une table de traitement directement dans une clinique. Néanmoins, il reste préférable d'appliquer les forces sur des mannequins plutôt que sur des sujets vivants. Une perspective intéressante pour des études futures serait de transporter un mannequin dans des cliniques, accompagné d'une plateforme de force, afin de faciliter la collecte des données, tout en évitant aux participants de devoir se déplacer dans un laboratoire. Il est cependant crucial de souligner que dans ce type de configuration, une calibration spécifique à ce contexte est nécessaire. La calibration devrait être réalisée directement sur le mannequin, dans la zone où les essais seront effectués, afin de garantir la justesse des mesures.

De plus, pour les études portant sur les forces appliquées en thérapie manuelle, notamment auprès de populations pédiatriques, des défis considérables peuvent émerger lors de l'utilisation de ce type d'outil de mesure indirecte. Par exemple, maintenir un nourrisson immobile pendant la prise de mesures peut entraîner des difficultés pratiques et des imprécisions dans les données collectées.

Comme mentionné précédemment, lorsque l'objectif est d'évaluer les forces appliquées dans des techniques où le mannequin ne peut pas être directement couché sur la plateforme, par exemple lors de la mesure des forces appliquées à la colonne cervicale, ou dans des situations où les vecteurs de force ne peuvent pas être alignés vers la plateforme de force, comme par exemple des techniques de thérapie manuelle au niveau de la région cervicale, ce type d'outil peut ne pas être adéquat. En effet, ces dispositifs sont principalement conçus pour appliquer la force de manière à pointer vers le sol, ce qui peut constituer une contrainte importante.

En général, dans le cadre de la recherche expérimentale, une attention particulière est portée à la justesse et à la fidélité des valeurs de force maximale, ce qui nécessite l'utilisation d'un outil de mesure approprié. Afin d'assurer des résultats fiables, une méthode de calibration rigoureuse est essentielle, et ce, peu importe le type d'outil de mesure de force. En effet, il est primordial d'adopter une approche de calibration adaptée pour garantir la justesse des mesures. Idéalement, dans un contexte expérimental, une méthode de calibration spécifique à la dose de force appliquée devrait être mise en place. C'est-à-dire que pour chaque essai effectuée, une calibration spécifique à cet essai devrait être appliquée afin de garantir les meilleurs résultats possibles. En revanche, dans un cadre de recherche clinique, la calibration devrait être ajustée en fonction des particularités du contexte de mesure, afin de tenir compte des variables spécifiques aux interactions cliniques, telles que la variabilité du patient et les conditions de l'environnement de soin. De plus, dans un contexte clinique, pour des raisons éthiques et d'efficacité, l'application de calibration spécifique à la dose peut s'avérer être compliquée comme ce type de calibration nécessite d'appliquer des essais de calibration supplémentaire à la prise de donnée souhaitée.

L'utilisation d'outils de mesure de force, qu'ils soient pré-calibrés ou non, offre des avantages significatifs tant en recherche clinique qu'expérimentale. Toutefois, leur emploi requiert une vigilance particulière quant à la rigueur méthodologique. Pour les dispositifs situés à l'interface clinicien-patient, tels que le Loadpad®, la justesse des mesures peut varier en fonction du contexte, par exemple la région d'application ou la technique de thérapie manuelle utilisée. Ainsi, toute modification du contexte de mesure, même à l'intérieur d'une même étude, exige une calibration spécifique afin de permettre une comparaison adéquate des résultats.

Concernant les capteurs de pression de type résistif, tels que les Tekscan, une calibration est requise systématiquement, car ces capteurs ne sont pas pré-calibrés en usine. Cela souligne l'importance de procédures de calibration rigoureuses et répétées pour garantir une justesse adéquate des données obtenues avec ce type d'outil.

Dans le cadre d'une étude impliquant des participants vivants, il serait nécessaire de réaliser une calibration individuelle pour chaque participant, en s'assurant que celle-ci soit effectuée sur la région anatomique pertinente pour la prise de mesure. Idéalement, la calibration devrait être réalisée avec une force proche de celle qui sera utilisée lors de la collecte des données. Ces recommandations s'appliquent également dans un contexte expérimental, y compris lors des études réalisées sur des mannequins. Une telle calibration permettrait de comparer des valeurs de force entre des participants ou entre des régions pour un même participant

Il est crucial d'éviter une erreur possible, le fait que la surface du capteur devrait être nettement plus grande que la surface de contact, car une calibration adéquate ne peut compenser les forces perdues en dehors de la zone active du capteur. Si l'objectif de la recherche est d'étudier à la fois les données de force mesurées (la force totale appliquée lors de la thérapie manuelle) et la distribution spatiale de la force (à quelle endroit la force a été appliquée), il serait judicieux de combiner l'utilisation de plusieurs types de capteurs. Par exemple, une approche combinée, utilisant à la fois des capteurs de force et des capteurs de pression, pourrait s'avérer bénéfique. Par exemple, en superposant un capteur de pression au-dessus d'un capteur tel que le Loadpad®, il serait possible d'obtenir à la fois des données concernant la force maximale et une distribution spatiale précise de la force appliquée. Cette stratégie permettrait de contourner les

limitations liées à la perte de données lorsque le contact dépasse la surface de l'outil de mesure, une perte qui ne peut être que partiellement compensée par une calibration standard.

3.3 Standardisation

Pour optimiser la mise en commun des résultats des recherches futures, plusieurs éléments doivent être instaurés afin de faciliter les travaux ultérieurs. Premièrement, il est recommandé d'appliquer une calibration spécifique au contexte pour tous les instruments de mesure de la force, y compris ceux pré-calibrés dans le cas où la justesse des forces mesurées est recherchée. Cette approche devrait être privilégiée afin de permettre une mise en commun des résultats avec d'autres études. Cette calibration, bien que relativement simple à mettre en œuvre, est applicable non seulement aux études réalisées en laboratoire, mais également à celles impliquant des sujets humains. Cependant, il est important de reconnaître que certains défis se posent lorsqu'on applique des projets au domaine du vivant, tant sur le plan éthique que sur celui de l'applicabilité de la calibration. En effet, pour chaque région analysée sur un même individu, et lors d'un changement de participant, une nouvelle calibration serait nécessaire. Il faut également considérer les enjeux éthiques potentiels associés à la réalisation d'un volume relativement élevé d'essais de calibration, ainsi que l'impact éventuel que cela pourrait avoir sur les participants vivants. Elle permet d'obtenir des résultats plus justes que ceux obtenus avec une calibration offerte par la compagnie. Il convient de noter qu'une calibration spécifique à la dose serait l'option idéale. Ce type de calibration est difficile à appliquer comme il faut connaître la force appliquée avant même de l'appliquer. Toutefois, son utilisation dans un contexte clinique

reste difficile à envisager, sauf si l'on évalue, comme dans l'étude actuelle, l'impact de différentes doses standardisées.

Par ailleurs, il est primordial d'adopter une utilisation appropriée des outils de mesure en fonction du contexte et des variables évaluées. Lorsque l'objectif principal est de mesurer la force maximale, des outils de mesure de force, tels que le système FSTT® ou le Loadpad®, devraient être privilégiés. En effet, les résultats de la présente étude ont mis en évidence les limites des capteurs de pression pour une évaluation juste de la force maximale. En revanche, si l'objectif est d'étudier la distribution spatiale de la force appliquée, des capteurs de pression, tels que les capteurs Tekscan, sont plus appropriés.

Un aspect non pris en compte dans le cadre de cette étude concerne l'impact de l'exécution d'une thérapie manuelle lorsque la force appliquée n'est pas entièrement perpendiculaire à la surface du capteur. Il est essentiel de faire preuve de prudence lors de l'utilisation de capteurs ne permettant pas de mesurer la force appliquée dans tous les axes. Il convient de noter que, dans le cas d'une étude impliquant l'application d'une thérapie manuelle avec des composantes de force autres que celles agissant directement perpendiculairement au capteur, les capteurs évalués dans cette étude ne permettront pas de mesurer ces composantes, à l'exception de la table FSTT®. Bien que cela n'ait pas été spécifiquement examiné dans cette étude, car les essais ont été réalisés avec une application purement perpendiculaire, il est important de souligner que la plateforme intégrée au système FSTT® permet d'évaluer les forces dans les trois axes spatiaux.

3.4 Forces et limites

3.4.1 Forces

La principale force de cette étude réside dans l'utilisation d'une méthodologie standardisée impliquant l'utilisation d'un appareil robotisé afin d'administrer des doses variées de thérapie manuelle en utilisant et évaluant les propriétés métrologiques de différents outils de mesure de force, une recherche qui, à notre connaissance, n'a jamais été effectuée. L'utilisation d'un mannequin a permis d'améliorer la standardisation en éliminant l'influence de la réponse musculaire, des variations de la pression intrathoracique sur la transmission de la force, de la variabilité de la raideur qu'un corps humain présente (Mikhail et al., 2020; Mikhail et al., 2023). Ce mannequin nous a également offert la flexibilité de réaliser un nombre illimité de tests, garantissant ainsi l'atteinte de nos objectifs de collecte de données tel que montré dans cette étude, l'utilisation d'un mannequin nous a permis d'effectuer un peu plus de 5000 essais ce qui n'aurait certainement pas pu être fait directement chez l'être humain pour des raisons éthiques et de sécurité.

3.4.2 Limites

L'une des principales limites de cette étude est que nous nous sommes limités à l'évaluation de 5 outils de mesure de force alors qu'il en existe plusieurs autres (L. M. Gorrell et al., 2023; M. L. M. Gorrell et al., 2023). Des différences de justesse et de fidélité ont été observées parmi ces cinq dispositifs, suggérant que des variations similaires, voire plus importantes, pourraient exister avec d'autres dispositifs. De plus, dans l'étude actuelle, seules la justesse et la fidélité ont été évaluées, alors que plusieurs autres paramètres psychométriques existent tels que la résolution, la sensibilité et la stabilité (Squara et al., 2021). Il n'est donc pas connu si d'autres

paramètres varient entre les outils et les contextes de mesure. La raideur d'un mannequin est constante alors que celle d'un être humain varie grandement, par exemple, à cause de la respiration. Il faut donc être prudent tant qu'à l'extrapolation de ces résultats chez l'être humain comme les propriétés viscoélastiques et la raideur de l'être humain varie d'un mannequin. De plus, réaliser un peu plus de 1000 essais sur un seul dispositif peut représenter une limite, car un tel nombre d'essais pourrait entraîner une usure des capteurs, en particulier pour les capteurs résistifs (c'est-à-dire les capteurs Tekscan), qui sont particulièrement sujets à l'usure (Wilhelm et al., 2013). C'est pour cette raison que les capteurs résistifs ont été remplacés après environ la moitié de la collecte de données afin de limiter l'impact de l'usure. Enfin, cette étude n'a évalué qu'une combinaison de deux variables (c'est-à-dire application vs. configuration de laboratoire et gros vs. petit embout). Cependant, plusieurs autres facteurs peuvent influencer la justesse et la fidélité des outils de mesure de force dans le contexte de la thérapie manuelle, comme : (1) l'impact d'autres embouts plus grands imitant la taille de la main humaine, ce qui aurait pu rapprocher l'étude d'une étude clinique (par exemple, un embout de 35 cm²) (Herzog et al., 2001), (2) l'impact de l'angulation de la force appliquée, et (3) l'influence des contractions musculaires ou du mouvement du patient lors de l'application de la thérapie manuelle.

3.5 Perspectives

Ce projet a permis de mettre en lumière l'impact du manque de standardisation dans la littérature tant qu'à l'utilisation d'outils de mesure de force afin de quantifier les caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle. Le type de calibration et le contexte de mesure sont deux variables influençant grandement les propriétés psychométriques des outils de mesure de force. Un effort de la communauté scientifique dans ce domaine devra être faite afin de développer des

méthodologies standardisées et ainsi faciliter une mise en commun des résultats. De plus, une description systématique du contexte de prise de mesure de la force en thérapie manuelle devrait être effectuée à l'avenir afin de faciliter la comparabilité des résultats. Cette description devrait inclure les éléments suivants : le nom de l'outil de mesure utilisé, une description du contexte d'utilisation, les dimensions du capteur par rapport à la surface de contact, le type d'outil, la technique de calibration, une description de la méthode de calibration employée, ainsi qu'une présentation des propriétés psychométriques des instruments de mesure utilisés. L'application des recommandations émises à la suite de la présente étude pourraient non seulement avoir des impacts importants tant qu'à la compréhension des mécanismes neurophysiologiques sous-jacent à la thérapie manuelle, mais également permettre de mieux comprendre et rapporter la sécurité des soins ainsi que d'améliorer les techniques d'apprentissages de la thérapie manuelle dans un contexte d'enseignement.

Chapitre 4 – Conclusion

En conclusion, le projet de recherche présenté dans le cadre de ce mémoire, a permis de clarifier les méthodes d'utilisation des outils de mesure des caractéristiques force-temps dans le contexte de la thérapie manuelle. À ce jour, aucune étude n'avait comparé les caractéristiques métrologiques des différents instruments de mesure de la force spécifiquement dans le cadre de la thérapie manuelle.

La présente étude a révélé que la mise en commun des résultats relatifs à la force maximale appliquée lors de la thérapie manuelle dans différents contextes de prise de mesure peut entraîner des erreurs méthodologiques importantes. En effet, la comparabilité des résultats entre différentes études pourrait être affectée. Toutefois, il est également crucial d'être vigilant au niveau intra-étude, c'est-à-dire de s'assurer qu'une calibration adéquate soit effectuée lorsqu'on évalue la force de la thérapie manuelle appliquée à plusieurs régions et chez plusieurs participants. Elle a également mis en évidence l'importance d'utiliser un outil de mesure approprié, en fonction du contexte spécifique de la collecte des données. En effet, différents types d'outils de mesure de la force présentent chacun des avantages, des inconvénients et des limites qu'il est essentiel de considérer lors du choix de l'instrument. Certains outils sont plus adaptés à l'évaluation de la courbe de force dans son ensemble, tandis que d'autres se révèlent plus efficaces pour mesurer un paramètre spécifique, comme la force maximale, selon le contexte de la prise de mesure.

Les résultats de cette étude fourniront des orientations pour le développement de méthodologies plus rigoureuses dans de futures recherches dans ce domaine. Elles permettront

de mieux comprendre, entre autres, les mécanismes d'action de la thérapie manuelle, d'améliorer la documentation de la sécurité des soins associés à cette pratique et, finalement, de favoriser l'optimisation des protocoles thérapeutiques en lien avec la thérapie manuelle.

Références bibliographiquesBibliography

- Altman, D. G., & Bland, J. M. (2005). Standard deviations and standard errors. *Bmj*, *331*(7521), 903. <https://doi.org/10.1136/bmj.331.7521.903>
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*, *26*(4), 217-238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Bialosky, J. E., Bishop, M. D., Price, D. D., Robinson, M. E., & George, S. Z. (2009). The mechanisms of manual therapy in the treatment of musculoskeletal pain: a comprehensive model. *Man Ther*, *14*(5), 531-538. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.09.001>
- Brimacombe, J. M., Anglin, C., Hodgson, A. J., & Wilson, D. R. (2005). Validation of calibration techniques for tekscan pressure sensors. Proceedings of international society of biomechanics XXth congress. ASB 29th Annual meeting, Cleveland,
- Brown, S. P. (2024). Plausible Mechanisms of Causation of Immediate Stroke by Cervical Spine Manipulation: A Narrative Review. *Cureus*, *16*(3), e56565. <https://doi.org/10.7759/cureus.56565>
- Budd, J., Durham, A., Gwise, T., Iriarte, B., Kallner, A., Linnet, K., Magari, R., & Vaks, J. (2013). *Measurement procedure comparison and bias estimation using patient samples; approved guideline*. Clinical Laboratory Standards Institute.
- Carnes, D., Mars, T. S., Mullinger, B., Froud, R., & Underwood, M. (2010). Adverse events and manual therapy: a systematic review. *Man Ther*, *15*(4), 355-363. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.12.006>
- Carnes, D., Mullinger, B., & Underwood, M. (2010). Defining adverse events in manual therapies: a modified Delphi consensus study. *Man Ther*, *15*(1), 2-6. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.02.003>
- Chaudhry, H., Huang, C.-Y., Schleip, R., Ji, Z., Bukiet, B., & Findley, T. (2007). Viscoelastic behavior of human fasciae under extension in manual therapy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *11*(2), 159-167. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2006.08.012>
- Chu, E. C., Trager, R. J., Lee, L. Y., & Niazi, I. K. (2023). A retrospective analysis of the incidence of severe adverse events among recipients of chiropractic spinal manipulative therapy. *Sci Rep*, *13*(1), 1254. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-28520-4>
- Clar, C., Tsertsvadze, A., Court, R., Hundt, G. L., Clarke, A., & Sutcliffe, P. (2014). Clinical effectiveness of manual therapy for the management of musculoskeletal and non-musculoskeletal conditions: systematic review and update of UK evidence report. *Chiropr Man Therap*, *22*(1), 12. <https://doi.org/10.1186/2045-709x-22-12>
- Côté, P., Yu, H., Shearer, H. M., Randhawa, K., Wong, J. J., Mior, S., Ameis, A., Carroll, L. J., Nordin, M., Varatharajan, S., Sutton, D., Southerst, D., Jacobs, C., Stupar, M., Taylor-Vaisey, A., Gross, D. P., Brison, R. J., Paulden, M., Ammendolia, C., . . . Lacerte, M. (2019). Non-pharmacological management of persistent headaches associated with neck pain: A clinical practice guideline from the Ontario protocol for traffic injury management (OPTIMa) collaboration. *Eur J Pain*, *23*(6), 1051-1070. <https://doi.org/10.1002/ejp.1374>
- Coulter, I. D., Crawford, C., Hurwitz, E. L., Vernon, H., Khorsan, R., Suttorp Booth, M., & Herman, P. M. (2018). Manipulation and mobilization for treating chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis. *The Spine Journal*, *18*(5), 866-879. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.01.013>
- de Kock, E., Yelverton, C., & Myburgh, C. (2023). Developing spinal manipulation psychomotor skills competency: A systematic review of teaching methods. *J Chiropr Educ*, *37*(2), 116-123. <https://doi.org/10.7899/jce-22-10>

- DeMarco, A., Rust, D., & Bachus, K. (2000). Measuring contact pressure and contact area in orthopedic applications: Fuji film vs. Tekscan. *Trans Orthop Res Soc*, 25, 518.
- Descarreaux, M., & Dugas, C. (2010). Learning spinal manipulation skills: assessment of biomechanical parameters in a 5-year longitudinal study. *J Manipulative Physiol Ther*, 33(3), 226-230. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2010.01.011>
- Descarreaux, M., Dugas, C., Lalanne, K., Vincelette, M., & Normand, M. C. (2006). Learning spinal manipulation: the importance of augmented feedback relating to various kinetic parameters. *The Spine Journal*, 6(2), 138-145. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2005.07.001>
- Descarreaux, M., Dugas, C., Raymond, J., & Normand, M. C. (2005). Kinetic analysis of expertise in spinal manipulative therapy using an instrumented manikin. *J Chiropr Med*, 4(2), 53-60. [https://doi.org/10.1016/s0899-3467\(07\)60114-1](https://doi.org/10.1016/s0899-3467(07)60114-1)
- Descarreaux, M., Nougrou, F., & Dugas, C. (2013). Standardization of spinal manipulation therapy in humans: development of a novel device designed to measure dose-response. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(2), 78-83. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.12.007>
- Downie, A. S., Vemulapad, S., & Bull, P. W. (2010). Quantifying the high-velocity, low-amplitude spinal manipulative thrust: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther*, 33(7), 542-553. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2010.08.001>
- Ea, H. K., Weber, A. J., Yon, F., & Lioté, F. (2004). Osteoporotic fracture of the dens revealed by cervical manipulation. *Joint Bone Spine*, 71(3), 246-250. [https://doi.org/10.1016/s1297-319x\(03\)00113-1](https://doi.org/10.1016/s1297-319x(03)00113-1)
- Funabashi, M., Gorrell, L. M., Pohlman, K. A., Bergna, A., & Heneghan, N. R. (2022). Definition and classification for adverse events following spinal and peripheral joint manipulation and mobilization: A scoping review. *PLoS One*, 17(7), e0270671. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0270671>
- Funabashi, M., Son, J., Pecora, C. G., Tran, S., Lee, J., Howarth, S. J., Kawchuk, G., & de Luca, K. (2021). Characterization of thoracic spinal manipulation and mobilization forces in older adults. *Clin Biomech (Bristol)*, 89, 105450. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105450>
- Gagnon, D. H., Longtin, C., Berbiche, D., & Gaudreault, N. (2016). Do experienced physiotherapists and final year physiotherapy trainees apply similar force during posterior-to-anterior lumbar mobilization techniques? *Man Ther*, 21, 287-291. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.05.002>
- Gevers-Montoro, C., Deldar, Z., & Mues, A. O. (2024). Regional Sensorimotor Effects of Chiropractic Spinal Manipulation: Preliminary Results From an Experimental Study. *J Manipulative Physiol Ther*. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2024.08.006>
- Gevers-Montoro, C., Provencher, B., Descarreaux, M., Ortega de Mues, A., & Piché, M. (2021). Neurophysiological mechanisms of chiropractic spinal manipulation for spine pain. *Eur J Pain*, 25(7), 1429-1448. <https://doi.org/10.1002/ejp.1773>
- Gevers-Montoro, C., Romero-Santiago, B., Medina-García, I., Larranaga-Arzamendi, B., Álvarez-Gálovich, L., Ortega-De Mues, A., & Piché, M. (2024). Reduction of Chronic Primary Low Back Pain by Spinal Manipulative Therapy is Accompanied by Decreases in Segmental Mechanical Hyperalgesia and Pain Catastrophizing: A Randomized Placebo-controlled Dual-blind Mixed Experimental Trial. *J Pain*, 25(8), 104500. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2024.02.014>
- González, A. G., Herrador, M. A., & Asuero, A. G. (2010). Intra-laboratory assessment of method accuracy (trueness and precision) by using validation standards. *Talanta*, 82(5), 1995-1998. <https://doi.org/10.1016/j.talanta.2010.07.071>
- Gorrell, L. M., Nyirö, L., Pasquier, M., Pagé, I., Heneghan, N. R., Schweinhardt, P., & Descarreaux, M. (2023). Spinal manipulation characteristics: a scoping literature review of force-time characteristics. *Chiropractic & Manual Therapies*, 31(1), 36. <https://doi.org/10.1186/s12998-023-00512-1>

- Gorrell, M. L. M., Nyirö, L., Pasquier, M., Pagé, I., Heneghan, N. R., Schweinhardt, P., & Descarreaux, M. (2023). Spinal mobilization force-time characteristics: A scoping literature review. *PLoS One*, *18*(11), e0289462. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0289462>
- Groeneweg, R., Rubinstein, S. M., Oostendorp, R. A. B., Ostelo, R. W. J. G., & van Tulder, M. W. (2017). Guideline for Reporting Interventions on Spinal Manipulative Therapy: Consensus on Interventions Reporting Criteria List for Spinal Manipulative Therapy (CIRCLe SMT). *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, *40*(2), 61-70. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2016.10.013>
- Gudavalli, M. R., Salisbury, S. A., Vining, R. D., Long, C. R., Corber, L., Patwardhan, A. G., & Goertz, C. M. (2015). Development of an attention-touch control for manual cervical distraction: a pilot randomized clinical trial for patients with neck pain. *Trials*, *16*, 259. <https://doi.org/10.1186/s13063-015-0770-6>
- Gupta, A., Stead, T., & Ganti, L. (2024). Determining a Meaningful R-squared Value in Clinical Medicine Academic Medicine & Surgery. *Academic Medicine & Surgery*. <https://doi.org/10.62186/001c.125154>
- Gyer, G., Michael, J., Inklebarger, J., & Ibne Alam, I. (2022). Effects of biomechanical parameters of spinal manipulation: A critical literature review. *Journal of Integrative Medicine*, *20*(1), 4-12. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joim.2021.10.002>
- Gyer, G., Michael, J., Inklebarger, J., & Tedla, J. S. (2019). Spinal manipulation therapy: Is it all about the brain? A current review of the neurophysiological effects of manipulation. *J Integr Med*, *17*(5), 328-337. <https://doi.org/10.1016/j.joim.2019.05.004>
- Haldeman, S., & Rubinstein, S. M. (1992). Compression fractures in patients undergoing spinal manipulative therapy. *J Manipulative Physiol Ther*, *15*(7), 450-454.
- Harvey, M. P., Wynd, S., Richardson, L., Dugas, C., & Descarreaux, M. (2011). Learning spinal manipulation: a comparison of two teaching models. *J Chiropr Educ*, *25*(2), 125-131. <https://doi.org/10.7899/1042-5055-25.2.125>
- Hawk, C., Schneider, M. J., Haas, M., Katz, P., Dougherty, P., Gleberzon, B., Killinger, L. Z., & Weeks, J. (2017). Best Practices for Chiropractic Care for Older Adults: A Systematic Review and Consensus Update. *J Manipulative Physiol Ther*, *40*(4), 217-229. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2017.02.001>
- Hawk, C., Whalen, W., Farabaugh, R. J., Daniels, C. J., Minkalis, A. L., Taylor, D. N., Anderson, D., Anderson, K., Crivelli, L. S., Cark, M., Barlow, E., Paris, D., Sarnat, R., & Weeks, J. (2020). Best Practices for Chiropractic Management of Patients with Chronic Musculoskeletal Pain: A Clinical Practice Guideline. *J Altern Complement Med*, *26*(10), 884-901. <https://doi.org/10.1089/acm.2020.0181>
- Hebert, J. J., Stomski, N. J., French, S. D., & Rubinstein, S. M. (2015). Serious Adverse Events and Spinal Manipulative Therapy of the Low Back Region: A Systematic Review of Cases. *J Manipulative Physiol Ther*, *38*(9), 677-691. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2013.05.009>
- Herregodts, S., Baets, P., Victor, J., & Verstraete, M. (2015). Use of Tekscan pressure sensors for measuring contact pressures in the human knee joint. *International Journal Sustainable Construction & Design*, *6*. <https://doi.org/10.21825/scad.v6i2.1123>
- Herzog, W. (2010). The biomechanics of spinal manipulation. *J Bodyw Mov Ther*, *14*(3), 280-286. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.03.004>
- Herzog, W., Kats, M., & Symons, B. (2001). The effective forces transmitted by high-speed, low-amplitude thoracic manipulation. *Spine (Phila Pa 1976)*, *26*(19), 2105-2110; discussion 2110-2101. <https://doi.org/10.1097/00007632-200110010-00012>
- Iwasaki, M., Maeda, I., Kokubo, Y., Tanaka, Y., Ueno, T., Takahashi, W., Watanabe, Y., & Hirano, H. (2022). Capacitive-Type Pressure-Mapping Sensor for Measuring Bite Force. *Int J Environ Res Public Health*, *19*(3). <https://doi.org/10.3390/ijerph19031273>

- Kirstukas, S. J., & Backman, J. A. (1999). Physician-applied contact pressure and table force response during unilateral thoracic manipulation. *J Manipulative Physiol Ther*, 22(5), 269-279. [https://doi.org/10.1016/s0161-4754\(99\)70059-x](https://doi.org/10.1016/s0161-4754(99)70059-x)
- Kokai, O., Kilbreath, S. L., McLaughlin, P., & Dylke, E. S. (2021). The accuracy and precision of interface pressure measuring devices: A systematic review. *Phlebology*, 36(9), 678-694. <https://doi.org/10.1177/02683555211008061>
- Kovanur Sampath, K., Mani, R., Cotter, J. D., & Tumilty, S. (2015). Measureable changes in the neuro-endocrinal mechanism following spinal manipulation. *Med Hypotheses*, 85(6), 819-824. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2015.10.003>
- Kovanur Sampath, K., Treffel, L., O, P. T., Rodi, J. D., Fleischmann, M., & Tumilty, S. (2024). Changes in biochemical markers following a spinal manipulation - a systematic review update. *J Man Manip Ther*, 32(1), 28-50. <https://doi.org/10.1080/10669817.2023.2252187>
- La Touche, R., París-Aleman, A., Mannheimer, J. S., Angulo-Díaz-Parreño, S., Bishop, M. D., López-Valverde-Centeno, A., von Piekartz, H., & Fernández-Carnero, J. (2013). Does mobilization of the upper cervical spine affect pain sensitivity and autonomic nervous system function in patients with cervico-craniofacial pain?: A randomized-controlled trial. *Clin J Pain*, 29(3), 205-215. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e318250f3cd>
- Lascurain-Aguirrebeña, I., Newham, D., & Critchley, D. J. (2016). Mechanism of Action of Spinal Mobilizations: A Systematic Review. *Spine (Phila Pa 1976)*, 41(2), 159-172. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000001151>
- Loyd, D. R., & Murphy, A. Z. (2009). The role of the periaqueductal gray in the modulation of pain in males and females: are the anatomy and physiology really that different? *Neural Plast*, 2009, 462879. <https://doi.org/10.1155/2009/462879>
- Maitland, G. D., Hengeveld, E., Banks, K., & English, K. (2005). Maitland's vertebral manipulation. (*No Title*).
- Malone, D. G., Baldwin, N. G., Tomecek, F. J., Boxell, C. M., Gaede, S. E., Covington, C. G., & Kugler, K. K. (2002). Complications of cervical spine manipulation therapy: 5-year retrospective study in a single-group practice. *Neurosurg Focus*, 13(6), ecp1. <https://doi.org/10.3171/foc.2002.13.6.8>
- Mercier, M. A., Rousseau, P., Funabashi, M., Descarreaux, M., & Pagé, I. (2021). Devices Used to Measure Force-Time Characteristics of Spinal Manipulations and Mobilizations: A Mixed-Methods Scoping Review on Metrologic Properties and Factors Influencing Use. *Front Pain Res (Lausanne)*, 2, 755877. <https://doi.org/10.3389/fpain.2021.755877>
- Mikhail, J., Funabashi, M., Descarreaux, M., & Pagé, I. (2020). Assessing forces during spinal manipulation and mobilization: factors influencing the difference between forces at the patient-table and clinician-patient interfaces. *Chiropractic & Manual Therapies*, 28(1), 57. <https://doi.org/10.1186/s12998-020-00346-1>
- Mikhail, J., Funabashi, M., Stéphane, S., Descarreaux, M., & Page, I. (2023). Investigation of the factors influencing spinal manipulative therapy force transmission through the thorax: a cadaveric study. *Chiropractic & Manual Therapies*, 31. <https://doi.org/10.1186/s12998-023-00493-1>
- Nim, C., Smith, N., Starmer, D., Wang, S., Choi, G., Alayed, A., AlShareef, J., Gnjjatic, A., Sloan, K., Wong, K., & Funabashi, M. (2024). The association between students' confidence and ability to modulate spinal manipulation force-time characteristics of specific target forces: a cross-sectional study. *Chiropractic & Manual Therapies*, 32(1), 34. <https://doi.org/10.1186/s12998-024-00557-w>
- Nougarou, F., Dugas, C., Loranger, M., Pagé, I., & Descarreaux, M. (2014). The role of preload forces in spinal manipulation: experimental investigation of kinematic and electromyographic responses in healthy adults. *J Manipulative Physiol Ther*, 37(5), 287-293. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.04.002>

- Novel. (2024). Mobile, conformable force sensors. In (pp. 4): Novel GmbH. *novel North America*. <https://www.novelusa.com/loadpad>
- Pasquier, M., Cheron, C., Dugas, C., Lardon, A., & Descarreaux, M. (2017). The Effect of Augmented Feedback and Expertise on Spinal Manipulation Skills: An Experimental Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 40(6), 404-410. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2017.03.010>
- Pasquier, M., Daneau, C., Marchand, A.-A., Lardon, A., & Descarreaux, M. (2019). Spinal manipulation frequency and dosage effects on clinical and physiological outcomes: a scoping review. *Chiropractic & Manual Therapies*, 27(1), 23. <https://doi.org/10.1186/s12998-019-0244-0>
- Randoll, C., Gagnon-Normandin, V., Tessier, J., Bois, S., Rustamov, N., O'Shaughnessy, J., Descarreaux, M., & Piché, M. (2017). The mechanism of back pain relief by spinal manipulation relies on decreased temporal summation of pain. *Neuroscience*, 349, 220-228. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2017.03.006>
- Rogers, C. M., & Triano, J. J. (2003). Biomechanical measure validation for spinal manipulation in clinical settings. *J Manipulative Physiol Ther*, 26(9), 539-548. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2003.08.008>
- Rungruangbaiyok, C., Azari, F., van Lenthe, H., Sloten, J., Tangtrakulwanich, B., & Chatpun, S. (2021). Finite Element Investigation of Fracture Risk Under Postero-Anterior Mobilization on a Lumbar Bone in Elderly With and Without Osteoporosis. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 41. <https://doi.org/10.1007/s40846-021-00607-1>
- Salom-Moreno, J., Ortega-Santiago, R., Cleland, J. A., Palacios-Ceña, M., Truyols-Domínguez, S., & Fernández-de-las-Peñas, C. (2014). Immediate Changes in Neck Pain Intensity and Widespread Pressure Pain Sensitivity in Patients With Bilateral Chronic Mechanical Neck Pain: A Randomized Controlled Trial of Thoracic Thrust Manipulation vs Non-Thrust Mobilization. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 37(5), 312-319. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.03.003>
- Schmid, A., Brunner, F., Wright, A., & Bachmann, L. M. (2008). Paradigm shift in manual therapy? Evidence for a central nervous system component in the response to passive cervical joint mobilisation. *Man Ther*, 13(5), 387-396. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.12.007>
- Schmitz, A., Lutterbey, G., von Engelhardt, L., von Falkenhausen, M., & Stoffel, M. (2005). Pathological cervical fracture after spinal manipulation in a pregnant patient. *J Manipulative Physiol Ther*, 28(8), 633-636. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.017>
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A., & Robertson, V. J. (2006). Manual forces applied during posterior-to-anterior spinal mobilization: a review of the evidence. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(4), 316-329. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2006.03.006>
- Squara, P., Scheeren, T., Aya, H., Bakker, J., Cecconi, M., Einav, S., Malbrain, M., Monnet, X., Reuter, D., Horst, I., & Saugel, B. (2021). Metrology part 1: definition of quality criteria. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 35. <https://doi.org/10.1007/s10877-020-00494-y>
- Sran, M. M., Khan, K. M., Zhu, Q., McKay, H. A., & Oxlund, T. R. (2004). Failure characteristics of the thoracic spine with a posteroanterior load: investigating the safety of spinal mobilization. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(21), 2382-2388. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000143110.59837.f2>
- Stainsby, B. E., Clarke, M. C., & Egonia, J. R. (2016). Learning spinal manipulation: A best-evidence synthesis of teaching methods. *J Chiropr Educ*, 30(2), 138-151. <https://doi.org/10.7899/jce-15-8>
- Sterling, M., Jull, G., & Wright, A. (2001). Cervical mobilisation: concurrent effects on pain, sympathetic nervous system activity and motor activity. *Manual Therapy*, 6(2), 72-81. <https://doi.org/https://doi.org/10.1054/math.2000.0378>
- Swait, G., & Finch, R. (2017). What are the risks of manual treatment of the spine? A scoping review for clinicians. *Chiropr Man Therap*, 25, 37. <https://doi.org/10.1186/s12998-017-0168-5>

- Tekscan. Is it Time To Replace Your Pressure Mapping Sensor? [Blog].
<https://www.tekscan.com/blog/pressure-mapping/it-time-replace-your-pressure-mapping-sensor>
- Tekscan. *Tekscan Technology*. Retrieved March 31 2025 from
<https://www.tekscan.com/company/technology>
- Tekscan. Video: Three Easy Ways to Calibrate your Pressure Mapping System [Video].
<https://www.tekscan.com/blog/pressure-mapping/video-three-easy-ways-calibrate-your-pressure-mapping-system>
- Tekscan®, Best Practices for Electrical Integration of the FlexiForce Sensor 2008, p. 11.
- Thomas, J., Murphy, T., Tran, S., Howarth, S. J., Starmer, D., & Funabashi, M. (2022). Characteristics of Forces at the Clinician-Patient and Patient-Table Interfaces During Thoracic Spinal Manipulation in Asymptomatic Adults Are Consistent With Deformable Body Models. *J Appl Biomech*, 38(1), 39-46. <https://doi.org/10.1123/jab.2021-0255>
- To, D., Tibbles, A., & Funabashi, M. (2020). Lessons learned from cases of rib fractures after manual therapy: a case series to increase patient safety. *J Can Chiropr Assoc*, 64(1), 7-15.
- Triano, J. J. (2001). Biomechanics of spinal manipulative therapy. *Spine J*, 1(2), 121-130.
[https://doi.org/10.1016/s1529-9430\(01\)00007-9](https://doi.org/10.1016/s1529-9430(01)00007-9)
- Triano, J. J., Descarreaux, M., & Dugas, C. (2012). Biomechanics--review of approaches for performance training in spinal manipulation. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 732-739.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.03.011>
- Vallières, M.-H., Doucet, C., Nougrou, F., Funabashi, M., & Pagé, I. (2025). Clinical feasibility of quantifying the force-time characteristics of spinal mobilizations in the preschool-age pediatric population. *European Journal of Integrative Medicine*, 102485.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.eujim.2025.102485>
- Vicenzino, B., Collins, D., Benson, H., & Wright, A. (1998). An investigation of the interrelationship between manipulative therapy-induced hypoalgesia and sympathoexcitation. *J Manipulative Physiol Ther*, 21(7), 448-453.
- Vicenzino, B., Collins, D., & Wright, A. (1996). The initial effects of a cervical spine manipulative physiotherapy treatment on the pain and dysfunction of lateral epicondylalgia. *Pain*, 68(1), 69-74. [https://doi.org/10.1016/s0304-3959\(96\)03221-6](https://doi.org/10.1016/s0304-3959(96)03221-6)
- Wilharm, A., Hurschler, C., Dermatas, T., & Bohnsack, M. (2013). Use of Tekscan K-scan sensors for retropatellar pressure measurement avoiding errors during implantation and the effects of shear forces on the measurement precision. *Biomed Res Int*, 2013, 829171.
<https://doi.org/10.1155/2013/829171>
- Wilson, D. C., Niosi, C. A., Zhu, Q. A., Oxland, T. R., & Wilson, D. R. (2006). Accuracy and repeatability of a new method for measuring facet loads in the lumbar spine. *J Biomech*, 39(2), 348-353.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.011>
- Wilson, P. M., Greiner, M. V., & Duma, E. M. (2012). Posterior rib fractures in a young infant who received chiropractic care. *Pediatrics*, 130(5), e1359-1362. <https://doi.org/10.1542/peds.2012-0372>
- Wirth, B., Gassner, A., de Bruin, E. D., Axén, I., Swanenburg, J., Humphreys, B. K., & Schweinhardt, P. (2019). Neurophysiological Effects of High Velocity and Low Amplitude Spinal Manipulation in Symptomatic and Asymptomatic Humans: A Systematic Literature Review. *Spine (Phila Pa 1976)*, 44(15), E914-e926. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000003013>
- Woolf, C. J. (1983). Evidence for a central component of post-injury pain hypersensitivity. *Nature*, 306(5944), 686-688. <https://doi.org/10.1038/306686a0>
- Woolf, C. J. (2011). Central sensitization: implications for the diagnosis and treatment of pain. *Pain*, 152(3 Suppl), S2-s15. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.09.030>

Wulf, G., Shea, C., & Lewthwaite, R. (2010). Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Med Educ*, 44(1), 75-84. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2923.2009.03421.x>

Zusman, M. (2011). Mechanism of mobilization. *Physical Therapy Reviews*, 16(4), 233-236. <https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000021>

Annexes

Annexe 1: Affiche d'un projet préliminaire présentant le développement des méthodes de calibrations



Influence de la procédure de calibration pour des capteurs de pression résistifs : une étude en laboratoire



Philippe Rousseau ^{1,2}, Nathaly Gaudreault ³, François Nougarou ⁴, Isabelle Pagé ^{2,5-6}

1. Département d'anatomie, UQTR ; 2. Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques, UQTR ; 3. Faculté de médecine et des sciences de la santé, Uds ; 4. Département de génie électrique et génie informatique, UQTR ; 5. Département de chiropratique, UQTR ; 6. Cirris

Introduction

La thérapie manuelle, est couramment pratiquée par divers prestataires de soins de santé, notamment les chiropraticiens et les physiothérapeutes.(1)

Bien que de nombreux chercheurs aient mesuré les caractéristiques force-temps de la thérapie manuelle (2-3), une étude récente a souligné le manque de standardisation entre les études et le peu de considération des propriétés métrologiques des appareils utilisés.(4)

Les matrices de capteurs de pression résistifs constitue une avenue intéressante puisqu'elles sont minces et flexibles. Toutefois, il n'existe pas de guide concernant la calibration dans le contexte d'une étude clinique.

Objectif

Évaluer l'impact de la procédure de calibration sur sa justesse, en particulier (1) le choix de la force utilisée et (2) le site de calibration.

Méthodologie

Un appareil mécanique utilisant un moteur servolinéaire a été utilisé pour simuler un total de 36 thérapies manuelles de 6 doses différentes (Fig 1).

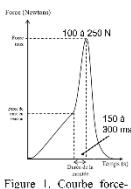


Figure 1. Courbe force-temps de référence.

L'embout de l'appareil était aligné sur une portion de la matrice de capteurs résistifs (Gripsystem®, Tekscan®, É-U), lui-même positionné sur un capteur précalibré (Loadpad®, Novel®, É-U) (Fig 2).

L'ensemble reposait sur un mannequin de forme et raideur simulant un torse humain. Des tests ont été faits sur différents sites sur le mannequin.



Figure 2. Montage expérimental

Références

1. Lystad et al. Service utilisation trends in the manual therapy professions within the Australian private healthcare setting between 2008 and 2017. *Chiropractic & Manual Therapies*. 2020;28(1):49.
2. Gorell et al. Spinal manipulation characteristics: a scoping literature review of force-time characteristics. *Chiropractic & Manual Therapies*. 2023;31(1):36.
3. Gorell et al. Spinal mobilization force-time characteristics: A scoping literature review. *PLoS One*. 2023;18(11):e0289462.
4. Mercier et al. Devices Used to Measure Force-Time Characteristics of Spinal Manipulations and Mobilizations: A Mixed-Methods Scoping Review on Metrologic Properties and Factors Influencing Use. *Front Pain Res*. 2021;2:555877.

Analyse

Pour calibrer les niveaux de quantification de 0 à 255 du capteur Tekscan® en valeurs de Newtons, les signaux des deux systèmes ont (1) été superposés à l'aide d'un polynôme du 1^{er} ordre, puis (2) un algorithme d'ajustement de courbe a été appliqué pour créer un modèle de calibration.

Pour évaluer l'impact de la force utilisée sur la justesse de la calibration, une dose de thérapies manuelles a été utilisée pour calibrer puis appliquer aux autres essais. Le même processus a été effectué avec d'autres doses.

Pour évaluer l'impact de la surface, les modèles de calibration créés sur le site principal ont été appliqués sur les essais effectués à d'autres sites du mannequin.

Résultats

Le modèle de calibration montrant la plus grande justesse est celui créé par la dose de force la plus élevée et la plus rapide (Fig 3).

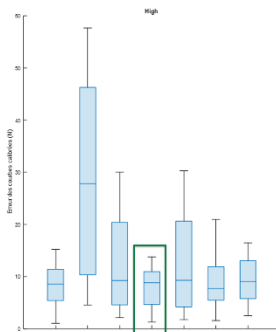


Figure 3. Erreurs de force entre les données calibrées du capteur Tekscan® et le Loadpad®. L'utilisation de la courbe de 250 N de force et d'une durée de montée de 150 ms a montrée une justesse plus élevée lorsqu'appliquée aux autres essais.

De plus, l'application des modèles de calibration créés par les essais sur l'épaule du mannequin ont résulté en une justesse moindre lorsqu'appliqués sur des essais effectués sur d'autres sites (Fig 4).

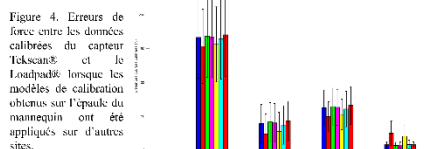


Figure 4. Erreurs de force entre les données calibrées du capteur Tekscan® et le Loadpad® lorsque les modèles de calibration obtenus sur l'épaule du mannequin ont été appliqués sur d'autres sites.

Discussion

Le choix de la dose de calibration des capteurs résistifs influence significativement la justesse des valeurs obtenues pour les essais expérimentaux.

Les résultats montrent que l'essai utilisé pour développer le modèle de calibration doit atteindre minimalement la force maximale des essais expérimentaux.

Bien que la ressemblance entre la durée de montée de l'essai utilisé pour le modèle de calibration et celui des essais expérimentaux semblent moins influencer la justesse des données, une durée similaire devrait être priorisée.

Le lieu sur lequel l'essai utilisé pour développer le modèle de calibration influence grandement la justesse de la calibration. L'essai utilisé pour la calibration devrait être effectué sur le même site que les essais expérimentaux.

La justesse de la calibration de capteurs résistifs est dépendante de la similarité entre l'essai de calibration et les essais expérimentaux !

Conclusion

Les chercheurs utilisant des capteurs de pression de type résistif doivent s'assurer de calibrer leurs capteurs dans un contexte se rapprochant le plus des essais expérimentaux.

La procédure de calibration doit être rapportée dans les études futures afin d'évaluer la validité des résultats.

Des questions ?

Contactez la chercheuse principale : Isabelle.Page@UQTR.ca

Financement



Annexe 2: Tableau des résultats complets de la médiane des R² pour chaque dose dans chaque contexte de mesure (médiane ± ESM (95%CI))

Device	Calibration	Site	Tip size	Dose 1	Dose 2	Dose 3	Dose 4	Dose 5	Dose 6	
FSTT® system	Industrial	Directly on table	Small	0,9775±0,0014 (0,9749-0,9804)	0,9869±0,0008 (0,9856-0,9897)	0,9968±0,0003 (0,9962-0,9976)	0,9960±0,0002 (0,9955-0,9968)	0,9961±0,0002 (0,9958-0,9965)	0,9895±0,0003 (0,9887-0,9900)	
			Large	0,9709±0,0005 (0,9695-0,9717)	0,9842±0,0002 (0,9836-0,9849)	0,9962±0,0001 (0,9959-0,9963)	0,9960±0,0001 (0,9958-0,9962)	0,9956±0,0001 (0,9954-0,9959)	0,9892±0,0001 (0,9890-0,9895)	
		On the manikin	Small	0,2376±0,0132 (0,2345-0,2417)	0	0	0,1803±0,0044 (0,1755-0,1817)	0,6508±0,0006 (0,6487-0,6531)	0,6614±0,0006 (0,6595-0,6641)	
			Large	0,2623±0,0033 (0,2555-0,2670)	0	0	0,1712±0,0016 (0,1645-0,1737)	0,6374±0,0019 (0,6352-0,6408)	0,6542±0,0010 (0,6504-0,6559)	
		Context-specific	Directly on table	Small	0,9969±0,0007 (0,9966-0,9970)	0,9983±0,0005 (0,9974-0,9985)	0,9972±0,0004 (0,9965-0,9978)	0,9985±0,0002 (0,9981-0,9985)	0,9987±0,0001 (0,9986-0,9988)	0,9948±0,0001 (0,9944-0,9952)
				Large	0,9974±0,0000 (0,9973-0,9974)	0,9978±0,0001 (0,9976-0,9979)	0,9975±0,0000 (0,9973-0,9976)	0,9984±0,0000 (0,9984-0,9984)	0,9988±0,0000 (0,9987-0,9989)	0,9950±0,0001 (0,9949-0,9952)
			On the manikin	Small	0,9516±0,0008 (0,9503-0,9524)	0,8742±0,0013 (0,8712-0,8771)	0,8924±0,0017 (0,8903-0,8953)	0,9590±0,0228 (0,9568-0,9595)	0,9926±0,0001 (0,9925-0,9928)	0,9951±0,0001 (0,9948-0,9954)
				Large	0,9658±0,0006 (0,9642-0,9662)	0,8943±0,0043 (0,8807-0,9004)	0,9129±0,0015 (0,9094-0,9150)	0,9667±0,0007 (0,9637-0,9678)	0,9930±0,0005 (0,9928-0,9932)	0,9950±0,0001 (0,9945-0,9953)
	Dose-specific	Directly on table	Small	0,9973±0,0007 (0,9969-0,9973)	0,9991±0,0003 (0,9988-0,9991)	0,9996±0,0001 (0,9993-0,9997)	0,9991±0,0001 (0,9990-0,9992)	0,9988±0,0001 (0,9987-0,9989)	0,9950±0,0002 (0,9946-0,9955)	
			Large	0,9976±0,0000 (0,9975-0,9978)	0,9991±0,0000 (0,9991-0,9991)	0,9997±0,0000 (0,9996-0,9996)	0,9992±0,0000 (0,9992-0,9993)	0,9989±0,0000 (0,9988-0,9990)	0,9954±0,0001 (0,9952-0,9956)	
		On the manikin	Small	0,9860±0,0003 (0,9856-0,9863)	0,9786±0,0002 (0,9782-0,9791)	0,9832±0,0001 (0,9828-0,9835)	0,9891±0,0235 (0,9889-0,9893)	0,9933±0,0000 (0,9932-0,9934)	0,9957±0,0001 (0,9954-0,9959)	
			Large	0,9846±0,0005 (0,9835-0,9853)	0,9770±0,0009 (0,9758-0,9778)	0,9825±0,0002 (0,9823-0,9830)	0,9882±0,0001 (0,9880-0,9888)	0,9934±0,0004 (0,9932-0,9936)	0,9957±0,0001 (0,9953-0,9960)	
	Loadpad®	Industrial	Directly on table	Small	0,9505±0,0039 (0,9488-0,9539)	0,9717±0,0009 (0,9705-0,9733)	0,9764±0,0233 (0,9760-0,9776)	0,9761±0,0014 (0,9754-0,9770)	0,9688±0,0231 (0,9675-0,9700)	0,9470±0,0007 (0,9452-0,9480)
				Large	0,8514±0,0028 (0,8467-0,8572)	0,8917±0,0057 (0,8871-0,8964)	0,9446±0,0031 (0,9430-0,9478)	0,9542±0,0025 (0,9532-0,9551)	0,9612±0,0006 (0,9581-0,9620)	0,9374±0,0011 (0,9357-0,9397)
			On the manikin	Small	0,9705±0,0027 (0,9693-0,9736)	0,9576±0,0018 (0,9545-0,9611)	0,9727±0,0058 (0,9722-0,9731)	0,9840±0,0061 (0,9833-0,9843)	0,9589±0,0004 (0,9581-0,9595)	0,9377±0,0005 (0,9353-0,9387)
				Large	0,9377±0,0063 (0,9283-0,9448)	0,9114±0,0056 (0,9033-0,9182)	0,9597±0,0088 (0,9355-0,9611)	0,9808±0,0051 (0,9798-0,9820)	0,9742±0,0088 (0,9734-0,9748)	0,9566±0,0113 (0,9549-0,9583)
Context-specific		Directly on table	Small	0,9901±0,0015 (0,9896-0,9907)	0,9640±0,0013 (0,9623-0,9659)	0,9489±0,0227 (0,9478-0,9517)	0,9775±0,0007 (0,9767-0,9788)	0,9946±0,0237 (0,9932-0,9953)	0,9816±0,0004 (0,9805-0,9827)	
			Large	0,9747±0,0008 (0,9733-0,9780)	0,9927±0,0054 (0,9924-0,9929)	0,9720±0,0028 (0,9700-0,9743)	0,9866±0,0022 (0,9859-0,9869)	0,9950±0,0002 (0,9945-0,9956)	0,9843±0,0005 (0,9823-0,9848)	
		On the manikin	Small	0,8608±0,0051 (0,8556-0,8665)	0,7272±0,0029 (0,7145-0,7364)	0,8703±0,0056 (0,8650-0,8747)	0,9315±0,0056 (0,9295-0,9348)	0,9827±0,0006 (0,9806-0,9852)	0,9816±0,0010 (0,9650-0,9719)	
			Large	0,8836±0,0072 (0,8734-0,8912)	0,7657±0,0067 (0,7511-0,7793)	0,8582±0,0087 (0,8376-0,8648)	0,9306±0,0051 (0,9284-0,9332)	0,9852±0,0087 (0,9834-0,9862)	0,9701±0,0114 (0,9668-0,9744)	

	Dose-specific	Directly on table	Small	0,9915±0,0017 (0,9907-0,9920)	0,9926±0,0003 (0,9923-0,9933)	0,9936±0,0236 (0,9933-0,9936)	0,9941±0,0005 (0,9938-0,9942)	0,9947±0,0237 (0,9936-0,9953)	0,9820±0,0005 (0,9808-0,9834)
			Large	0,9919±0,0019 (0,9912-0,9927)	0,9927±0,0050 (0,9917-0,9931)	0,9950±0,0029 (0,9948-0,9953)	0,9949±0,0024 (0,9948-0,9952)	0,9954±0,0001 (0,9950-0,9959)	0,9841±0,0006 (0,9827-0,9858)
		On the manikin	Small	0,9847±0,0028 (0,9838-0,9859)	0,9896±0,0020 (0,9892-0,9898)	0,9791±0,0065 (0,9787-0,9793)	0,9856±0,0064 (0,9850-0,9864)	0,9829±0,0006 (0,9811-0,9850)	0,9657±0,0012 (0,9639-0,9741)
			Large	0,9828±0,0059 (0,9821-0,9837)	0,9874±0,0057 (0,9867-0,9879)	0,9808±0,0101 (0,9515-0,9814)	0,9888±0,0057 (0,9884-0,9890)	0,9859±0,0089 (0,9845-0,9868)	0,9645±0,0109 (0,9605-0,9728)
GripSystem™	Context-specific	Directly on table	Small	0,4651±0,0424 (0,4312-0,7273)	0,4167±0,0404 (0,3356-0,5557)	0,3636±0,0340 (0,2975-0,4063)	0,8335±0,0135 (0,7916-0,8536)	0,9837±0,0211 (0,9728-0,9862)	0,9700±0,0171 (0,9265-0,9844)
			Large	0,4487±0,0313 (0,3842-0,5160)	0,4022±0,0287 (0,3275-0,4498)	0,3636±0,0340 (0,2975-0,4063)	0,8904±0,0065 (0,8838-0,8947)	0,9206±0,0043 (0,9089-0,9318)	0,9622±0,0022 (0,9606-0,9639)
		On the manikin	Small	0,9239±0,0204 (0,8478-0,9524)	0,8206±0,0138 (0,7211-0,8369)	0,8012±0,0047 (0,7909-0,8178)	0,9479±0,0067 (0,9256-0,9893)	0,9914±0,0002 (0,9911-0,9917)	0,9762±0,0008 (0,9754-0,9775)
			Large	0	0	0,6450±0,0133 (0,6008-0,7164)	0,8488±0,0029 (0,8414-0,8571)	0,8980±0,0009 (0,8963-0,9039)	0,8448±0,0024 (0,8369-0,8508)
	Dose-specific	Directly on table	Small	0,7310±0,0490 (0,6805-0,8006)	0,9213±0,0397 (0,8179-0,9315)	0,9590±0,0069 (0,9541-0,9698)	0,9488±0,0188 (0,8712-0,9578)	0,9846±0,0216 (0,9797-0,9882)	0,9813±0,0153 (0,9446-0,9865)
			Large	0,8407±0,0164 (0,7914-0,8534)	0,5976±0,0138 (0,5917-0,6386)	0,6582±0,0148 (0,6054-0,6894)	0,8933±0,0075 (0,8811-0,9053)	0,9399±0,0028 (0,9318-0,9470)	0,9545±0,0016 (0,9461-0,9580)
		On the manikin	Small	0,9467±0,0045 (0,9281-0,9583)	0,9833±0,0013 (0,9795-0,9852)	0,9850±0,0003 (0,9843-0,9857)	0,9738±0,0014 (0,9689-0,9801)	0,9920±0,0002 (0,9916-0,9923)	0,9806±0,0008 (0,9446-0,9812)
			Large	0,8331±0,0038 (0,8258-0,8420)	0,9222±0,0016 (0,9186-0,9264)	0,9320±0,0015 (0,9276-0,9360)	0,9538±0,0012 (0,9512-0,9557)	0,9015±0,0010 (0,9001-0,9061)	0,8452±0,0025 (0,8373-0,8522)
25 PSI Medicalsensor®	Context-specific	Directly on table	Small	0,9182±0,0061 (0,9099-0,9241)	0,7903±0,0138 (0,7055-0,8401)	0,6809±0,0083 (0,6532-0,6892)	0,8956±0,0044 (0,8745-0,9065)	0,9900±0,0006 (0,9875-0,9917)	0,9750±0,0011 (0,9711-0,9781)
			Large	0,7000±0,0113 (0,6918-0,7272)	0,4913±0,0234 (0,3793-0,5854)	0,6640±0,0103 (0,6360-0,6880)	0,8869±0,0046 (0,8729-0,9041)	0,9860±0,0005 (0,9838-0,9881)	0,9597±0,0013 (0,9571-0,9641)
		On the manikin	Small	0,92950,0072 (0,9049-0,9351)	0,6984±0,0114 (0,6796-0,7619)	0,8398±0,0129 (0,8237-0,8517)	0,9339±0,0062 (0,9250-0,9486)	0,9817±0,0016 (0,9771-0,9845)	0,9600±0,0017 (0,9561-0,9652)
			Large	0,5756±0,0204 (0,5418-0,6042)	0,4765±0,0161 (0,4268-0,4980)	0,8261±0,0106 (0,8044-0,8331)	0,9368±0,0040 (0,9209-0,9447)	0,9768±0,0005 (0,9752-0,9787)	0,9502±0,0013 (0,9447-0,9539)
	Dose-specific	Directly on table	Small	0,9602±0,0015 (0,9546-0,9659)	0,9712±0,0015 (0,9643-0,9745)	0,9781±0,0004 (0,9779-0,9786)	0,9818±0,0006 (0,9792-0,9828)	0,9900±0,0005 (0,9881-0,9915)	0,9776±0,0012 (0,9735-0,9805)
			Large	0,9653±0,0014 (0,9634-0,9661)	0,9683±0,0019 (0,9627-0,9688)	0,9736±0,0008 (0,9731-0,9741)	0,9793±0,0006 (0,9784-0,9807)	0,9854±0,0005 (0,9826-0,9872)	0,9657±0,0013 (0,9637-0,9684)
		On the manikin	Small	0,9006±0,0059 (0,8965-0,9523)	0,9740±0,0027 (0,9548-0,9752)	0,9717±0,0014 (0,9654-0,9733)	0,9801±0,0007 (0,9792-0,9828)	0,9826±0,0015 (0,9776-0,9848)	0,9637±0,0015 (0,9595-0,9672)
			Large	0,9627±0,0012 (0,9586-0,9666)	0,9697±0,0007 (0,9678-0,9714)	0,9677±0,0010 (0,9652-0,9708)	0,9803±0,0005 (0,9774-0,9827)	0,9767±0,0005 (0,9746-0,9780)	0,9526±0,0012 (0,9475-0,9586)
75 PSI Medicalsensor®	Context-specific	Directly on table	Small	0,9287±0,0018 (0,9249-0,9315)	0,8012±0,0067 (0,7901-0,8421)	0,6910±0,0090 (0,6798-0,7092)	0,9059±0,0030 (0,8959-0,9201)	0,9917±0,0005 (0,9898-0,9925)	0,9701±0,0014 (0,9621-0,9724)
			Large	0,6328±0,0167 (0,6082-0,7044)	0,0714±0,0273 (0,0150-0,2320)	0,0154±0,0226 (0,0011-0,0399)	0,7185±0,0064 (0,6927-0,7318)	0,9832±0,0007 (0,9816-0,9848)	0,9546±0,0015 (0,9493-0,9571)
		On the manikin	Small	0,6088±0,0271 (0,5772-0,7089)	0,7854±0,0590 (0,4909-0,8367)	0,8649±0,0609 (0,6998-0,9738)	0,8897±0,0292 (0,6901-0,9376)	0,9646±0,0045 (0,9599-0,9710)	0,9451±0,0033 (0,9392-0,9492)
			Large	0,9231±0,0039 (0,9064-0,9310)	0,8384±0,0086 (0,8022-0,8649)	0,6737±0,0331 (0,4711-0,8168)	0,9195±0,0049 (0,9129-0,9382)	0,9894±0,0005 (0,9885-0,9910)	0,9720±0,0021 (0,9619-0,9766)
			Small	0,9682±0,0007	0,9763±0,0003	0,9792±0,0007	0,9794±0,0004	0,9909±0,0005	0,9757±0,0015

	Dose-specific	Directly on table		(0,9673-0,9710)	(0,9757-0,9779)	(0,9778-0,9801)	(0,9790-0,9803)	(0,9900-0,9928)	(0,9674-0,9802)
			Large	0,9365±0,0016 (0,9304-0,9384)	0,9614±0,0013 (0,9580-0,9620)	0,9661±0,0011 (0,9645-0,9679)	0,9659±0,0004 (0,9651-0,9669)	0,9877±0,0006 (0,9859-0,9900)	0,9618±0,0016 (0,9578-0,9683)
		On the manikin	Small	0,9705±0,0040 (0,9657-0,9736)	0,9175±0,0059 (0,9095-0,9598)	0,8920±0,0100 (0,8861-0,9158)	0,9449±0,0064 (0,9376-0,9541)	0,9594±0,0039 (0,9541-0,9667)	0,9448±0,0045 (0,9285-0,9562)
			Large	0,9550±0,0062 (0,9186-0,9568)	0,9619±0,0018 (0,9590-0,9740)	0,9562±0,0059 (0,9281-0,9690)	0,9822±0,0006 (0,9805-0,9835)	0,9894±0,0005 (0,9877-0,9910)	0,9732±0,0020 (0,9633-0,9785)

Annexe 3 : Tableau des résultats complets de la médiane des %diff pour chaque dose dans chaque contexte de mesure (médiane ± ESM (95%CI))

Device	Calibration	Site	Tip size	Dose 1	Dose 2	Dose 3	Dose 4	Dose 5	Dose 6	
FSTT® system	Industrial	Directly on table	Small	5,4266±0,2582 (5,2022-5,7861)	4,9512±0,1609 (4,5037-5,1824)	2,0347±0,1035 (1,773-2,2031)	2,1000±0,1028 (1,7922-2,2360)	3,8761±0,0807 (3,6327-4,0280)	1,0763±0,0596 (0,9130-1,1402)	
			Large	5,4585 ±0,0680 (5,2987-5,5763)	4,2659±0,0509 (4,1440-4,3413)	1,9261±0,0215 (1,8939-2,0100)	1,9582±0,0206 (1,8839-2,0115)	3,7011±0,0178 (3,6114-3,7473)	0,7447±0,0175 (0,7146-0,7947)	
		On the manikin	Small	61,4278±1,2662 (61,2782- 61,5581)	61,4631±0,0514 (61,398-61,5495)	57,7462±0,0502 (57,609657,8366)	56,6355±0,3940 (56,5792-56,7142)	50,0183±0,0485 (49,9440-50,1854)	48,4492±0,0525 (48,2759-48,6161)	
			Large	61,4278±1,2662 (61,2782-61,5581)	62,0232±0,1390 (61,7857-62,4136)	57,8669±0,0540 (57,6457-57,9949)	56,6413±0,0594 (56,4281-56,7277)	51,4035±0,1398 (51,053-51,6853)	49,2174±0,0821 (49,1225-49,5520)	
		Context-specific	Directly on table	Small	1,8101±0,2629 (1,4467-2,0423)	0,9211±0,1637 (0,6848-1,3783)	2,0562±0,1054 (1,8838-2,3237)	2,0166±0,1048 (1,8793-2,3307)	0,5975±0,0403 (0,4689-0,6585)	2,5293±0,0681 (2,4640-2,6964)
				Large	2,1304±0,0690 (2,0086-2,2912)	1,8349±0,0516 (1,7583-1,9574)	1,9491±0,0217 (1,8636-1,9807)	1,9514±0,0209 (1,8975-2,0270)	,5855±0,0181 (0,4943-0,6323)	2,6011±0,0178 (2,5505-2,6321)
			On the manikin	Small	11,2136±0,3386 (10,9139-11,4731)	15,8229±0,1049 (15,6845-15,9927)	10,7389±0,1024 (10,4607-10,9238)	8,1093±1,6585 (7,9954-8,2678)	3,7139±0,0973 (3,3778-3,8607)	7,0381±0,1053 (6,7029-7,3847)
				Large	6,2372±0,2024 (5,7064-7,0231)	14,4260±0,2913 (13,9336-15,2475)	8,3881±0,1132 (7,9241-8,6557)	5,5095±0,1232 (5,0679-5,6914)	3,9054±0,2150 (3,3910-4,5612)	8,5746±0,1698 (7,8835-8,7709)
	Dose-specific	Directly on table	Small	0,7907±0,2411 (0,5201-0,9962)	0,9815±0,0790 (0,7718-1,1735)	0,5651±0,0517 (0,4111-0,6896)	0,3428±0,0897 (0,2131-0,7331)	1,1421±0,0711 (0,8956-1,2960)	4,1239±0,0690 (4,0576-4,2933)	
			Large	0,5348±0,0496 (0,4653-0,6813)	0,2318±0,0378 (0,2028-0,3181)	0,4942±0,0213 (0,4632-0,5778)	0,1301±0,0086 (0,0986-0,1586)	1,3295±0,0179 (1,2391-1,3760)	4,3830±0,0181 (4,3316-4,4145)	
		On the manikin	Small	3,2690±0,1785 (2,9847-3,8252)	2,4299±0,0961 (2,2314-2,5861)	3,8161±0,1108 (3,6135-4,1188)	2,7355±1,8469 (2,6073-2,8211)	2,6446±0,0957 (2,3140-2,7888)	8,9814±0,1080 (8,6378-9,3371)	
			Large	3,3488±0,1745 (2,7179-3,8878)	3,3862±0,2114 (2,4520-3,8655)	3,1162±0,1140 (2,8337-3,6086)	3,6188±0,1204 (3,4243-4,0852)	3,2833±0,2079 (2,7760-4,0226)	9,4844±0,1725 (8,7821-9,6838)	
	Loadpad®	Industrial	Directly on table	Small	13,1545±0,3164 (12,5396-13,3450)	9,3483±0,1114 (9,1362-9,5801)	9,5975±2,1519 (9,4092-9,8878)	11,0504±0,2113 (10,8137-11,1502)	17,0127±1,9774 (16,8601-17,1511)	15,9029±0,0287 (15,8144-15,9676)
				Large	20,9642±0,2257 (20,8274-21,1983)	15,7336±0,1273 (15,5813-15,8840)	12,6717 ±0,0529 (12,4790-12,8727)	14,0958 ±0,0359 (13,9776-14,2780)	17,6055 ±0,0427 (17,5425-17,6806)	16,6424 ±0,0621 (16,5374-16,9144)
			On the manikin	Small	4,3196±0,1191 (4,0407-4,5928)	3,4912±0,1109 (3,1422-3,6296)	8,3783±0,0940 (8,1114-8,5592)	8,5303±0,0931 (8,3635-9,0029)	20,7848±0,0421 (20,6598-20,8494)	18,3823±0,0669 (18,2108-18,6117)
				Large	8,5914±0,2085 (7,9107-8,9555)	8,0755±0,1718 (7,5544-8,3550)	1,9318±0,0911 (1,7468-2,0773)	2,2072±0,0899 (1,9954-2,4060)	15,6107±0,1062 (15,3617-15,8383)	12,2648±0,3611 (12,1031-12,4509)
Context-specific			Directly on table	Small	1,8107±0,2845 (1,4978-2,4294)	6,9580±0,1312 (6,6850-7,2079)	6,5996±2,2240 (6,2540-6,8163)	4,8983±0,1278 (4,7802-5,1784)	1,9821±2,3441 (1,8012-2,1461)	0,6047±0,0341 (0,4996-0,6820)
				Large	4,7529±0,1327 (4,5690-5,2231)	2,3476±0,0994 (2,1862-2,5327)	6,0924±0,0643 (5,8483-6,3265)	4,3862±0,0437 (4,1642-4,5304)	0,2807±0,0448 (0,1864-0,4223)	1,3616±0,0737 (1,0305-1,4893)
			On the manikin	Small	19,3972±0,5862 (18,8309-19,8093)	20,5248±0,1298 (20,1166-20,6870)	6,8612±0,1098 (6,6498-7,1731)	6,8398±0,1100 (6,2815-7,0369)	7,1001±0,0500 (6,9514-7,1766)	3,9925±0,0803 (3,7861-4,2677)
				Large	16,7872±0,2375 (16,0090-17,2066)	18,7746±0,1929 (18,1894-19,0878)	8,7768±0,1356 (8,5363-9,2500)	8,5177±0,1020 (8,2927-8,7576)	5,7782±0,1210 (5,4944-6,0371)	1,9547±0,4131 (1,7689-2,1673)
Dose-specific		Directly on table	Small	1,1346±0,3117 (1,0386-1,2342)	1,1756±0,0526 (0,9438-1,3253)	2,7491±2,3580 (2,5429-3,0675)	2,5735±0,2351 (2,3099-2,6849)	2,8964±2,3200 (2,7173-3,0586)	1,6340±0,0349 (1,5549-1,7415)	
			Large	2,8696±0,2791	2,2139±0,0940	1,0496±0,0347	1,0299±0,0273	1,0569±0,0439	4,6857±0,0783	

				(2,5670-3,0463)	(2,0458-2,3835)	(0,9451-1,1075)	(0,9881-1,0831)	(0,9811-1,1470)	(4,3426-4,8180)
		On the manikin	Small	2,5367±0,1805 (2,2034-2,9936)	3,3427±0,1080 (3,2067-3,6816)	6,0045±0,1020 (5,7149-6,2041)	4,6514±0,1000 (4,4723-5,1587)	7,7811±0,0498 (7,6326-7,8574)	2,0429±0,0816 (1,8332-2,3227)
			Large	2,6260±0,1861 (2,2862-3,2584)	3,6903±0,1610 (3,4296-4,1786)	5,5171±0,1225 (5,0879-5,7332)	5,4368±0,0900 (5,2255-5,6350)	7,8303±0,1187 (7,5518-8,0843)	3,5521±0,2749 (3,2979-3,7869)
Gripsystem™	Context-specific	Directly on table	Small	36,8875±2,6795 (21,6514-40,3041)	38,0770±1,8948 (26,0270-43,3678)	33,9259±1,1494 (32,6046-35,1240)	15,8456±1,3754 (11,9337-21,0301)	3,8610±1,9509 (2,5826-8,3580)	10,0592±1,7307 (3,4696-10,6812)
			Large	39,2186±1,3162 (35,2869-41,1427)	36,2875±1,0827 (34,0004-39,0864)	77,6863±3,7355 (59,1152-91,4416)	18,1439±1,2575 (10,0222-20,8663)	26,7215±1,2178 (24,5241-29,2861)	15,1951±1,1332 (8,5335-18,2936)
		On the manikin	Small	14,0001±1,3514 (8,0440-20,8310)	21,1624±0,8133 (20,0867-25,1002)	15,1982±0,2951 (14,4903-16,1385)	9,8281±0,7552 (5,1055-12,0201)	2,0598±0,3426 (1,6967-2,5644)	3,5004±0,4564 (2,3759-3,9275)
			Large	60,5310±1,7644 (56,6108-64,6482)	51,4524±0,7994 (50,2609-53,6773)	13,1942±0,5256 (10,2495-14,4964)	10,6938±0,3187 (9,8603-11,3615)	9,2550±0,3138 (8,7295-9,9813)	12,8384±0,4420 (12,3531-14,3319)
	Dose-specific	Directly on table	Small	19,8941±3,4457 (16,9151-24,7658)	8,6478±2,1108 (7,5537-16,8973)	6,2850±0,7964 (5,4439-7,2127)	9,6475±1,4727 (5,7278-12,9334)	1,9711±2,0483 (1,5010-5,9297)	11,1745±1,3977 (7,3734-16,3175)
			Large	17,9474±0,7414 (14,9861-19,3112)	28,0822±0,4885 (25,3357-29,1543)	21,0220±0,3612 (19,8063-21,9549)	20,0392±1,3692 (11,8073-22,7233)	21,1328±1,1506 (19,0569-23,5564)	27,9805±1,6817 (20,4400-31,4878)
		On the manikin	Small	9,6664±0,8444 (4,6548-14,4925)	5,8123±0,6118 (2,6977-6,6637)	4,1548±0,2169 (3,3555-4,7583)	5,1904±0,8829 (3,1606-13,9382)	1,6378±0,3842 (1,2703-3,0033)	2,1148±0,3448 (1,8179-2,3865)
			Large	8,4583±0,8524 (6,4173-10,3852)	9,2114±0,4584 (7,9361-9,8909)	8,6537±0,4753 (7,6097-11,0142)	5,8413±0,3652 (5,2890-6,5302)	10,9859±0,3090 (10,4683-11,7011)	9,4858±0,4646 (8,9756-11,0554)
25 PSI Medalsen sor®	Context-specific	Directly on table	Small	10,7440±0,7638 (9,0657-12,2264)	20,6477±0,6935 (18,3328-24,6919)	22,2314±0,2332 (21,8566-22,7083)	15,0028±0,4014 (14,0801-16,9829)	3,5240±0,0449 (3,4338-3,6285)	3,3749±0,0489 (3,2401-3,4676)
			Large	28,3782±0,8072 (26,2818-28,6555)	31,8585±0,8429 (28,5528-35,3797)	20,7002±0,3746 (19,8221-21,6095)	13,4699±0,4045 (12,1047-14,7442)	1,5318±0,1874 (1,0629-2,2724)	5,1609±0,1960 (4,7240-5,4652)
		On the manikin	Small	5,1375±1,2612 (4,2297-9,2131)	23,5471±0,8256 (17,5185-24,8744)	12,0209±0,8181 (9,6287-13,7229)	8,7143±0,8001 (5,8285-10,2861)	5,4606±0,4022 (4,7876-7,8972)	2,7508±0,6281 (1,3827-7,7324)
			Large	34,4670±0,9163 (33,8167-35,8853)	30,9919±0,5133 (30,4883-32,8192)	11,6016±0,4301 (11,3416-12,8079)	8,0127±0,3829 (6,8739-9,5263)	6,7092±0,2356 (6,0026-8,0382)	8,0404±0,2460 (7,4054-9,0512)
	Dose-specific	Directly on table	Small	11,9477±0,5919 (10,7989-13,2480)	8,7954±0,5076 (5,7868-10,5178)	6,3406±0,1774 (5,9780-6,6259)	6,5603±0,3211 (4,9732-7,2998)	5,0681±0,0442 (4,9792-5,1709)	0,2342±0,0325 (0,1533-0,3201)
			Large	8,3388±0,5542 (8,1497-9,7793)	9,1613±0,5800 (6,7382-11,4361)	7,4758±0,2883 (6,7760-8,1516)	7,4341±0,3259 (6,4072-8,5340)	3,7334±0,1837 (3,2737-4,4595)	0,5517±0,1587 (0,3802-0,9251)
		On the manikin	Small	21,5737±1,2420 (14,0544-21,9307)	6,2896±0,6160 (5,2989-10,7872)	5,7367±0,4420 (4,2791-7,7845)	5,6507±0,4271 (4,3012-8,1284)	5,8055±0,3771 (5,1391-7,4235)	2,8654±0,5119 (1,8646-6,2245)
			Large	13,8838±0,5709 (12,9996-14,2896)	11,3562±0,3555 (10,0909-11,7049)	11,5303±0,3542 (10,5378-11,7447)	9,8461±0,3197 (8,5822-10,7970)	7,9415±0,2340 (7,2398-9,2613)	5,3871±0,2526 (4,7349-6,4253)
75 PSI Medalsen sor®	Context-specific	Directly on table	Small	9,7983±0,2724 (8,6668-10,2646)	20,8621±0,4484 (17,4933-21,6076)	23,3468±0,3831 (22,4478-23,8192)	13,9924±0,3045 (12,9301-15,4070)	1,5835±0,1557 (0,9213-2,5063)	1,8996±0,1538 (1,7226-2,5203)
			Large	30,9009±0,8908 (27,4722-32,7887)	48,5294±0,7584 (44,4822-49,7339)	43,7014±0,5565 (43,0179-44,0229)	27,5885±0,3558 (26,4978-28,4626)	7,8404±0,3338 (7,3886-9,9729)	2,7168±0,2469 (1,5199-3,3491)
		On the manikin	Small	35,9629±1,9168 (32,5231-38,6308)	21,0664±2,8852 (17,4912-34,8820)	12,7887±2,6588 (1,8583-20,7055)	15,1191±2,3014 (9,9096-30,5208)	14,5829±1,0364 (13,2184-16,2178)	14,4289±1,0731 (13,8806-18,0981)
			Large	11,0465±0,7969 (9,8885-12,1399)	24,0193±0,7003 (21,3358-25,3565)	23,1041±1,5047 (14,8929-30,7291)	11,9704±0,5637 (9,4634-13,1715)	3,2780±0,3124 (2,8529-3,9684)	3,2653±0,5206 (2,4812-3,7276)
	Dose-specific	Directly on table	Small	5,7298±0,1868 (5,2264-6,1006)	4,4731±0,2679 (4,2857-7,0475)	4,6210±0,2717 (4,2615-5,3058)	4,7805±0,1869 (4,2913-5,5694)	1,5800±0,1500 (0,6851-2,2221)	5,6144±0,1662 (4,9440-5,8056)
			Large	11,6975±0,4675 (10,6343-13,9536)	6,5691±0,4653 (5,8229-9,0758)	4,9754±0,3444 (4,7151-5,3109)	5,5291±0,1146 (5,1981-5,7797)	2,9383±0,3145 (2,5063-4,9777)	9,5019±0,2825 (8,7835-10,8614)

		On the manikin	Small	6,5570±1,1235 (4,7627-8,8720)	13,2502±0,8816 (12,4125-15,7686)	16,7024±0,9160 (14,8462-17,5528)	15,3784±0,8469 (9,8144-16,5242)	15,7488±0,9160 (14,3967-17,3498)	11,9621±1,2778 (11,3986-21,4666)
			Large	7,1870±0,7552 (6,1291-8,1153)	3,7759±0,3873 (3,3338-4,2894)	10,3507±1,0283 (4,9287-16,1892)	4,3491±0,3485 (3,3454-6,4435)	3,9773±0,3102 (3,5552-4,6628)	2,3142±0,5268 (1,5883-4,3215)

