

# THESE DE DOCTORAT DE

NANTES UNIVERSITE

ECOLE DOCTORALE N° 603

*Education, Langages, Interaction, Cognition, Clinique*

Spécialité : « *Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives* »

Par

**Jean MAILLET**

## **Caractéristiques de l'expertise pour un geste précis de la main** Le cas du "point-main" de couture

**Thèse présentée et soutenue à Nantes, le 30 Septembre 2022**

**Unité de recherche : EA 4334 « Motricité, Interactions, Performance »**

### **Rapporteurs avant soutenance :**

Emilie Simoneau      Professeur des universités, Université Polytechnique Hauts-de-France - Valenciennes  
Laurent Vigouroux      Maître de conférences des universités, Aix-Marseille Université - Marseille

### **Composition du Jury :**

Président :	Prénom Nom	<i>(à préciser après la soutenance)</i>
Examineurs :	Emilie Simoneau	Professeur des universités, Université Polytechnique Hauts-de-France - Valenciennes
	Laurent Vigouroux	Maître de conférences des universités, Aix-Marseille Université - Marseille
	Laetitia Fradet	Maître de conférences des universités, Université de Poitiers - Poitiers

Dir. de thèse :	Antoine Nordez	Professeur des universités, Nantes Université - Nantes
Co-dir. de thèse :	François Hug	Professeur des universités, Université Côte d'Azur - Nice

### **Invités**

Co-dir. de thèse :	Jérémy Rossi	Maître de conférences des universités, UJM-Saint-Etienne - Saint-Etienne
	Jean-Jacques Proquez	Institut Français du Textile et de l'Habillement (IFTH)

---

**Titre :** Caractéristiques de l'expertise pour un geste précis de la main : le cas du "point-main" de couture

**Mots clés :** expertise, main, couture, mouvement, contrôle moteur

**Résumé :** Les couturières pratiquant le geste de couture à la main sont très recherchées par les entreprises de confection textile de luxe. Ce geste très précis est complexe à acquérir et la formation est souvent longue. De plus, son caractère hautement répétitif peut être la source de troubles musculosquelettiques (TMS). Dans un but d'améliorer les conditions de travail des couturières et leur formation, et ainsi répondre au besoin de main d'œuvre qualifiée du secteur de la confection textile, ce travail ambitionne de participer à l'amélioration de la formation des couturières et à la prévention des TMS. Pour répondre à ces objectifs, les études que nous avons mené comparent le geste de couture, ou le contrôle moteur sous-jacent au mouvement, à travers différents niveaux d'expertise.

Nos résultats montrent que le geste expert est optimisé afin d'être plus rapide, plus précis mais aussi plus économe. Face aux contraintes de la tâche, le geste est adapté afin de préserver certaines articulations et prévenir l'apparition de TMS. Nos résultats suggèrent également que l'optimisation du geste, acquise avec l'expertise, est permise par un contrôle moteur élaboré, affinant le contrôle des muscles de la main. Nos travaux ont permis d'identifier certains mouvements essentiels à la réalisation du geste expert de couture et d'appréhender certains facteurs de risque de TMS. Ainsi, nous établissons des préconisations à destination des entreprises du textile de manière à améliorer la formation des couturières, mais aussi à prévenir les TMS.

---

**Title:** Characteristics of expertise for a hand precise gesture: the case of the hand sewing gesture

**Keywords:** expertise, hand, sewing, movement, motor control

**Abstract:**

Seamstresses practicing the hand sewing gesture are highly sought after by luxury clothing factories. This precise gesture, used to clothes finishes, is complex and requires a very high hand control, its training is long. Moreover, its repetitions several hours a day can induce musculoskeletal disorders (MSDs). In order to meet the luxury factories need, we aim to contribute to improve seamstress training and MSDs prevention. To complete these objectives, the studies we have conducted compare the sewing gesture, or the motor control underlying the movement, through different levels of expertise.

Our results show that the expert gesture is optimized in order to be faster, more precise but also more economical. Related to tasks constraints, the gesture is adapted in order to preserve some joints and prevent MSDs occurrence. Our results also suggest that the gesture optimization, acquired with expertise, is allowed by an elaborate motor control refining the control of the hands muscles. Our work allowed to identify some essential movements to the expert sewing gesture and to discern some MSDs risk factors. Finally, we establish recommendations for luxury textile factories in order to improve the training of seamstresses and also to prevent MSDs.

## **Avant-propos**

Cette thèse CIFRE est le fruit d'une collaboration entre l'Institut Français du Textile de l'Habillement (IFTH), le laboratoire Motricité Interaction Performance (MIP) de l'UFR STAPS de Nantes et le laboratoire interuniversitaire de biologie de la motricité (LIBM) de l'UFR STAPS de Saint-Etienne. Son financement est issu du projet « INNOFABMODE » porté par l'IFTH visant à accompagner les entreprises du secteur du textile dans la modernisation de leurs ateliers et dans l'amélioration des conditions de travail de leurs employés.

## **Remerciements**

*« Depuis que j'ai appris que les garçons ne naissent pas dans les choux et les filles dans les roses, je n'ai cessé d'avoir de la curiosité pour la physiologie humaine. De fil en aiguille cet intérêt m'a amené à écrire ces travaux de thèse. Maintenant je souhaite m'intéresser aux choux, aux roses et à leurs fruits. »*

Je remercie tout d'abord chaleureusement mes maîtres de thèse Antoine, François et Jérémy pour leur encadrement de qualité, leurs conseils avisés et l'adaptation dont ils ont su faire preuve au regard de mes projets futurs.

Je remercie particulièrement Laurent Vigouroux et Emilie Simoneau qui ont accepté d'être rapporteur de ce document de thèse. Je remercie également les autres membres du jury, Laetitia Fradet et Jean-Jacques Proquez pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux.

Je remercie les structures qui m'ont accueilli : l'IFTH pour le financement de ces travaux de thèse, ainsi que l'ensemble du Labo MIP pour son accueil et son ambiance chaleureuse. J'ai une pensée particulière pour les « copains doctorants » avec qui j'ai passé de très bons moments.

Une pensée à Audrey, Emmanuel et Laurent pour leurs formations passionnantes.

Enfin je remercie Marion, ma famille et l'ensemble de mes amis pour leur soutien, mais aussi tout simplement, pour partager ces fabuleux moments de vies.

## **Productions associées à ce travail**

Communication :

**Maillet, J., Rossi, R., Hug, F. et Nordez, A.** (2021). Kinematics analysis of upper limbs during a hand sewing task: comparison between Experts, Intermediates and Novices. *19<sup>ème</sup> congrès international de l'association des chercheurs en activités physiques et sportives, Montpellier, France.*

Articles :

**Maillet, J., Rossi, R., Hug, F., Proquez, JJ. et Nordez, A.** (2022). Influence of experience on Kinematics of upper limbs during sewing gesture. *Applied Ergonomics* 102: 103737

**Maillet, J., Avrillon, S., Nordez, A., Rossi, R. et Hug, F.** (2022). Handedness is associated with less common input to spinal motor neurons innervating different hand muscles. *Submitted to Journal of Neurophysiology.*

## Liste des abréviations

Add/Abd	Adduction/Abduction
APB	Abducteur court du pouce
BB	Biceps Brachial
CIS	Common input strength
CMC	Coefficient de corrélation multiple
DEL	Muscle deltoïde
DIP	Articulation inter-phalangienne distale
EDC	Extenseur commun des doigts
EMG	Electromyographie
FDI	Premier interosseux dorsal
FDP	Fléchisseur profond des doigts
FDS	Fléchisseur superficiel des doigts
Flex/Ext	Flexion/Extension
HD	Haute densité
MCP	Articulation métacarpo-phalangienne
MVC	Contraction maximale volontaire
NMF	Factorisation matricielle non-négative
PCA	Analyse en composante principale
PIP	Articulation inter-phalangienne proximale
Pron/Sup	Pronation/Supination
RMS	Root mean square
SNC	Système nerveux central
SPM	Statistical parametric mapping
TB	Triceps Brachial
THE	Muscles de l'éminence thénar
TMC	Articulation trapezio-metacarpienne
TMS	Troubles musculo-squelettiques

# Table des matières

<b>Introduction générale.....</b>	<b>8</b>
<b>I Partie : Cadre théorique.....</b>	<b>11</b>
<b>I.1 Anatomie et caractéristiques biomécaniques du membre supérieur pour un geste précis de la main.....</b>	<b>11</b>
I.1.1 Anatomie osseuse et articulaire .....	11
I.1.1.1 Principaux mouvements et nomenclature.....	11
I.1.1.2 Les os de la main .....	13
I.1.1.3 Les os de l'avant-bras et du bras .....	14
I.1.2 Anatomie musculo-tendineuse.....	15
I.1.2.1 Les muscles des doigts .....	15
I.1.2.2 Organisation anatomique des muscles de l'avant-bras et du bras .....	18
<b>I.2 La dextérité et le mouvement des doigts.....</b>	<b>20</b>
I.2.1 La dextérité .....	20
I.2.2 Anatomie corticale et organisation corticale.....	21
I.2.3 Système somatosensorielle .....	22
I.2.4 Covariations articulaires, synergies articulaires .....	24
I.2.5 Contrôle indépendant des doigts.....	26
I.2.6 Latéralité .....	29
<b>I.3 Contrôle moteur du mouvement des doigts .....</b>	<b>31</b>
I.3.1 Complexité du contrôle moteur .....	31
I.3.2 Messages nerveux et production de force .....	33
I.3.3 La commande nerveuse.....	35
I.3.4 La commande commune .....	36
I.3.5 Distribution de la commande nerveuse entre les muscles .....	38
I.3.6 Redondance et synergies musculaires.....	40
I.3.7 Mesure de la commande commune et identification des synergies pour des gestes de la main.....	41
<b>I.4 Expertise du geste, troubles musculosquelettiques et apprentissage d'un geste précis de la main. ....</b>	<b>47</b>
I.4.1 Caractéristiques de l'expertise d'un geste précis de la main .....	47
I.4.2 Poste de travail et troubles musculosquelettiques liés à la pratique de la couture. ....	48
I.4.3 Apprentissage d'un geste précis de la main.....	53

<b>II</b>	<b>Partie : Expérimentations .....</b>	<b>57</b>
<b>II.1</b>	<b>Objectifs expérimentaux .....</b>	<b>57</b>
<b>II.2</b>	<b>Techniques de mesure .....</b>	<b>59</b>
II.2.1	Caractéristiques des participants aux études .....	59
II.2.2	Analyse cinématique .....	60
II.2.2.1	Placement des repères.....	63
II.2.2.2	Calcul des angles articulaires .....	64
II.2.3	Analyse par électromyographie bipolaire .....	65
II.2.4	Analyse par électromyographie matricielle.....	66
<b>II.3</b>	<b>Études .....</b>	<b>70</b>
II.3.1	Étude 1 : « Influence de l'expérience sur la réalisation du geste du point-main de couture ».....	70
II.3.2	Étude 2 : « Analyses cinématique et électromyographique du geste de couture sur cuir : une étude pilote ».....	92
II.3.3	Étude 3 : « La latéralité est associée à une différence de commande commune intermusculaire ».....	104
<b>III</b>	<b>Partie : Discussion générale .....</b>	<b>127</b>
<b>III.1</b>	<b>Déterminants de l'expertise du geste de couture .....</b>	<b>128</b>
III.1.1	Un geste adaptable et économe .....	128
III.1.2	Un contrôle moteur élaboré, permettant un geste précis.....	130
<b>III.2</b>	<b>Applications pratiques pour le geste de couture.....</b>	<b>132</b>
III.2.1	Préconisations à destination des entreprises.....	132
III.2.2	Propositions d'adaptations ergonomiques et protocoles d'évaluation .....	138
<b>III.3</b>	<b>Limites et propositions d'expérimentations complémentaires .....</b>	<b>142</b>
	<b>Conclusion.....</b>	<b>144</b>
	<b>Bibliographie.....</b>	<b>145</b>
	<b>Annexes .....</b>	<b>157</b>

## Introduction générale

---

La couture à la main est, aujourd'hui, pratiquée quotidiennement par certaines couturières dans le milieu professionnel. Cette activité intervient pour des retouches, des réparations de vêtement, mais aussi dans la création de prototypes ou pour finaliser la confection de vêtement de luxe et met en œuvre différentes techniques. Pour faire référence à l'ensemble des types de points de couture réalisés à la main, nous emploierons les termes de geste du « point main de couture » ou « point de couture ». Il existe une multitude de type de point de couture répondant à différentes réalisations : coudre un bouton, faire un ourlet ou plus communément lier deux pièces de tissus pour former le vêtement. Les types de points diffèrent aussi selon le tissu, le motif à réaliser ou la discrétion de la couture (Figure 1).

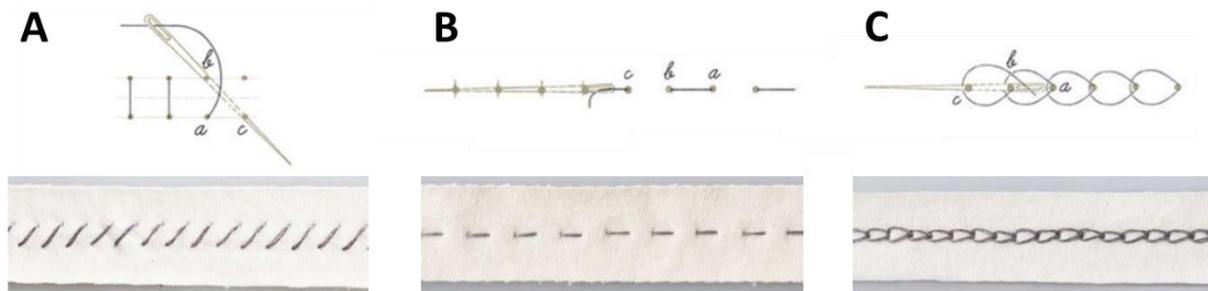


Figure 1 – Illustration de trois points de couture pouvant être utilisés : A. « le point de surjet », B. « le point droit », C. « le point de chaînette ». L'aiguille passe par le point a, puis b et c. L'aiguille est matérialisée en pointillé lorsqu'elle passe sous le tissu.

Dans le milieu professionnel la plupart des coutures sont réalisées par des machines à coudre. La réalisation est généralement plus rapide, plus régulière, plus solide et les coutures peuvent être très discrètes. En effet, même réalisées à la machine, les coutures peuvent ne pas être apparentes. Par exemple pour la création d'un t-shirt, deux pièces de tissus sont positionnées à l'envers pour être cousus ensemble. Une fois les deux pièces de tissus liées, le vêtement est retourné et les coutures deviennent invisibles. Toutefois, pour certains vêtements ayant une doublure, la totalité de la couture ne peut pas être du côté non visible du vêtement. Par exemple, la majorité de la doublure d'une veste peut être cousue à l'envers, mais il reste un trou de 20 cm complémentaire à coudre correspondant à l'espace nécessaire pour extraire la machine à

coudre. Cette liaison est obligatoirement apparente, mais elle est souvent située à l'intérieur de la manche du vêtement et est donc peu visible.

Dans un but de productivité et de compétitivité, mais aussi de solidité et de régularité de la couture, les vêtements de luxe sont également majoritairement réalisés par des machines à coudre. Cependant, l'exigence pour le détail dans la réalisation de ce type de vêtements nécessite qu'aucune couture ne soit apparente, mise à part si cela est recherché. Ainsi les 20 cm manquant pour faire la liaison entre deux pièces de tissus d'une veste (nécessaire à l'extraction de la machine à coudre hors de la doublure) peuvent être réalisés à la main, de façon à rendre la couture invisible. De plus, l'exigence du détail dans la confection des vêtements de luxe oblige à réaliser d'autres tâches à la main. En effet, certains tissus (soie, tissus matelassés) ne peuvent pas être cousus à la machine. De plus, l'ajout de pièces, comme des épaulettes, des boutons ou les étiquettes de la marque nécessite parfois une couture à la main.

En France, l'industrie du luxe est florissante, les produits confectionnés sont exportés internationalement. Cette industrie favorise l'implantation d'entreprises de sous-traitance dans le milieu du textile ou de la maroquinerie. Ces entreprises confectionnent les vêtements, les sacs à mains et autres produits vendus par les marques de luxe. Dans la majeure partie de la ligne de production (découpes, teintures, coutures), les employés sont assistés par des machines. Toutefois, pour la couture, les finitions sont réalisées à la main nécessitant la présence d'employés pratiquant le « point main » de couture. L'intégralité des employés que nous avons rencontré et qui sont dédiés à ces tâches étaient des femmes, c'est pourquoi nous utiliserons les termes de « couturière » ou « opératrice ». Dans le milieu professionnel, bien que les couturières soient détentrices d'un savoir-faire recherché, celui-ci tend à disparaître, ce qui pose problème pour le recrutement d'employé qualifié afin de répondre à la demande de production. Insérer l'aiguille entre deux fils de couture (0,2mm) jusqu'à 18 fois par minute nécessite une grande précision et efficacité du geste, qui ne peut être acquis que par la pratique. Afin de parvenir à ce niveau d'expertise, les couturières apprenties bénéficient de formations principalement menées en entreprise et peuvent se référer à plusieurs livres décrivant les différents points de couture existants (Chanin 2018; Shaeffer 1993). La période de formation consiste en une période de plusieurs mois de pratique où les conseils des formatrices et des collègues expérimentés sont apportés. Le temps et la précision de réalisation vont progressivement augmenter avec la pratique jusqu'à obtenir un geste efficace. Toutefois, les conseils prodigués peuvent être plus ou moins efficaces et peuvent changer d'une entreprise à l'autre. Suite à la période de formation, les compétences de l'apprentie continueront

progressivement d'être améliorées durant plusieurs années dans un contexte de production, jusqu'à l'atteinte de l'expertise du geste. Bien que certaines études aient cherché à décrire succinctement le geste de couture (Suzuki et Furuta 1994; Shin 2018), il semble pertinent de s'intéresser aux caractéristiques de l'expertise du geste du « point main » de couture pour identifier les facteurs de performance et participer à améliorer la formation. Bien que les niveaux de force soient faibles, le caractère hautement répétitif et les positions tenues lors de la tâche peuvent induire des troubles musculosquelettiques (TMS) portant atteinte à l'intégrité physique des couturières et accentuant la problématique du recrutement de couturières qualifiées. S'intéresser aux angles articulaires durant le geste expert, permettrait également d'identifier les facteurs de risque de TMS et prévenir leur survenue.

Ainsi, ce travail de thèse ambitionne de participer d'une part à l'amélioration de la formation des couturières, et d'autre part à la prévention de TMS. Pour cela nos études ont été mise en place afin d'identifier les facteurs de performance du geste et les mouvements liés à des sollicitations musculo-articulaires trop importantes. Une meilleure compréhension du geste de point main de couture pourrait permettre d'améliorer les conditions de travail et de formation des couturières, mais également de répondre aux besoins des entreprises du secteur du textile qui cherchent à recruter des couturières qualifiées. Pour répondre à ces objectifs, la démarche expérimentale de ce travail de thèse, s'articule autour de trois études qui comparent le geste de couture, ou le contrôle moteur sous-jacent au mouvement, à travers différents niveaux d'expertise. Les résultats de ce travail, issus de l'analyse des caractéristiques de l'expertise, pourraient être ultérieurement utilisés pour d'autres gestes précis de la main ou d'autres applications. Ce document est composé de trois parties principales, la première présente le cadre théorique relatif aux études réalisées, la seconde présente les études menées pour répondre à notre problématique et la dernière discute les résultats issus de nos recherches.

# I Partie : Cadre théorique

---

## I.1 Anatomie et caractéristiques biomécaniques du membre supérieur pour un geste précis de la main

### I.1.1 Anatomie osseuse et articulaire

La grande diversité des tâches (puissance, précision, bi ou pluri digitale, etc...) que peuvent réaliser nos mains est, avant tout, permis par une anatomie particulière. En effet, des spécificités anatomiques propre à la main humaine, comme un pouce opposable aux autres doigts longs, lui confèrent une grande dextérité (Napier 1956; van Duinen et Gandevia 2011). Dans un but d'analyse et de compréhension des gestes de la main et du membre supérieur, il est nécessaire de présenter les caractéristiques anatomiques des différents segments.

#### *I.1.1.1 Principaux mouvements et nomenclature*

Nous ferons, tout d'abord, un rappel de l'appellation des mouvements du membre supérieur afin d'améliorer la compréhension des parties décrivant son anatomie osseuse et musculaire et leur implication dans le mouvement. Les mouvements des doigts longs sont observés selon le plan définit par la paume de la main (Figure 2). Les mouvements du pouce sont observés dans un plan perpendiculaire à celui définit par la paume de la main, de telle façon que la flexion du pouce est dirigée vers le coté ulnaire de la main. Les mouvements de la main et du poignet sont observés par rapport à la position de l'avant-bras, notamment les épicondyles médiale et distale du coude. Durant nos analyses cinématiques nous associerons la pronation/supination de la main à un mouvement du poignet (Figure 3). Les mouvements du coude et de l'épaule sont observés respectivement par rapport au bras et au tronc (Figure 4). L'abduction/adduction est observée selon un plan frontal (A) et la flexion/extension selon un plan sagittal (B).

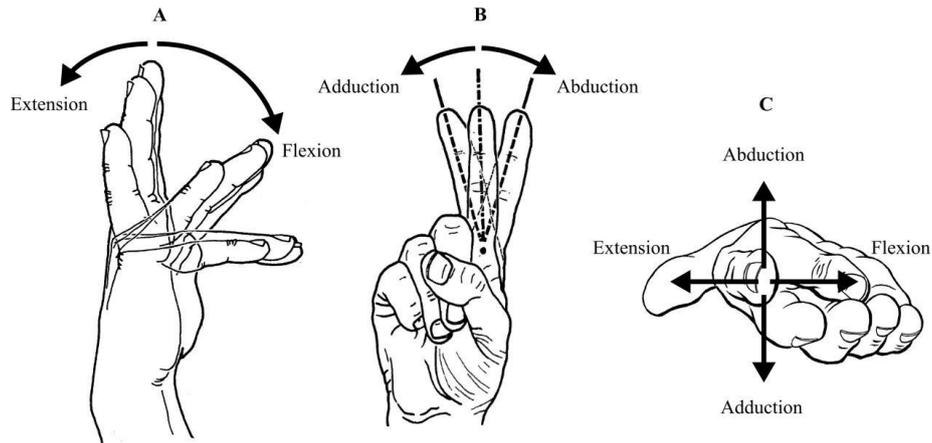


Figure 2 – Les principaux mouvements des doigts longs (A et B) et du pouce (C) – d’après Goislard de Monsabert (2014), adaptée de Kapandji (1982)

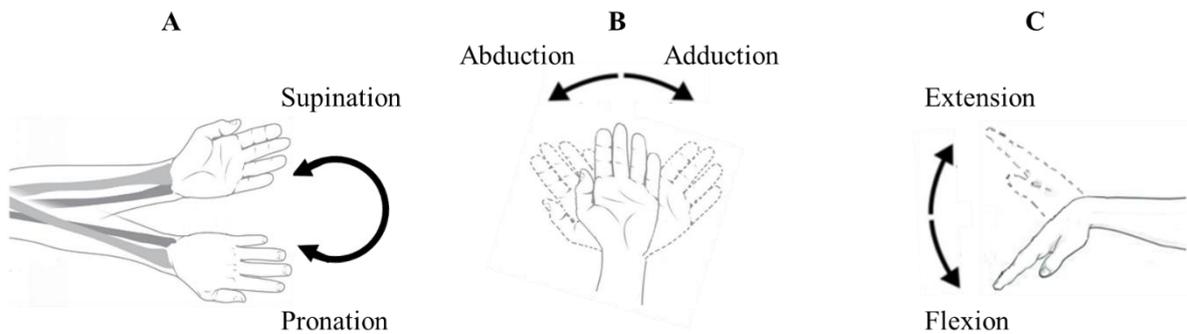


Figure 3 – Pronosupination de la main (A) et principaux mouvements du poignet (B et C)

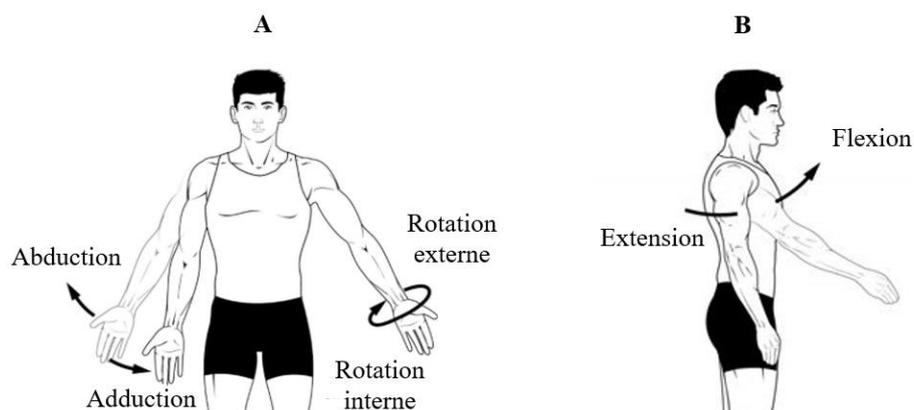


Figure 4 - Les principaux mouvements de l’épaule

### *1.1.1.2 Les os de la main*

La main est composée de 27 os (Figure 5), qui permettent une infinité de gestes à travers 23 degrés de liberté. De plus, la rotation de l'ulna et du radius autour de l'axe longitudinal de l'avant-bras permet la pronation/supination de la main (Figure 3). Ce mouvement rattaché à l'articulation du coude sera évoqué ici comme un 24<sup>ème</sup> degré de liberté offrant à la main sa diversité de mouvement. (Sobinov et Bensmaia 2021; van Duinen et Gandevia 2011). La base de la paume de la main est composée des 8 os du carpe. Ils sont reliés par des ligaments limitant leur mouvement et sont agencés de façon à former l'arche carpienne. Avec la forme des faces palmaires du trapèze et de l'hamatum, cet agencement participe à structurer la cavité du canal carpien. La rangée proximale du carpe s'articule avec la tête distale du radius pour former l'articulation radio-carpienne. Les deux rangées du carpe s'articulent entre elles pour former l'articulation medio-carpienne. Ces deux articulations permettent les mouvements de flexion/extension, d'adduction/abduction et de circumduction du poignet.

La rangée distale du carpe s'articule avec les métacarpes, ces articulations sont peu mobiles. Les métacarpes forment majoritairement la paume de la main, leurs articulations avec les phalanges forment les articulations métacarpo-phalangienne (MCP) qui permettent principalement les mouvements d'adduction/abduction et de flexion/extension. Les phalanges forment le squelette des doigts, chaque doigt long en compte trois, tandis que le pouce en compte deux. Les articulations interphalangiennes (IP) permettent essentiellement le mouvement de flexion/extension.

La particularité du pouce est sa capacité d'opposition aux autres doigts (Cheze et al. 2009). Cette particularité propre à l'homme (Napier 1956) est possible grâce à l'articulation trapézo-métacarpienne (TMC) qui permet notamment les mouvements de rotation interne et externe du pouce. L'articulation TMC permet aussi les mouvements de flexion/extension et d'adduction/abduction.

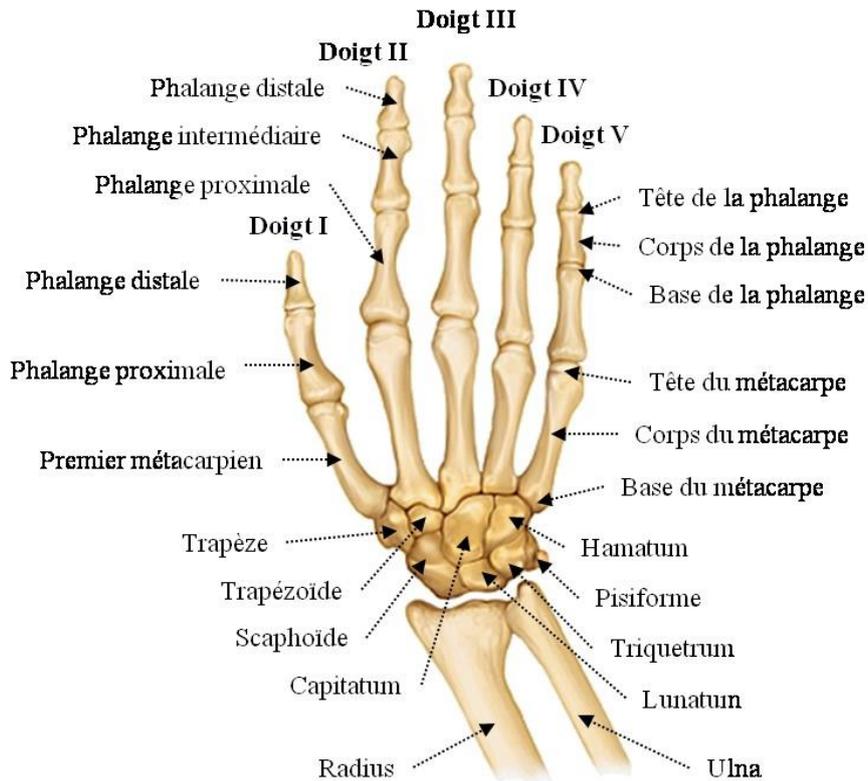


Figure 5 – Vue dorsale des os de la main droite - Archive Larousse

### 1.1.1.3 Les os de l'avant-bras et du bras

L'avant-bras est composé de deux os : l'ulna et le radius (Figure 6). Au niveau distal, ils forment mutuellement l'articulation radio-ulnaire distale. De plus le radius s'articule avec les os du carpe, il participe à l'articulation du poignet. Au niveau proximal, ils forment l'articulation radio-ulnaire proximale et s'articulent également chacun avec l'humérus (Figure 6). L'ensemble de ces trois articulations forment l'articulation du coude qui permet essentiellement le mouvement de flexion/extension. La rotation de l'ulna et du radius autour de l'axe longitudinal de l'avant-bras permet le mouvement de pronation/supination de la main.

Le bras est composé d'un seul os : l'humérus. Son extrémité distale est reliée au radius et à l'ulna. Au niveau proximal, il est relié à la scapula et forme l'articulation scapulo-humérale. Avec un complexe de quatre autres articulations (scapulo-thoracique, acromio-deltoïdienne, sterno-costoclaviculaire, acromio-claviculaire), la scapulo-humérale participe à l'articulation de l'épaule et permet les mouvements de flexion/extension, d'adduction/abduction et de rotation interne/externe du bras.

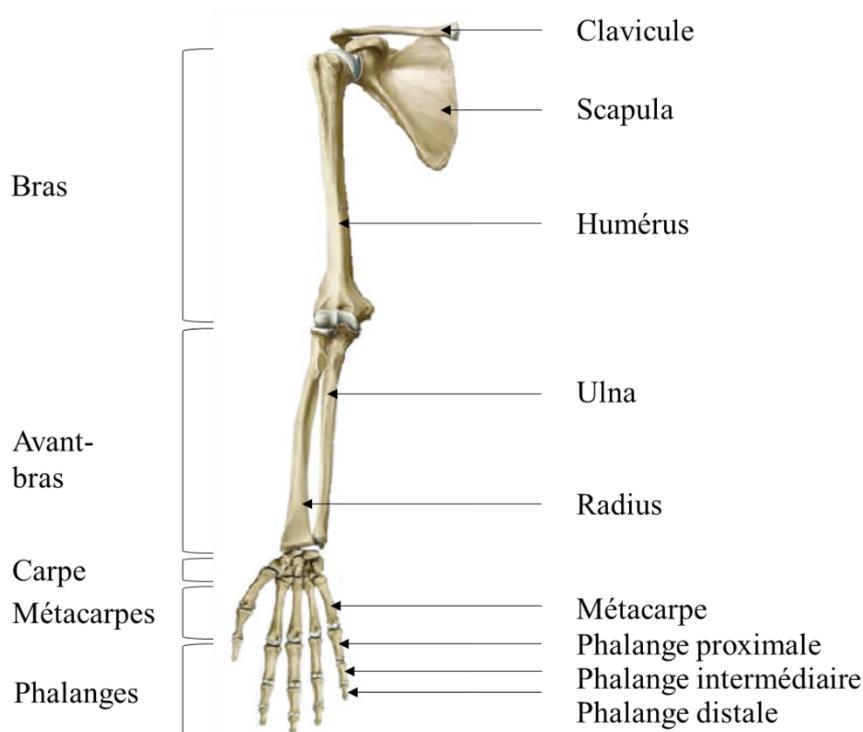


Figure 6 – Vue frontale des os du membre supérieur - Archive Larousse

## I.1.2 Anatomie musculo-tendineuse

### I.1.2.1 Les muscles des doigts

La main et les doigts sont actionnés par un ensemble de 39 muscles (incluant la pronosupination de la main) aux architectures complexes et différentes permettant une grande diversité de mouvement tout en étant contenus dans un volume réduit. Ainsi, dix-neuf muscles de petite taille sont situés dans la main (van Duinen et Gandevia 2011) et vingt autres muscles ont leur corps musculaire situé dans l'avant-bras. Leurs tendons, guidés par des gaines et des poulies, traverse la main et transmettent l'action musculaire jusqu'au phalanges distales (Sobinov et Bensaïa 2021).

Les muscles situés dans l'avant-bras sont les muscles extrinsèques (Figure 7), ils sont plus larges et jusqu'à 20 fois plus forts que les muscles intrinsèques situés dans la main (Li et al, 2000). Ils fournissent la majorité de la force lors de la préhension (Maier et Hepp-Reymond 1995). Ces muscles, dont le corps musculaire est situé dans l'avant-bras. Ils sont pluri-articulaires car ils exercent une action sur chaque articulation qu'ils traversent, dont le poignet (An et al. 1983). Les muscles fléchisseurs et extenseur des doigts sont communs aux quatre doigts longs. On retrouve le muscle fléchisseur profond des doigts (FDP), le fléchisseur

superficiel des doigts (FDS) et l'extenseur commun des doigts (EDC). Leurs insertions proximales se situent au niveau de l'avant-bras ou du coude. Ils se terminent chacun par plusieurs tendons, dont chacun est relié aux phalanges intermédiaire ou distale de chaque doigt long. Il est à noter que les tendons issus de l'EDC, sont reliés entre eux par une bandelette fibreuse transversale au niveau des métacarpes, limitant l'indépendance d'action de chaque tendon (von Schroeder & Botte, 1993). Le corps musculaire de ces trois muscles extrinsèques (FDS, FDP et EDC) est compartimenté en quatre chefs semi-indépendants, réduisant l'indépendance de contrôle des doigts (Schieber 1995a). En effet, lorsque les fibres musculaires d'un compartiment se contractent, elles transmettent une force par les tissus conjonctifs aux tendons associés aux autres doigts (Kilbreath et al. 2002). De plus, la contraction d'un compartiment entraîne la contraction des fibres des compartiments voisins (Keen et Fuglevand 2004; SA Wings et Santello 2004). Ainsi la contraction d'un compartiment associée au mouvement d'un doigt, peut entraîner l'action du doigt voisin (Häger-Ross et Schieber 2000). L'index et le petit doigt ont, en plus de l'EDC, leur propre muscle extenseur : l'extenseur de l'index et l'extenseur du petit doigt. Ils contribuent à une meilleure indépendance de mouvement de l'index et du petit-doigt (Häger-Ross et Schieber 2000).

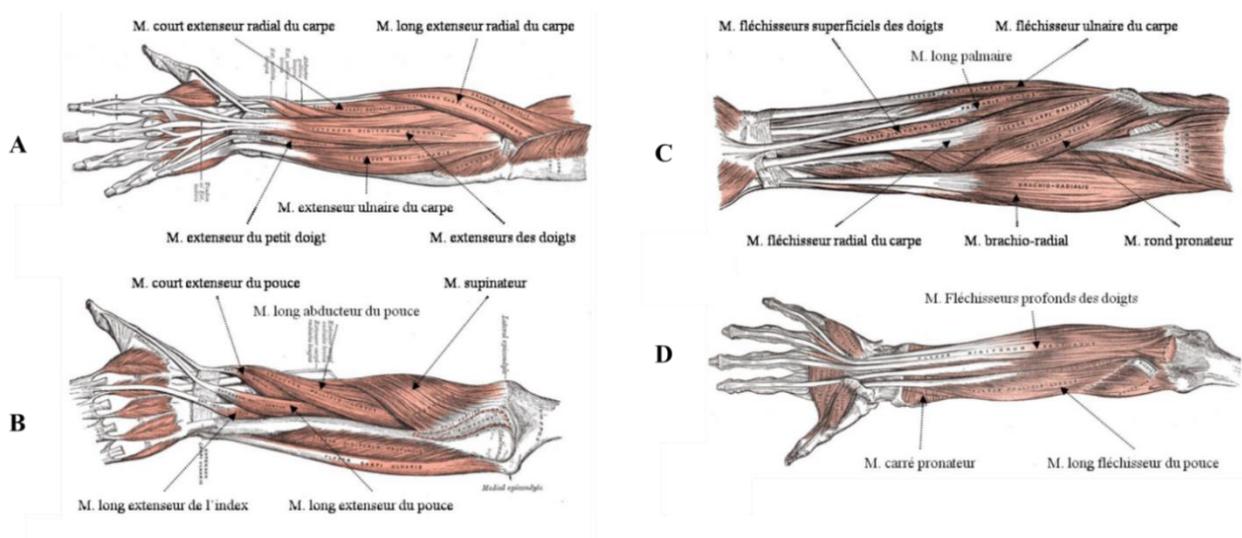


Figure 7 – Vue de la face postérieure des muscles de l'avant-bras (A. plan superficiel, B. plan profond) et de la face antérieure des muscles de l'avant-bras. (C. plan superficiel, D. plan profond) - Gray (1918)

Les muscles intrinsèques (Figure 8), situés dans la main, sont de petite taille. Ils permettent d'ajuster la position des doigts en agissant sur les différentes articulations d'un doigt spécifiquement (Long et al. 1970). *In fine*, ils favorisent la précision du mouvement. Les muscles intrinsèques comprennent sept muscles interosseux, dont trois du côté palmaire et quatre du côté dorsal. Ils ont leurs origines entre les métacarpes et se terminent sur la première phalange des doigts et sont reliés au tendon de l'EDC. On compte également quatre muscles lombricaux, ils s'insèrent sur le tendon du FDP et lient étroitement les actions mécaniques de ces deux muscles. Ils se terminent sur le tendon de l'EDC. Deux des lombricaux s'insèrent sur deux tendons différents du FDP. Ils agissent donc sur les articulations de deux doigts différents lors de leur contraction.

De plus, l'éminence hypothénar comprend quatre muscles, dont deux mobilisent le petit doigt : le court fléchisseur du petit doigt et l'abducteur du petit doigt. Les muscles intrinsèques permettent principalement les mouvements d'abduction/adduction et de flexion de la MCP. Ils permettent le mouvement d'extension des IP et sont à l'origine d'une légère rotation, orientant la pulpe des doigts.

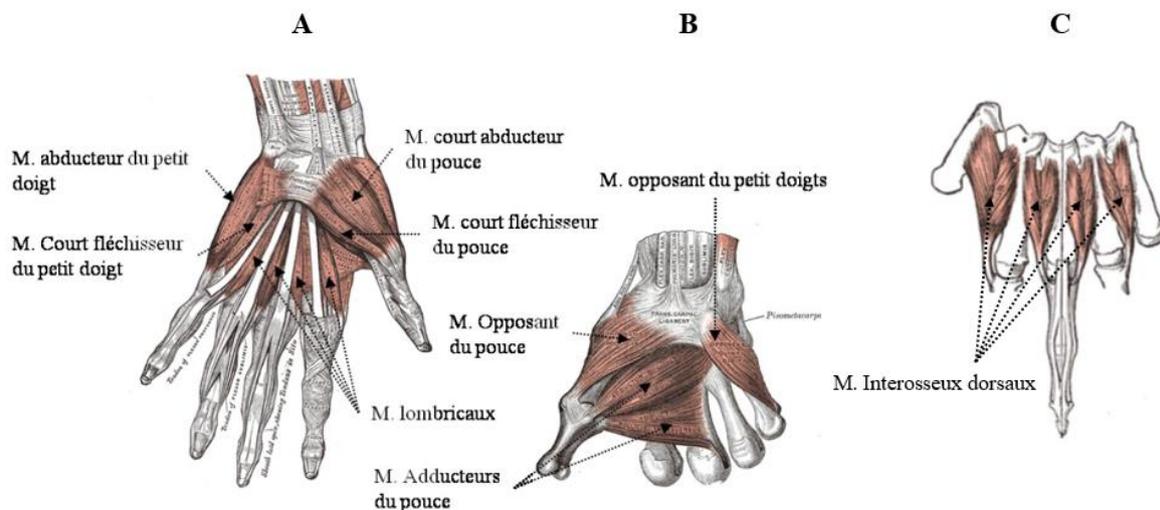


Figure 8 – Muscles intrinsèques de la main. (A) Vue des muscles superficiels de la face antérieure de la main gauche. (B) Vue des muscles profonds de la face antérieure de la main droite (C) Vue postérieure des muscles interosseux dorsaux de la main gauche - Gray (1918)

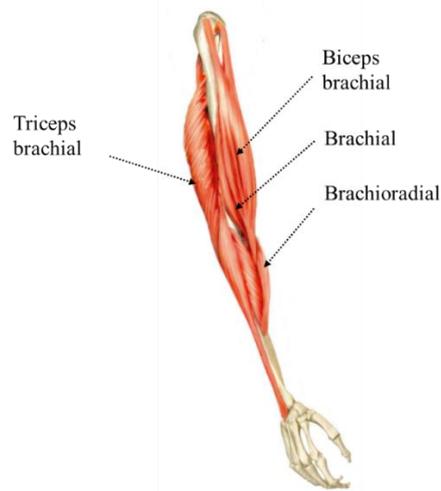
Le pouce est actionné par huit muscles : quatre muscles intrinsèques et quatre muscles extrinsèques. Ces muscles sont spécifiques au pouce et lui confèrent une indépendance mécanique par rapport aux autres doigts (Häger-Ross et Schieber 2000). Les muscles

extrinsèques du pouce, ont comme pour les doigts longs, leur origine dans l'avant-bras et se terminent sur le métacarpe ou les phalanges du pouce. On retrouve l'abducteur long du pouce, l'extenseur court du pouce, l'extenseur long du pouce et le fléchisseur long du pouce. Les muscles intrinsèques du pouce constituent l'éminence thénar. On retrouve le fléchisseur court du pouce, l'abducteur court du pouce (APB), l'adducteur du pouce et le muscle opposant. Ces muscles s'insèrent au niveau du carpe ou du troisième métacarpien et se terminent sur le métacarpe ou sur la première phalange du pouce. Ils permettent principalement de réaliser des mouvements d'abduction/adduction et de flexion. De plus, le premier interosseux dorsal (FDI) a ses insertions proximales sur le premier et le second métacarpe, il vient compléter l'action des autres muscles en agissant comme adducteur du pouce. Le mouvement de rotation, permettant d'opposer la pulpe du pouce à celle des autres doigts, est induit par la forme de l'articulation TMC.

#### *1.1.2.2 Organisation anatomique des muscles de l'avant-bras et du bras*

L'avant-bras comprend 20 muscles séparés en trois loges. La loge antérieure contient les muscles pronateurs de la main et fléchisseurs des doigts et du carpe, la loge postérieure contient principalement les muscles extenseurs des doigts et du carpe et la loge latérale contient les muscles supinateurs de la main et extenseurs du carpe. Le poignet est actionné par l'ensemble des muscles extrinsèques de la main. En effet tous les muscles ayant leur origine au niveau de l'avant-bras ou du coude et se terminant au niveau de la paume de la main ou des doigts ont leur tendon qui traverse le poignet. Ainsi lorsqu'ils agissent, ils transmettent simultanément leur force au poignet. Toutefois, le poignet dispose de six muscles spécifiques, qui n'agissent pas au niveau des doigts. On retrouve le long palmaire, le fléchisseur radial du carpe, le fléchisseur ulnaire du carpe, tous fléchisseurs et situés dans la loge antérieure. Dans la loge postérieure on retrouve les extenseurs du poignet : le long extenseur radial du carpe, l'extenseur ulnaire du carpe et le court extenseur radial du carpe. Les muscles ulnaires et radiaux permettent également de réaliser des mouvements d'adduction et d'abduction. Ces muscles ont leur insertion au niveau de l'avant-bras et des épicondyles du coude et se terminent au niveau du carpe et de la base des métacarpes. Les muscles pronateurs et supinateurs viennent compléter les mouvements de la main, en permettant la rotation du radius et de l'ulna autour de l'axe longitudinale de l'avant-bras. On retrouve : le rond pronateur, le carré pronateur, le supinateur, le long supinateur et le brachioradial.

Les muscles du coude sont essentiellement situés dans le bras (Figure 9), ils permettent le mouvement de flexion/extension du coude. Les fléchisseurs du coude sont le brachial, le biceps brachial et le brachioradial. Ce dernier est toutefois principalement situé dans l'avant-bras. Les extenseurs sont le triceps brachial et l'anconé.



*Figure 9 – Vue latérale des muscles agissant sur le coude.*

L'épaule est actionnée par 12 muscles répartis au niveau de la face antérieure de la cage thoracique, de la face postérieure de la cage thoracique, de la scapula et du bras. Ils permettent les mouvements de flexion/extension, d'adduction/abduction et de rotation du bras.

### **Synthèse 1.1 :**

La main est constituée de 27 os, reliés par une vingtaine d'articulations et met en jeu, plus de 24 degrés de liberté (Sobinov et Bensmaïa 2021 ; van Duinen et Gandevia 2011). Cette architecture ostéoarticulaire permet d'orienter la position des doigts pour réaliser une multitude de tâches. Les 39 muscles qui actionnent la main et les doigts ont une organisation complexe et diversifiée. Certains muscles ont leurs origines dans l'avant-bras, sont forts et mobilisent les doigts dans leur ensemble. Toutefois certains de ces muscles se terminent par plusieurs tendons reliés à chaque doigt long, induisant des contraintes biomécaniques limitant le mouvement de la main (Schieber 2001; Santello et al, 1998). D'autres muscles se situent dans la main, fins et sensibles, ils orientent et ajustent la position de chaque doigt. La main est ainsi un « outil » multitâche (Cutkosky 1989) qui, lorsqu'il est maintenu et orienté par l'ensemble du membre supérieur, peut réaliser une variété de tâches d'autant plus diversifiées. Malgré le fait que les mouvements réalisables soient limités par certaines contraintes biomécaniques (Santello et al, 1998), la polyvalence des actions que peut réaliser la main expose la capacité remarquable du système nerveux centrale (SNC) à faire fonctionner un organe aussi complexe (van Duinen et Gandevia 2011) et interroge sur les caractéristiques sous-jacentes de la dextérité.

## **I.2 La dextérité et le mouvement des doigts**

### **I.2.1 La dextérité**

La dextérité de la main est la capacité à réaliser des gestes précis, diverses et flexibles. Elle met en jeu plusieurs doigts et implique leur coordination (Sobinov et Bensmaïa 2021). La dextérité dépend de l'habileté à réaliser des mouvements des doigts de manière la plus indépendante (Häger-Ross et Schieber 2000; Andersen et Siebner 2018) et de coordonner efficacement l'action de plusieurs doigts durant une tâche complexe (Reilly et Hammond 2006). Selon Sobinov et Bensmaïa (2021), la dextérité de la main est expliquée par plusieurs caractéristiques : une anatomie complexe de la main (partie I), un contrôle moteur élaboré et des mécanismes sensoriels développés.

## I.2.2 Anatomie corticale et organisation corticale

Le contrôle moteur de la main bénéficie d'une grande aire motrice au niveau du cortex prémoteur (Figure 10) (Penfield et Rasmussen 1950). En effet, c'est à partir du cortex prémoteur que l'information du mouvement volontaire est envoyée aux muscles. Les mains ne représentent que 0,6% du poids du corps mais représentent 20% de l'aire corticale prémotrice (Sobinov et Bensmaia 2021). Ainsi les connexions nerveuses sont nombreuses et permettent un contrôle élaboré des muscles de la main comme cela a été démontré lors d'études invasives chez des primates (Baldwin et al. 2018). En effet ces multiples connexions nerveuses permettraient de coordonner différents patterns moteurs pour élaborer un mouvement complexe (Volkman et al. 1998; Sainburg 2002). Baldwin et al. (2018) identifient des aires motrices pour l'index et le pouce très étendues et montrent que leur stimulation résulte en un mouvement de préhension impliquant l'index et le pouce.

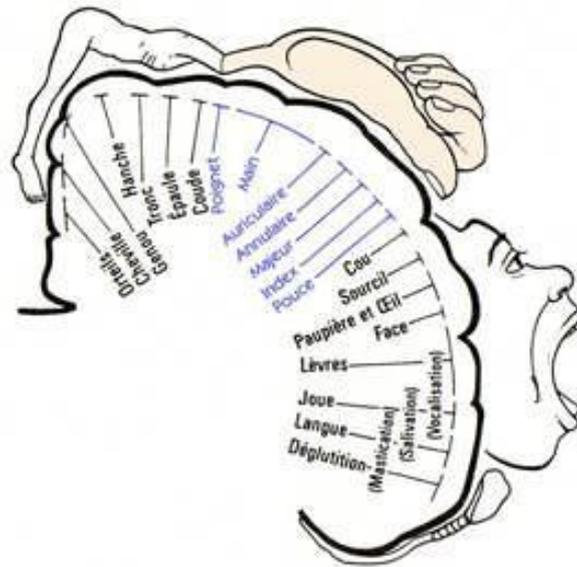


Figure 10 - Homonculus de Penfield schématisant une représentation du corps humain proportionnelle à la surface dédiée pour ces parties dans le cortex moteur - Penfield et Rasmussen (1950)

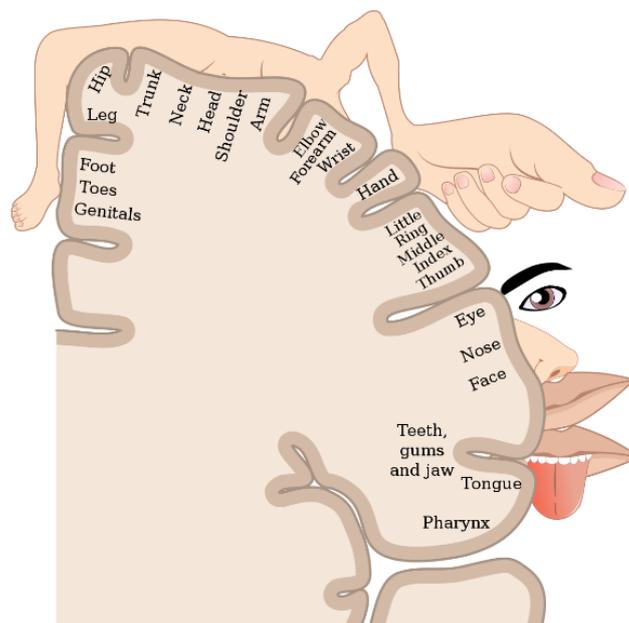
Le cortex prémoteur participe au contrôle du mouvement dynamique, mais aussi au contrôle des forces appliquées lors de la préhension (Sobinov et Bensmaia 2021). Il joue également un rôle dans la régulation des réflexes synaptiques, par exemple il inhibe les réflexes utilisés pour maintenir le poignet et la main stable lors de la saisie d'un objet (Aymard et al. 2001). De plus, le cortex prémoteur de la main bénéficie d'un accès privilégié aux motoneurones alpha des muscles de la main (Lemon 2008). En effet des neurones issus du cortex prémoteur, appelées

cellules cortico-motoneuronales ont une synapse directe avec des groupes de motoneurones alpha (Schieber 1995a), évitant les interneurons spinaux (Nielsen 2016). Cette connexion privilégiée permettrait un transfert plus rapide des messages nerveux et induirait une meilleure dextérité (Lemon 2008). L'absence de cette connexion limite l'indépendance de mouvement des doigts chez l'homme comme pour d'autres espèces (Lang et Schieber 2004). Par ailleurs, les aires corticales des différentes parties de la main sont parfois superposées (Schieber 1995a). Par exemple les aires prémotrices des doigts et du pouce sont entremêlées. Lorsque ces zones sont activées, un neurone pyramidal du cortex prémoteur transmet la commande nerveuse à plusieurs motoneurone alpha, ce qui implique que des muscles des doigts et du pouce sont activés simultanément (Häger-Ross et Schieber 2000). Ce phénomène pourrait avoir un effet bénéfique sur la coordination des doigts mais limiterait leur indépendance. La surface des aires motrices attribuées à la main peut évoluer selon les habitudes de pratique. La pratique assidue d'une activité, requérant une grande coordination des doigts, favorise l'augmentation de la taille des aires motrices attribuées à la main et participe ainsi à coordonner efficacement l'action de plusieurs doigts durant une tâche complexe (Kami et al. 1995; Elbert et al. 1995).

### **I.2.3 Système somatosensorielle**

La dextérité de la main est permise par le sens du « toucher », permettant d'obtenir des informations sur la surface de l'objet en contact avec la peau, mais aussi par une multitude d'autres caractéristiques sensorielles. La main bénéficie d'une aire importante dans le cortex somesthésique, attestant d'un système somatosensoriel développé (Figure 11) (Sobinov et Bensaïa 2021). La main est un organe unique pour la qualité de son « toucher », la surface de la main est dépourvue de poils, mais elle est innervée par plus de 17 000 fibres nerveuses qui transmettent les informations tactiles au SNC (Johansson et Vallbo 1979). Parmi ces afférences nerveuses, on distingue 4 types de mécanorécepteurs qui transmettent des informations différentes (Johansson et Vallbo 1979). On retrouve les corpuscules de Meissner et Pacini sensibles aux vibrations de la peau et à la texture de la surface d'un objet. Les corpuscules de Merkel sont sensibles à la pression exercée sur la peau et ressentent une discontinuité d'une surface. Les corpuscules de Ruffini sont sensibles à l'étirement de la peau. L'ensemble de ces récepteurs sensoriels sont sensibles à différentes intensités et types de contraintes mécaniques, ils offrent à la main un « toucher » de haute résolution et fournissent des informations précises sur le contact pour guider la manipulation. Par exemple, quand la main transporte un objet, la force de préhension dépend de la forme, de la taille, des forces de friction et de la masse de

l'objet (Vigouroux et al. 2011). Toutes ces caractéristiques sont ressenties par le système sensoriel de la main. Pour prévenir que l'objet glisse, la main exerce une force supplémentaire appelée « marge de sécurité » qui est 10 à 40% supérieure à la force minimale nécessaire pour porter l'objet (Danion et al. 2000). Cette marge de sécurité augmente lorsque les afférences sensorielles sont inhibées (Westling et Johansson 1984). D'autre part, la marge de sécurité est plus faible chez les personnes ayant une meilleure dextérité. Ces résultats attestent d'un lien fort entre afférences sensorielles et contrôle précis du mouvement de la main (Westling et Johansson 1984).



*Figure 11 – Homonculus schématisant une représentation du corps humain proportionnelle à la surface dédiée pour ces parties dans le cortex somesthésique – adapté de Penfield et Rasmussen (1950)*

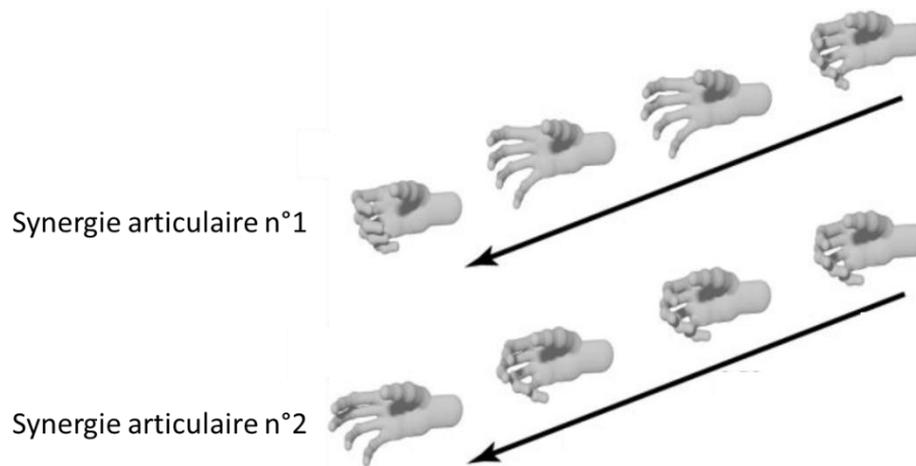
La proprioception informe sur les mouvements de la main et les efforts exercés par les muscles. Elle est originaire des mécanorécepteurs des muscles et tendons : les organes tendineux de golgi sensibles à l'intensité de l'étirement tendineux et les fuseaux neuro-musculaires, afférence Ia, sensibles à la vitesse d'étirement du muscle. Une des capacités exceptionnelles du système somatosensoriel de la main est de permettre une représentation 3D mentale de la forme de l'objet. Ce phénomène est possible grâce l'ensemble des afférences sensorielles issues de la peau et des muscles qui renvoient un feedback de très haute qualité sur les mouvements de la main et les caractéristiques des objets manipulés. Ainsi l'absence de vision a très peu d'impact sur notre capacité à manipuler un objet, comme par exemple, pour mettre un bouton d'une

chemise (Purdy et al. 1999). La vision joue tout de même un rôle important, car elle permet d'obtenir des informations spécifiques sur l'objet mais surtout elle permet d'obtenir des informations avant de toucher l'objet. Par exemple pour adapter la forme de la main à l'objet à saisir.

#### **I.2.4 Covariations articulaires, synergies articulaires**

Grâce à son anatomie et son système sensori-moteur, la main peut réaliser une grande diversité de tâches, demandant de la force comme taper avec un marteau ou des gestes très fins et précis comme coudre avec une aiguille (Napier 1956). Pour chacun de ces gestes, la main adopte des positions différentes et des modes de préhension diversifiés selon qu'il y ait un besoin de force ou de précision (Napier 1956; Cutkosky 1989). Les modes de préhension adaptés à des tâches de force requièrent l'utilisation combinée des doigts et de la paume, ce sont des modes de préhension palmaire aussi appelés « power grasp ». Tandis que ceux adaptés à des tâches de précision impliquent uniquement des zones ponctuelles des doigts, ils mobilisent souvent la pulpe du pouce et de l'index et sont appelés pince « pulpaire » ou « pinch grip ».

Les multiples articulations de la main, présentent un considérable avantage en termes de flexibilité. En effet, la main est en capacité d'ajuster sa position et la force exercée par chaque doigt. Toutefois, pour répondre à la complexité de contrôle, le SNC actionnerait les doigts de manière synergique permettant de réduire le nombre de dimensions à contrôler (Santello et al. 2013). Santello et al. (2002) montrent par analyse en composante principale (PCA) identifiant les covariations articulaires de 17 degrés de liberté, que seulement 2 synergies articulaires (covariations des degrés de liberté) suffisent pour représenter 75% du mouvement de préhension (Figure 12). En effet, à l'approche de la main pour saisir l'un des 20 différents objets, l'ensemble des articulations des doigts s'étendent légèrement avant de se fléchir. Ce n'est qu'à proximité de l'objet que les doigts ajustent plus précisément et indépendamment leur position, faisant intervenir d'autres composantes du mouvement. Ces résultats sont en accord avec ceux avancés par Lemon et al. (1995), qui montrent que durant la phase d'approche de la main avant d'attraper un objet, la commande nerveuse est plus importante pour les muscles extrinsèques qui contrôlent les doigts dans leur ensemble. Puis lorsque les doigts ajustent leur position à l'objet, les muscles intrinsèques reçoivent une commande nerveuse plus importante.



*Figure 12 – Principales synergies articulaires lors d'une tâche de préhension mobilisant tous les doigts. Synergie n°1 : Tous les doigts longs ont un mouvement d'extension et d'abduction, puis dans un second temps, de flexion et d'adduction. Synergie 2 : Les doigts restent statiques jusqu'à 70% du mouvement, puis ils s'étendent ensemble - Santello et al. (2002)*

Soechting et Flanders (1997) remarquent également des covariations articulaires pour une tâche de dactylographie. De plus les auteurs montrent que la covariation du mouvement des doigts n'est pas obligatoire et que chacun détient la possibilité d'ajuster sa position. Selon Thakur et al. (2008), qui observent les covariations articulaires de 15 degrés de liberté, seulement 4 synergies articulaires suffiraient à représenter 80% des mouvements réalisés par la main pour une grande partie des tâches pratiquées quotidiennement. Ces synergies sont constantes parmi les 9 sujets étudiés et pour plusieurs tâches. De plus les synergies articulaires qu'ils identifient sont similaires à celles trouvées dans d'autres études (Santello et al. 1998). La similitude des synergies articulaires identifiées lors de la réalisation de gestes différents peut être expliquée par les liens anatomiques présents entre les complexes musculo-tendineux des doigts. Par exemple, une synergie articulaire montre la flexion commune des doigts longs, ce résultat peut être expliqué par l'action des fléchisseurs communs (FDS et FDP) à l'ensemble des doigts longs (Santello et al. 1998; Thakur et al. 2008). En plus des liens anatomiques, la similitude des synergies articulaires entre différents gestes peut être expliquée par le fait que l'activation des muscles des doigts est coordonnée par le SNC à travers des patterns communs d'activation (Kutch et Valero-Cuevas 2012; van Duinen et Gandevia 2011). Gentner et Classen (2006), montrent qu'une stimulation magnétique transcrânienne d'une certaine partie du cortex prémoteur induit un mouvement synergique des doigts similaire à ceux utilisés pour saisir un

objet. Ainsi, manipuler notre environnement avec dextérité nécessite un contrôle moteur élaboré permettant d'allier mouvement commun et ajustement individuel de chaque doigt.

### **I.2.5 Contrôle indépendant des doigts**

Bouger les doigts de manière synergique simplifie le contrôle d'un grand nombre de degrés de liberté (Fish et Soechting 1992). Toutefois la dextérité dépend de la capacité à contrôler les mouvements des doigts indépendamment les uns des autres (Andersen et Siebner 2018). Les caractéristiques anatomiques (Partie I), tout comme les caractéristiques nerveuses de la main (Bremner et al. 1991), ne permettent pas d'exercer une force avec un doigt sans produire de force avec les autres. Ainsi, lorsqu'un doigt exerce beaucoup de force, Zatsiorsky et al. (1998) montrent que la force exercée par un doigt normalement passif est comprise entre 2 à 52% de la force du doigt actif. Même pour des niveaux de force bas, à cause des liens anatomiques et nerveux, les doigts normalement passifs bougent automatiquement d'une petite amplitude (Häger-Ross et Schieber 2000). Toutefois, lorsqu'un doigt agit seul lors d'une flexion isométrique maximale (pour la flexion de la MCP), il exerce plus de force que lorsqu'il agit avec plusieurs doigts. La force exercée par l'ensemble des doigts est toutefois supérieure (Li et al. 1998). Ces résultats mettent en avant le lien présent lors de l'action des doigts, qui peut être induit par les caractéristiques anatomiques ou par la nécessité d'équilibrer les forces externes, sur l'objet, comme les forces internes, sur le poignet (Li et al. 1998).

Les doigts ont des degrés d'indépendance différents, le pouce et l'index détiennent les meilleurs degrés d'indépendance tandis que les mouvements du majeur, de l'annuaire et du petit doigt sont moins indépendants (Häger-Ross et Schieber 2000; Lang et Schieber 2004; Reilly et Hammond 2006). Par exemple, pour la flexion spécifique de l'articulation métacarpo-phalangienne d'un doigt, le pouce et l'index exercent une force avec le plus grand degré d'indépendance, suivi du majeur, du petit doigt et de l'annuaire (Figure 13) (Häger-Ross et Schieber 2000). La tendance est similaire lors de l'adduction et l'abduction d'un doigt (Reilly et al. 2006). Les forces mesurées lors de tâches de pince entre le pouce et un doigt confirment ces résultats (Reilly et Hammond 2004).

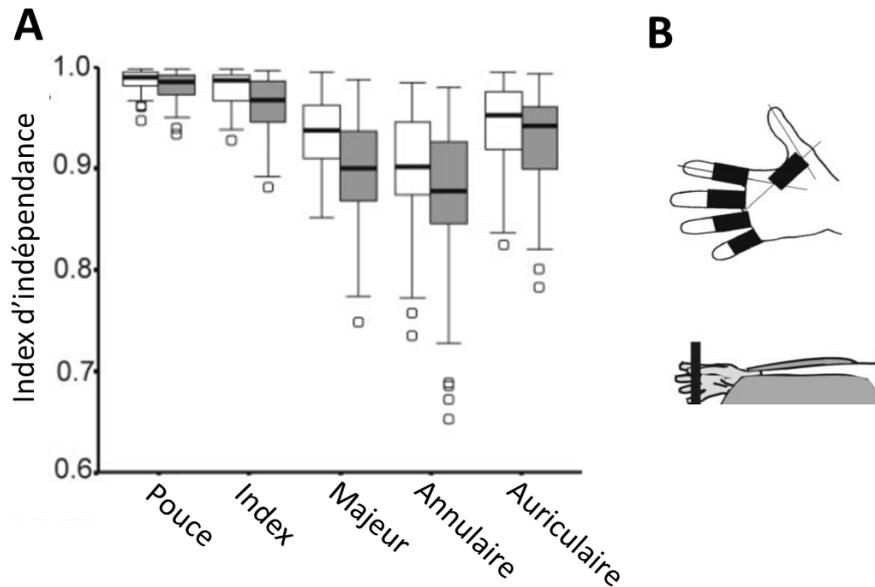


Figure 13 – Box plot représentant l'index d'indépendance de chaque doigt (A) pour la main dominante (blanc) et non-dominante (gris). Les résultats sont obtenus suite à la flexion individuelle de chaque doigt (B). L'index d'indépendance est calculé à partir des mouvements réalisés par les doigts devant rester immobiles (1 : le doigt reste immobile lorsqu'un autre est actionné) – Häger-Ross et Schieber (2000)

Ce phénomène est expliqué par des facteurs biomécaniques. Des liens anatomiques ou des frottements existent entre les tendons des fléchisseurs et des extenseurs des doigts dans l'avant-bras, le canal carpien et la paume de la main (Partie I; von Schroeder et Botte 1993; Kilbreath et Gandevia 1994; van Duinen et Gandevia 2011). Les muscles compartimentés, communs aux quatre doigts longs, induisent de fortes co-contractions et transmissions d'actions mécaniques entre les compartiments adjacents (van Duinen et Gandevia 2011). Cependant, certains doigts sont plus libres comme le pouce dont la plupart de ses muscles lui sont spécifiques. L'index et les petits doigts détiennent également un extenseur spécifique (extenseur de l'index ; extenseur du petit doigt) et un abducteur latéral (FDI ; adducteur du petit doigt) participant à leur indépendance mécanique. Des facteurs nerveux réduisent également l'indépendance du mouvement des doigts (Bremner et al. 1991; McIsaac et Fuglevand 2007). Les compartiments des muscles extrinsèques communs aux quatre doigts longs partagent une commande nerveuse commune. C'est-à-dire que lorsqu'un compartiment spécifique au mouvement d'un doigt est recruté, la commande nerveuse qu'il reçoit est également transmise

à un autre compartiment, ce qui entraîne le mouvement non voulu d'un doigt. Ce phénomène est d'autant plus important que les compartiments sont adjacents, puis diminue lorsque les compartiments sont plus éloignés. Le niveau de commande nerveuse partagée est moindre entre les compartiments de l'index et du majeur, tandis qu'il est plus élevé pour l'annulaire et le petit doigt (Figure 14) (McIsaac et Fuglevand 2007; Wings et Santello 2004; Reilly et Hammond 2004; Bremner, Baker et al. 1991; Keen et Fuglevand 2004). Ainsi, le pouce et l'index ont le meilleur degré d'indépendance nerveuse, suivis du majeur, puis de l'annulaire et du petit doigt (Bremner et al. 1991; Keen et Fuglevand 2004; Kilbreath et al. 2002; Reilly et al. 2004; McIsaac et Fuglevand 2007).

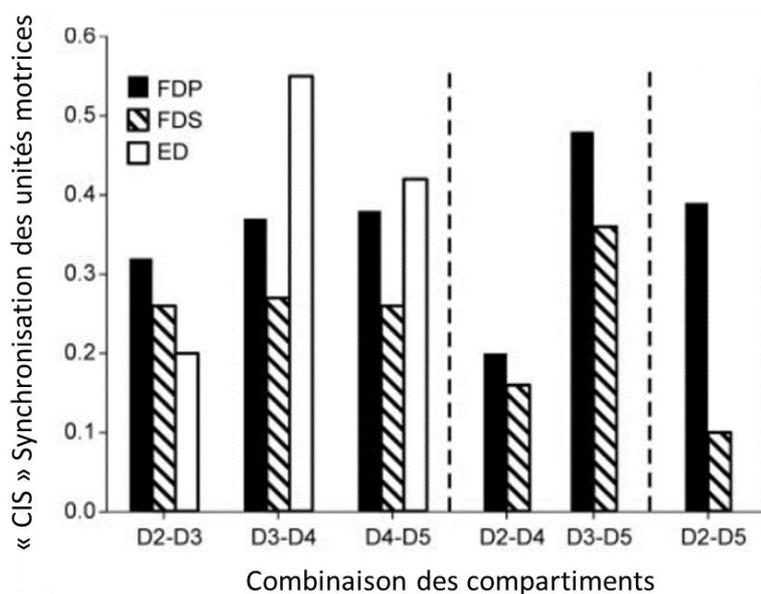


Figure 14 – Comparaison de la synchronisation du recrutement des unités motrices du compartiment du doigt actionné et de celui d'un autre doigt. Données recueillies pour les fléchisseurs et pour l'extenseur communs des doigts lors de la flexion ou de l'extension d'un doigt. La valeur du CIS informe sur l'intensité du lien entre les compartiments – McIsaac et Fuglevand (2007)

Le degré d'indépendance des doigts varie selon la complexité du mouvement. Par exemple, lorsque la fréquence de mouvement augmente de 2Hz à 3Hz le degré d'indépendance des doigts diminue (Häger-Ross et Schieber 2000). Le degré d'indépendance des doigts lors de tâche complexe est un indice de dextérité et permettrait de différencier la dominance (Reilly et Hammond 2006).

## I.2.6 Latéralité

La latéralité, ou dominance, est définie par la préférence à utiliser une main plus que l'autre (Andersen et Siebner 2018). Cet attribut propre à l'Homme, dont 90% sont droitiers (Sobinov et Bensmaïa 2021), s'exprime par une différence de capacité à réaliser des tâches complexes comme l'écriture (Figure 15), ou des tests de dextérité (Walker et Henneberg 2007; Hervé et al. 2005; Amunts et al. 1997). Reilly et al. (2004) ne parviennent pas à discriminer la main dominante de la main non-dominante en observant le degré d'indépendance des doigts pour un geste simple mobilisant un seul doigt. Cependant pour un geste plus complexe coordonnant plusieurs doigts, ils montrent une plus grande indépendance dans le mouvement des doigts pour la main dominante. Ce résultat atteste d'un meilleur contrôle moteur de la main dominante, visible par une meilleure dextérité du mouvement.

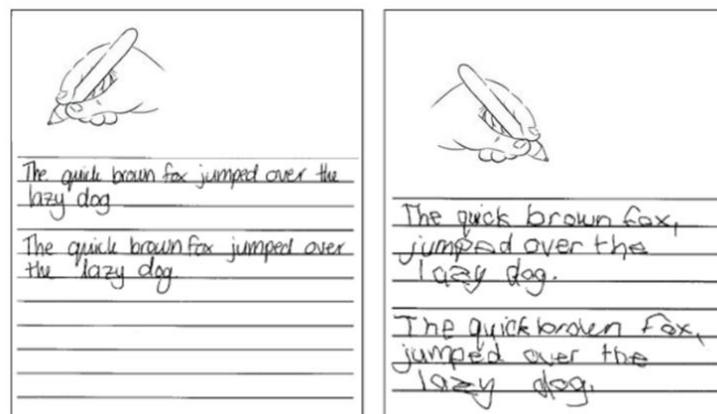


Figure 15 – Illustration de la différence de qualité d'écriture entre la main dominante et non dominante – adaptée de Walker et Henneberg (2007)

La dominance est visible au niveau de l'organisation des aires motrices corticales. L'aire controlatérale du cortex prémoteur, contrôlant la main dominante, est plus développée (Volkman et al. 1998). En effet, le degré d'asymétrie entre l'aire corticale de la main dominante et non-dominante est hautement corrélé avec le niveau de latéralisation mesuré lors d'un test standardisé (Oldfield 1971; Volkman et al. 1998; Amunts et al. 1997). Ce degré d'asymétrie est très marqué chez les droitiers, tandis qu'il est plus modéré pour les gauchers (Hervé et al. 2005; Andersen et Siebner 2018). Cependant, les gauchers et droitiers ne montrent pas de différence de dextérité avec la main dominante lors d'un tapping test (Hervé et al. 2005). Pour les droitiers comme pour les gauchers, l'activation de l'aire de la main dominante du

cortex moteur est clairement plus important que celle du côté non-dominant (Volkman et al. 1998; Amunts et al. 1997). Cette caractéristique, qu'elle soit un prérequis ou une conséquence, fournirait les conditions nerveuses pour un contrôle moteur plus efficient de la main dominante (Volkman et al. 1998; Sainburg 2002; Andersen et Siebner 2018). Semmler et al. (2004), observent un niveau de commande commune plus faible de la main dominante que de la main non-dominante. Ce résultat était également retrouvé entre un groupe de pianiste et d'haltérophile. Un niveau faible de commande nerveuse commune pourrait favoriser la précision et le contrôle indépendant des doigts (Semmler et al. 1997). Cependant d'autres auteurs trouvent des résultats contradictoires, ils montrent que « l'index de commande commune » (CIS) serait plus important pour les muscles de la main dominante (Schmied et al. 1994; Hockensmith et al. 2005; Kamen et al. 1992).

D'autres auteurs ont une approche différente, ils avancent que la main dominante et non-dominante n'ont pas le même rôle dans les tâches quotidiennes. La main non-dominante remplirait les tâches de stabilisation tandis que la main dominante réaliserait des actions dynamiques plus complexes (Guiard 1987; Sainburg 2002; de Freitas et al. 2019). Par exemple tandis que la main non-dominantes tiendrait le clou, la main dominante manipulerait le marteau (Wiesendanger et al. 1996). Madarshahian et Latash (2022), montrent que les synergies musculaires (i.e. partie III) dédiées à la stabilisation de la force sont présentes dans la main non-dominante et sont absentes dans la main dominante. Toutefois les auteurs ne montrent aucune différence pour les synergies musculaires dynamiques entre la main dominante et non-dominante. Il n'y aurait pas de « bonne » ou « mauvaise » main mais plutôt deux mains spécialisées dans différents types de tâches (Sainburg 2002 ; de Freitas et al. 2019), la main dominante étant plus habile pour les tâches complexes dynamiques nécessitant une bonne dextérité (Walker et Henneberg 2007; Reilly et Hammond 2006).

### **Synthèse 1.2 :**

La main dispose d'une anatomie propice à réaliser une grande variété de mouvements. En effet les 24 degrés de liberté qu'offrent ses articulations lui permettent de s'adapter à de multiples circonstances. Même si la main n'est pas un outil parfait, par le manque d'indépendance entre les mouvements de ces doigts (van Duinen et Gandevia 2011), elle bénéficie de représentations corticales motrices et somesthésique étendues propices à un contrôle moteur élaboré. L'aire somesthésique très développée permet d'intégrer les afférences des multiples récepteurs sensoriels fournissant des informations précises sur le mouvement de la main et son environnement. L'aire prémotrice également très développée favorise la présence de circuits neuronaux élaborés propices à un mouvement complexe. Ainsi l'alliance des systèmes somatosensoriel et moteur, donne à la main la capacité de réaliser des mouvements complexes et précis (Sobinov et Bensmaia 2021). Étudier la manière dont les muscles de la main sont contrôlés permet d'appréhender leurs coordinations sous-jacentes à ces mouvements complexes.

## **I.3 Contrôle moteur du mouvement des doigts**

### **I.3.1 Complexité du contrôle moteur**

La main est dotée d'une anatomie qui offre une multitude de degré de liberté ce qui est un facteur décisif de la dextérité (Napier 1956). Cependant, cette caractéristique rend la main humaine extrêmement complexe à contrôler (van Duinen et Gandevia 2011 ; Santello et al. 2013). A titre d'exemple, le mouvement d'un seul doigt résulte de l'action simultanée de plusieurs muscles extrinsèques et intrinsèques pour contrôler les 3 articulations du doigt et stabiliser les autres articulations de la main (Schieber 1995; Goislard de Monsabert et al. 2012).

En effet, les muscles extrinsèques des doigts sont pluri-articulaires, lorsqu'ils se contractent leurs tendons créent des moments de force sur les différentes articulations qu'ils traversent. Par exemple, lors de l'extension d'un doigt, l'EDC génère une force sur les articulations du coude, du poignet, de la métacarpo-phalangienne et des interphalangiennes proximale et distale (An et al. 1983). Ainsi, pour équilibrer les moments articulaires secondaires induits par la trajectoire des tendons, le recrutement de plusieurs muscles est nécessaire pour stabiliser les articulations

et renforcer la précision du geste (Gribble et al. 2003). Le niveau de co-contraction des muscles agonistes et antagonistes est ajusté constamment lors de la tâche réalisée pour stabiliser les articulations et équilibrer les contraintes internes et externes rencontrées (Goislard de Monsabert et al. 2012). Par ailleurs, comme nous l'avons décrit précédemment, les fléchisseurs et l'extenseur commun des doigts sont des muscles compartimentés induisant des liens anatomiques (von Schroeder et Botte 1993; Kilbreath et Gandevia 1994; van Duinen et Gandevia 2011) et transmettant des actions mécaniques non-voulues sur les tendons des compartiments voisins (Schieber et Santello 2004). De plus, le recrutement des fibres musculaires spécifiques au compartiment d'un doigt induit une co-contraction des compartiments voisins (Fuglevand 2011). Ainsi, bouger un seul doigt nécessite le recrutement de plusieurs muscles afin de stabiliser les différentes articulations devant rester immobiles (Schieber 1995).

Fuglevand (2011) montre que l'extension de l'annulaire nécessite la contraction de plus de 18 muscles, ou compartiments musculaires (Figure 16). Certains muscles agissent pour l'extension du doigt (EDC, 4<sup>ème</sup> interosseux dorsal), tandis que d'autres sont recrutés pour stabiliser les différentes articulations devant rester immobiles. La compréhension des mécanismes sous-jacents à la réalisation de mouvements divers, nécessite donc de s'intéresser à la façon dont le système nerveux central coordonne les muscles actionnant la main et les doigts.

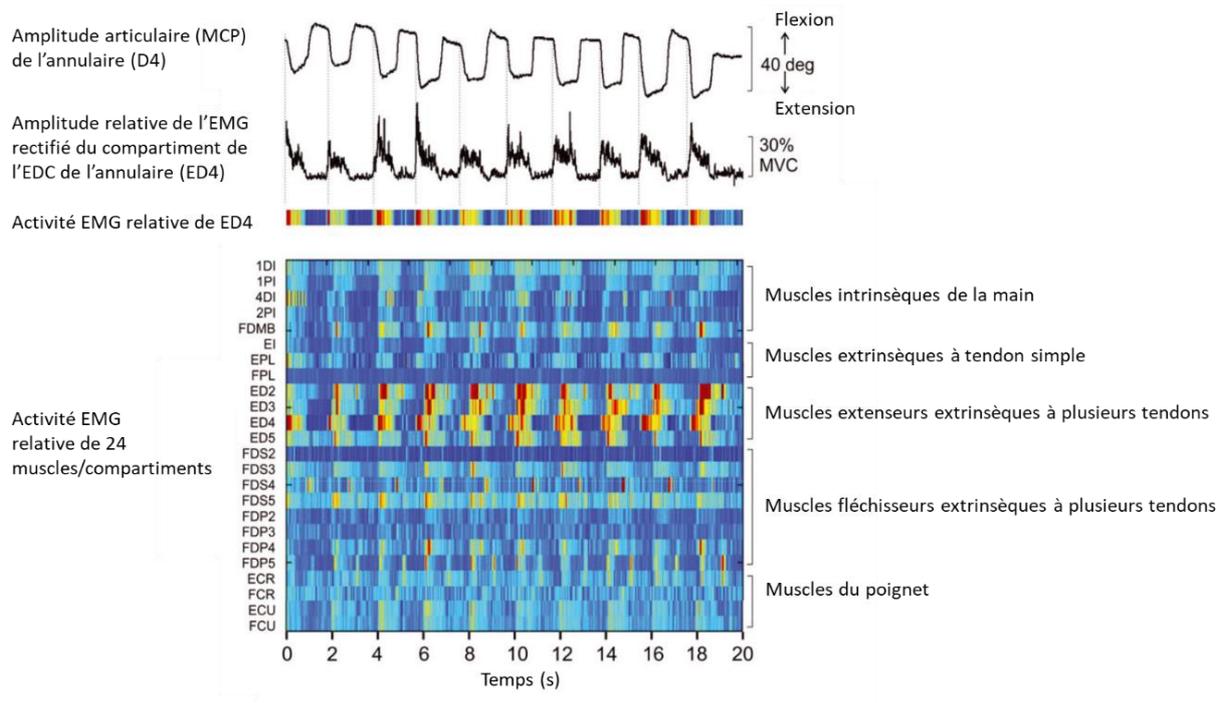


Figure 16 – Activité électromyographique (EMG) de 24 muscles/compartiments durant la flexion/extension de l'annulaire (MCP) - Fuglevand (2011)

### I.3.2 Messages nerveux et production de force

Pour réaliser un mouvement, le système nerveux central (SNC) génère des commandes nerveuses à destination des muscles afin qu'ils se contractent et fournissent un travail mécanique (Farina et al. 2016). Plus précisément, lors de la réalisation d'un mouvement volontaire, le cortex moteur envoie des signaux électriques via les neurones cortico-spinaux (Figure 17). Ces messages nerveux sont intégrés au niveau spinal avec les afférences sensorielles, lorsque la somme des signaux atteint un seuil sur la membrane des motoneurones alpha, des potentiels d'actions sont formés et se propagent le long de l'axone des motoneurones alpha jusqu'à la synapse neuro-musculaire (Farina et Negro 2012). Les potentiels d'actions sont transmis au niveau de la plaque motrice et provoquent la dépolarisation du sarcolemme de l'ensemble des fibres musculaires constituant les unités motrices. Le potentiel d'action se propage alors le long des cellules musculaires et provoque leur contraction. La contraction musculaire résulte en une production de force (Biewener et Patek 2018). Le complexe musculo-

tendineux transmet le travail mécanique aux sites ostéoarticulaires sur lesquelles il s'insère. Les articulations sur lesquelles les muscles agissent peuvent être mises en mouvement.

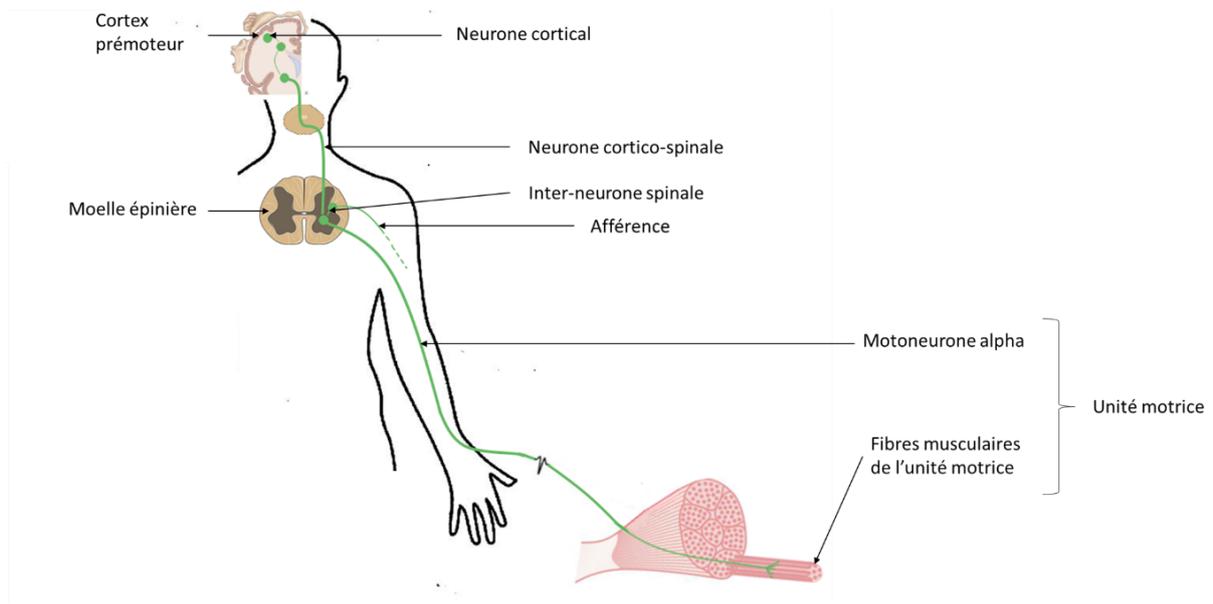


Figure 17 – Schéma du trajet du message nerveux moteur. Depuis sa création au niveau de l'aire pré-motrice de la main dans le cortex pré-moteur, jusqu'à l'activation du motoneurone alpha dans la moelle épinière et le recrutement des fibres musculaires de l'unité motrice.

L'unité fonctionnelle du muscle qui convertit le message nerveux en une contraction produisant de la force est l'unité motrice. L'unité motrice est constituée de plusieurs fibres musculaires innervées par un motoneurone alpha (Figure 17; Enoka 2008). Le niveau de force produit par le muscle dépend de ses propriétés mécaniques (PCSA, tension spécifique, relations force-vitesse et force longueur) et de l'activation qu'il reçoit. Lorsque la commande nerveuse est plus importante, le niveau de force produit augmente : le nombre d'unités motrices activées est plus important (recrutement spatial) ainsi que leur fréquence de recrutement (recrutement temporel) (Duchateau et Enoka, 2011). Le recrutement des unités motrices est hiérarchisé selon le principe d'Henneman (Henneman 1957). Tout d'abord les unités motrices associées à un petit motoneurone sont recrutées en premier. Elles sont caractérisées par un temps de contraction long, un faible niveau de force et une bonne résistance à la fatigue. Puis, lorsque la commande nerveuse augmente, les unités motrices associées à un plus gros motoneurone sont recrutées. Leurs caractéristiques sont un temps de contraction court, un niveau de force important mais une faible résistance à la fatigue. Toutefois, même si ce principe est admis, la hiérarchie décrite ci-dessus peut être bouleversée dans certains cas. Desmedt et Godaux (1981) montrent que

l'ordre de recrutement des unités motrices du muscle FDI, abducteur et fléchisseur de l'index, change en fonction de la tâche et de leur avantage mécanique. L'unité motrice est l'unité fonctionnelle qui transforme le signal nerveux en force mécanique, s'intéresser à la façon dont elle est recrutée, en observant les potentiels d'action se propageant à la surface des fibres musculaires grâce à l'analyse électromyographique (EMG), semble nécessaire pour étudier son lien avec le geste réalisé.

### I.3.3 La commande nerveuse

La commande nerveuse contient les informations d'exécution du mouvement (Farina et Negro 2012). Elle est caractérisée par la fréquence de décharge des potentiels d'action reçus par un certain nombre d'unités motrices et est exprimée en nombre de potentiels d'unités motrices par seconde. Cette commande est corrélée aux variations de force produite par le muscle (Figure 18) (Milner-Brown et al. 1973).

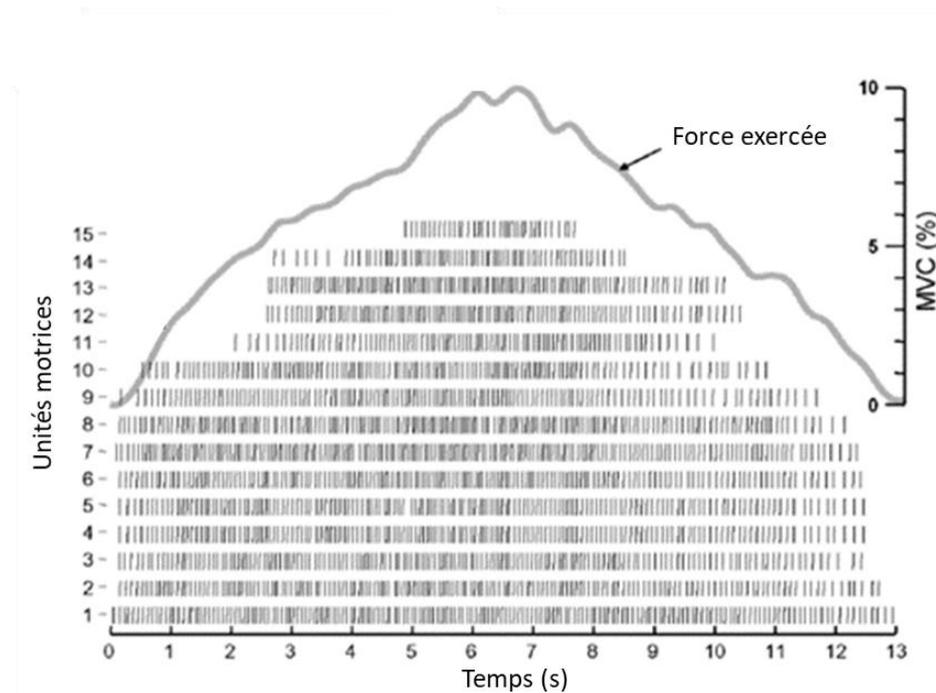


Figure 18 - Recrutement des unités motrices durant une contraction 'en rampe'. Potentiels d'action (traits) reçu pour chacune des unités motrices identifiées suite à la décomposition du signal EMG enregistré par EMG haute densité – Farina et Negro (2012)

La commande nerveuse peut être estimée en utilisant des systèmes EMG capables d'identifier des potentiels d'unité motrice, comme l'EMG intramusculaire ou l'EMG de surface à haute densité (Farina et al. 2014; Farina et al. 2004). L'utilisation combinée de multi-électrodes et d'algorithmes de décomposition permet de séparer et d'identifier les potentiels d'actions de plusieurs unités motrices (Figure 18) (Farina et al. 2016 ; partie VI). Ces mesures se distinguent de celles faites par l'EMG de surface classique en mode bipolaire qui observe l'activation musculaire, et est définie comme la somme algébrique des potentiels d'action musculaires situés dans la zone de mesure (Figure 19) (Enoka et Duchateau 2015). L'étude de son amplitude reflète indirectement le niveau de commande nerveuse, mais cette amplitude est modifiée par la conductivité des tissus, ou par l'annulation du signal due à la superposition des potentiels d'action (Keenan et al. 2005).

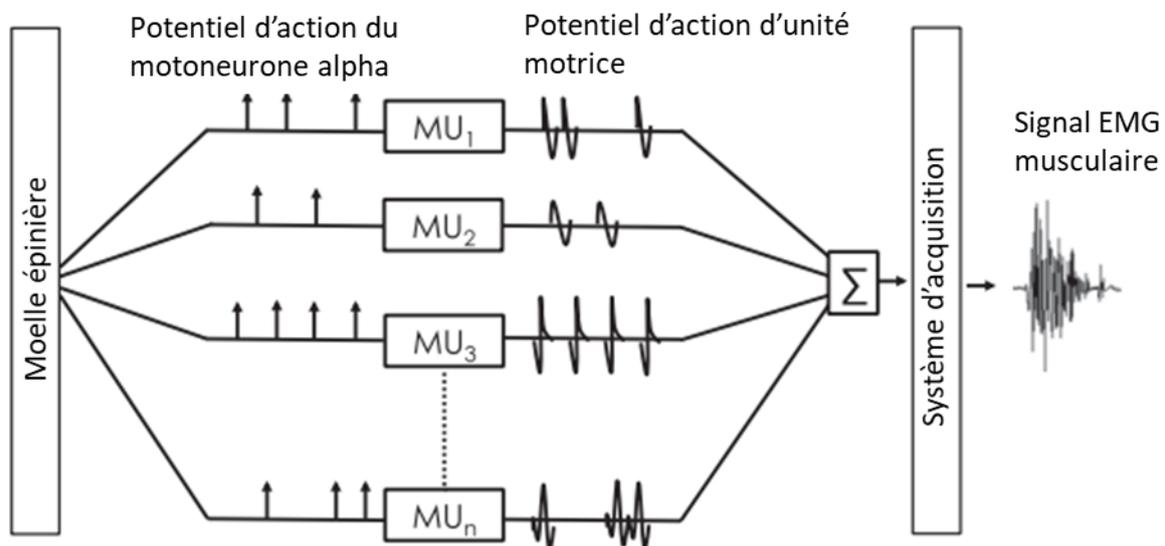


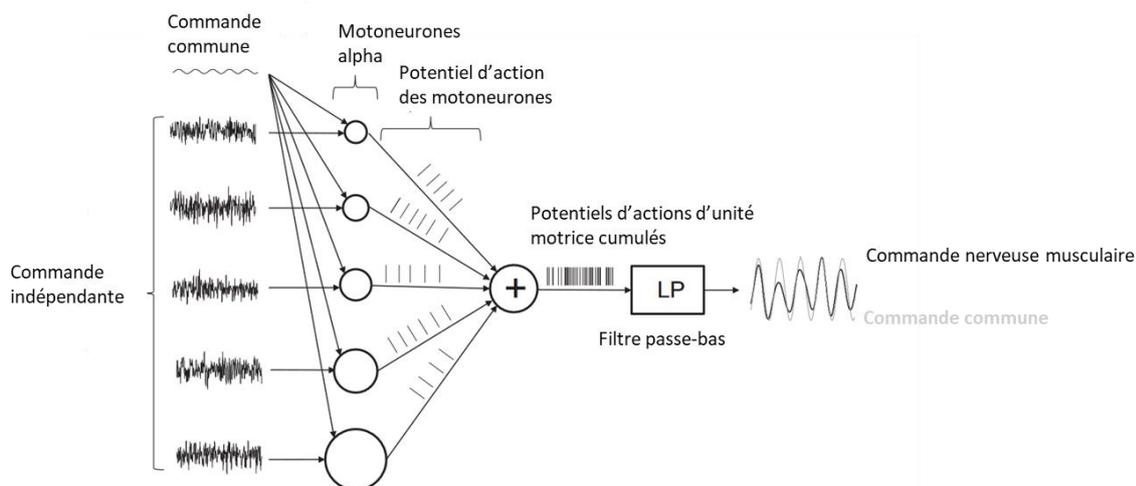
Figure 19 – Schématisation de la composition du signal EMG musculaire à partir des potentiels d'action issus des motoneurones alpha. La séquence de décharge des motoneurones alpha détermine celle du train de potentiels d'action de l'unité motrice (MU). La sommation de l'ensemble des potentiels d'action enregistrés au niveau du muscle donne le signal EMG musculaire - De Luca (1979)

### I.3.4 La commande commune

La commande nerveuse descendante, ou les afférences sensorielles, peuvent innervent plusieurs motoneurones alpha (Lawrence et De Luca 1983). Ces messages nerveux communs à différents motoneurones alpha sont appelés « commande commune » et entraînent une corrélation de la

fréquence de décharge des motoneurones (Figure 20) (De Luca et al. 1982). La production de force des unités motrices ainsi innervées sera synchronisée (Santello et Fuglevand 2004).

La force produite par une unité motrice est relativement faible. Ainsi, même pour des contractions musculaires de faible intensité, plusieurs unités motrices doivent être recrutées. L'activation se fait grâce à la transmission d'une commande commune à un ensemble de motoneurones alpha (Figure 20 ; Farina et al. 2014). Chaque motoneurone reçoit également une part de commande indépendante (Farina et al. 2014). Toutefois, dans un groupe de motoneurones, la commande commune a tendance à être valorisée, tandis que la commande indépendante est atténuée (Figure 20). En effet, Farina et al. (2014) montrent qu'à l'échelle d'un groupe de motoneurones ; les commandes indépendantes sont atténuées car filtrées par la sommation de plusieurs commandes. Ainsi, les commandes indépendantes ont peu d'influence sur la production de la force (Farina et al. 2014). La force produite est donc contrôlée principalement par une commande « effective » : une commande nerveuse musculaire basse fréquence commune à plusieurs unités motrices (Negro et al. 2009; Farina et al. 2016).



*Figure 20 – Importance de la commande commune reçue par un groupe de motoneurones. La commande nerveuse musculaire, correspondant à la somme de l'ensemble des commandes indépendantes et communes. On remarque que la commande nerveuse musculaire (représentée en noir) correspond principalement à la commande commune spinale (représentée en gris) – Farina et al. (2014)*

Selon leur emplacement et leur répartition au sein du muscle, les groupes d'unités motrices peuvent avoir un rôle mécanique différent et semblent être recrutés selon les caractéristiques

du mouvement (Desmedt et Godaux 1981). Ter Haar Romeny et al. (1984) montrent que les groupes d'unités motrices médiaux du biceps brachial, ayant un avantage mécanique pour la supination de l'avant-bras, sont d'avantage recrutés lors de la supination de la main. Ainsi, la modulation commune de l'activation des groupes d'unités motrices, qui ont une trajectoire commune et une action mécanique spécifique, semble permettre d'ajuster l'action du muscle en fonction des caractéristiques de la tâche (Farina et al. 2016).

### I.3.5 Distribution de la commande nerveuse entre les muscles

Lors du mouvement (e.g. saisir un objet) plusieurs muscles sont mis en jeu. Les unités motrices de ces muscles peuvent partager un certain niveau de commande commune afin que leurs actions soient synchronisées (De Luca et Erim 2002; Santello et Fuglevand 2004). En outre, le fait que les groupes d'unités motrices de ces différents muscles partagent une commande commune permet de réduire le nombre de variables nerveuses nécessaires au contrôle du mouvement (Figure 21) (Farina et Negro 2012; Madarshahian et al. 2021; Hug et al. 2021).

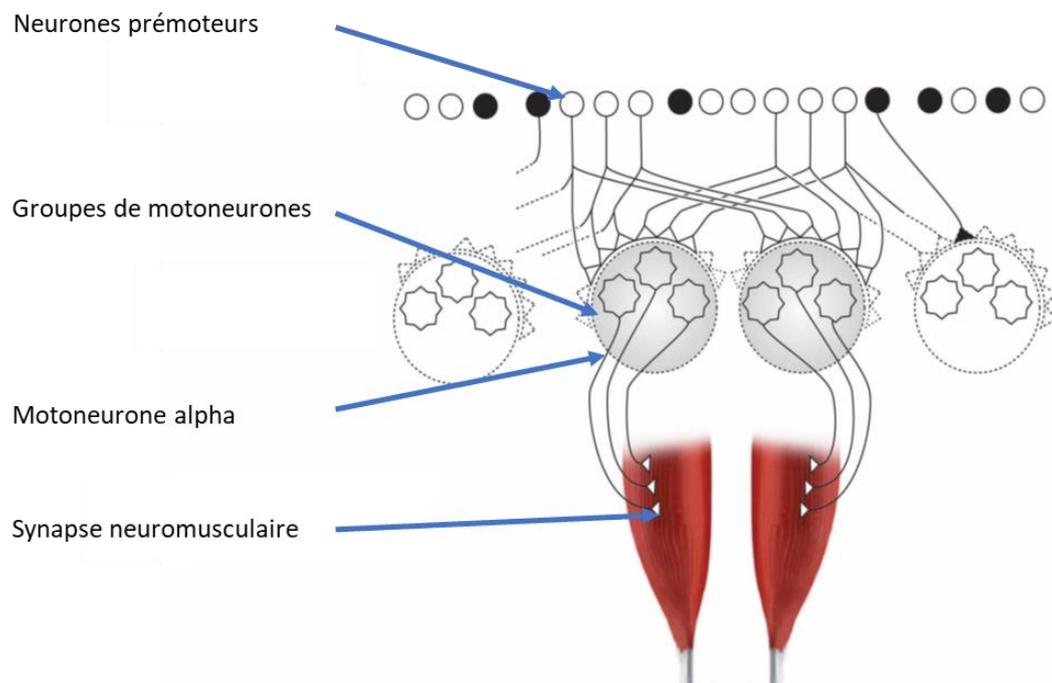


Figure 21 - Organisation schématique du cheminement des commandes nerveuses communes depuis les neurones prémoteurs jusqu'aux motoneurones alpha de deux muscles de la main. Les neurones noirs représentent les interneurones inhibiteurs - Santello et al. (2013)

Des études ont récemment montré que toutes les unités motrices d'un même muscle ne reçoivent pas forcément la même commande nerveuse (Figure 22) (Hug et al. 2021; Tanzarella et al. 2021). A contrario, des unités motrices issues de muscles éloignés, comme les ischio-jambiers et les fléchisseurs plantaires, peuvent recevoir un certain niveau de commande en commun (Hug et al. 2021). Ces études rappellent que la distribution de la commande commune intermusculaire est établie entre les groupes d'unités motrices des différents muscles, plutôt qu'entre muscles de façon globale (Hug et al. 2021; Tanzarella et al. 2021; Madarshahian et al. 2021).

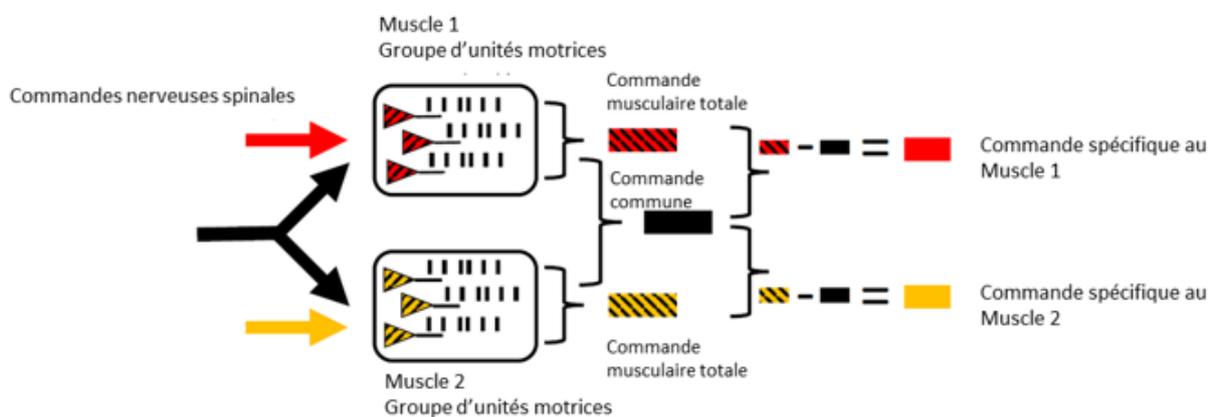


Figure 22 – Représentation de deux muscles recevant une commande commune (noir) et une commande spécifique à chacun d'eux (jaune ou rouge). La commande spécifique à chaque muscle est identifiée par la soustraction de la commande commune à la commande reçue par chaque muscle. – adaptée de Laine et al (2015)

Il semble que les muscles anatomiquement ou biomécaniquement liés soient prédisposés à partager un niveau important de commande commune (Kutch et Valero-Cuevas 2012). Laine et al. (2015) montrent lors de l'extension du genou, pour deux muscles synergistes appartenant au quadriceps (vastus médial et latéral), que seulement 5 à 25% de la commande motrice est spécifique à chacun des muscles (Figure 22). Cependant d'autres travaux remettent en cause une association totale entre liens biomécaniques et commande commune (Hug et al. 2021). En effet, les muscles gastrocnémiens latéral et médial partagent peu de commande commune lors de la flexion plantaire malgré leur appartenance au même groupe musculaire et leur insertion distale sur le même tendon (Hug et al. 2021). Pour les fléchisseurs et extenseur communs des doigts (FDS, FDP, EDC), dont les compartiments sont biomécaniquement liés, la commande

commune est plus importante entre les groupes d'unités motrices d'un même compartiment, qu'entre compartiments différents (Bremner et al. 1991; Keen et Fuglevand 2004; Winges et Santello 2004). Toutefois le niveau de commande commune entre les groupes d'unités motrices de compartiments différents reste élevé (McIsaac et Fuglevand 2007). Malgré que ce lien limite l'indépendance d'action d'un seul doigt (Kilbreath et Gandevia 1994), il participe à l'action groupée des doigts et à la bonne prise d'un objet (Winges et Santello 2004).

Pour les muscles intrinsèques ou extrinsèques de la main, la part relative de commande commune aux unités motrices d'un même muscle est généralement supérieure à la part relative de commande commune aux unités motrices de muscles différents (Keen et Fuglevand 2004; Winges et al. 2008). Toutefois, la tâche réalisée semble avoir une influence importante dans le recrutement des groupes d'unités motrices (Desmedt et Godaux 1981) et la distribution de la commande commune. Laine et Valero-Cuevas (2017) montrent, lors d'une tâche de pince pouce-index, que la commande commune est plus importante pour la paire FDI-FDS que pour la paire FDI-APB. A l'inverse, lors d'une tâche visant à dévisser un bouchon de bouteille, la commande commune est plus importante pour la paire FDI-APB que pour la paire FDI-FDS. Ces deux muscles (FDI et FDS) agissent tout deux pour fléchir l'index et leur action serait d'avantage coordonnée lors de la pince pouce-index. Winges et Santello (2004) montrent que le FPL et le compartiment de l'index du FDP partagent un niveau de commande commune supérieur à celui mesuré entre le FPL et les autres compartiments du FDP lors d'une tâche de préhension mobilisant tous les doigts. Le niveau supérieur de commande commune persistant entre le FPL et le compartiment de l'index du FDP, pourrait refléter leur participation à une synergie musculaire spécifique (Winges et Santello 2004; Hockensmith et al. 2005), nécessaire pour contrôler finement les forces transmises par la phalange distale du pouce et de l'index lors de la pince pouce-index (Forssberg et al. 1991).

### **I.3.6 Redondance et synergies musculaires**

Lors d'une tâche motrice de la main, chaque degré de liberté peut être impliqué de différentes manières dans le mouvement. De plus, chacun peut être actionné par plusieurs muscles dont l'implication peut être modulée. La combinaison de ces paramètres pose le problème de la redondance biomécanique et neuromusculaire (Bernstein 1967). Ainsi il existerait une infinité de solutions possibles pour réaliser un mouvement posant la question des paramètres devant être contrôlés par le SNC. Dans un but de réduction des dimensions du contrôle moteur, Bernstein (1967) a proposé la notion de synergie, qui consiste à contrôler plusieurs degrés de

libertés par une même commande. Ainsi, les synergies musculaires correspondraient à des unités fonctionnelles qui permettraient au SNC d'imposer un pattern d'activation à un groupe de muscles afin qu'ils agissent de manière coordonnée dans un mouvement (Ajiboye et Weir 2009; Bizzi et Cheung 2013). Cette organisation réduit le nombre de variables devant être contrôlées et la complexité du contrôle moteur (d'Avella et Lacquaniti 2013).

Bien que l'origine nerveuse des synergies musculaires soit encore débattue, certaines études suggèrent que les synergies musculaires seraient encodées par un réseau de neurones dans le cortex primaire (Holdefer et Miller 2002; Schieber et Santello 2004). Une étude invasive utilisant des stimulations corticales chez des primates confirme cette hypothèse (Overduin et al. 2015). Les synergies musculaires seraient également modulées au niveau spinal par des réseaux de neurones prémoteurs (Bizzi et Cheung 2013; Tresch et Jarc 2009; Tanzarella et al. 2021), ce qui a été mis en évidence via des stimulations d'inter-neurones spinaux générant des mouvements complexes (Tresch et Bizzi 1999). Ces expériences attesteraient que le SNC coordonne le mouvement en envoyant une commande commune à des muscles, et donc des unités motrices, via des réseaux de neurones corticaux et/ou spinaux (Del Vecchio et al. 2019). Selon les synergies, chaque groupe d'unités motrices, réparti dans différents muscles, aurait un niveau d'activation initialement prédéterminé (Tresch et Bizzi 1999; d'Avella et Lacquaniti 2013), mais il serait ensuite modulé au niveau spinal en fonction de la tâche motrice (Tanzarella et al. 2021). Chaque groupe d'unités motrices peut être impliqué dans plusieurs synergies musculaires. Le niveau d'activation induit par l'ensemble des synergies auxquelles participent les groupes d'unités motrices détermine l'action globale du muscle (Ajiboye et Weir 2009; Tanzarella et al. 2021). Par exemple, pour un geste de préhension, Tanzarella et al. (2021) montrent que des sous-groupes d'unités motrices du FDI (Madarshahian et al. 2021) sont impliqués dans plusieurs synergies à des niveaux d'activation différents. Les synergies musculaires seraient des modules stables et reproductibles, ayant le rôle de « fonction de base » (d'Avella et Lacquaniti 2013). Leur combinaison par le SNC permet la réalisation d'un grand nombre de mouvements complexes (Bizzi et Cheung 2013; d'Avella et Lacquaniti 2013; Diedrichsen et Kornysheva 2015).

### **I.3.7 Mesure de la commande commune et identification des synergies pour des gestes de la main**

Lorsque plusieurs muscles agissent ensemble pour réaliser un mouvement, leurs patterns d'activation peuvent être coordonnés. Des méthodes basées sur l'analyse de la covariation des

patterns d'activation, tel que la factorisation matricielle non négative (NMF, Lee et Seung 1999) ou l'analyse en composantes principales (PCA, Soechting et Lacquaniti 1989), sont utilisées pour identifier les synergies musculaires (Figure 23). Des études s'intéressant aux gestes de la main ont montré que 4 synergies musculaires permettent de représenter 80-90% de l'activation musculaire lors de ces gestes. Ces études analysaient les patterns d'activations musculaires de 7 (Weiss et Flanders 2004) ou 11 muscles (Ajiboye et Weir 2009) intrinsèques et extrinsèques de la main pour des gestes de préhensions ou du langage des signes. Certaines synergies musculaires identifiées pour un geste de préhension (Weiss et Flanders 2004), seraient très similaires aux synergies articulaires identifiées dans d'autres travaux (Thakur et al. 2008). Ces résultats soulignent le lien direct entre les synergies musculaires et les covariations articulaires présentes dans le mouvement (Santello et al. 2013). Toutefois, les méthodes basées sur l'analyse des covariations des patterns d'activation musculaire estimés via l'EMG bipolaire classique ne permettent pas d'identifier l'origine nerveuse des synergies. En effet, cette approche ne permet pas de conclure que les muscles d'une même synergie reçoivent la même commande nerveuse. Par exemple, bien que l'activité EMG du gastrocnémien médial et du gastrocnémien latéral soient corrélée lors de flexions plantaires, ces deux muscles ne partagent pas la même commande (Hug et al. 2021).

Lorsque deux groupes d'unités motrices de différents muscles participent à une même synergie musculaire, ils partagent obligatoirement une commande commune (De Luca et Erim 2002). La distribution d'une commande commune à un groupe de motoneurons implique une corrélation de la fréquence de décharge de ces motoneurons (Farina et Negro 2012). Le niveau de commande commune peut donc être estimé grâce au niveau de corrélation de la fréquence de décharge de deux motoneurons alpha (De Luca et al. 1982), dans ce cas l'analyse par cohérence permet de quantifier le niveau de commande commune pour chaque bande de fréquence ainsi que d'identifier son origine (Del Vecchio et al. 2019). D'autres méthodes, basées sur l'analyse des covariations de la fréquence de décharge (NMF, PCA) permettent aussi de quantifier le niveau de commande commune. Toutefois elles ne détaillent pas le niveau de commande commune pour chaque bande de fréquence aussi précisément que l'analyse par cohérence (Farina and Negro 2012; Negro et al. 2009). Par exemple Tanzarella et al. (2020) ont appliqué une NMF aux trains de décharge des unités motrices de 14 muscles au cours de mouvements de préhension et ont identifié des synergies nerveuses i.e., des groupes d'unités motrices qui reçoivent la même commande. Il est à noter que d'autres méthodes existent pour estimer la commande commune. Nordstrom et al. (1992) propose le « common input strength »

(CIS), permettant d'évaluer la synchronisation du taux de décharge des motoneurones. Cet indice est calculé par corrélation croisée mais ne permet pas d'établir précisément le niveau de commande commune reçu par un groupe de motoneurones, il permet seulement d'établir des comparaisons relatives (Negro et al. 2016).

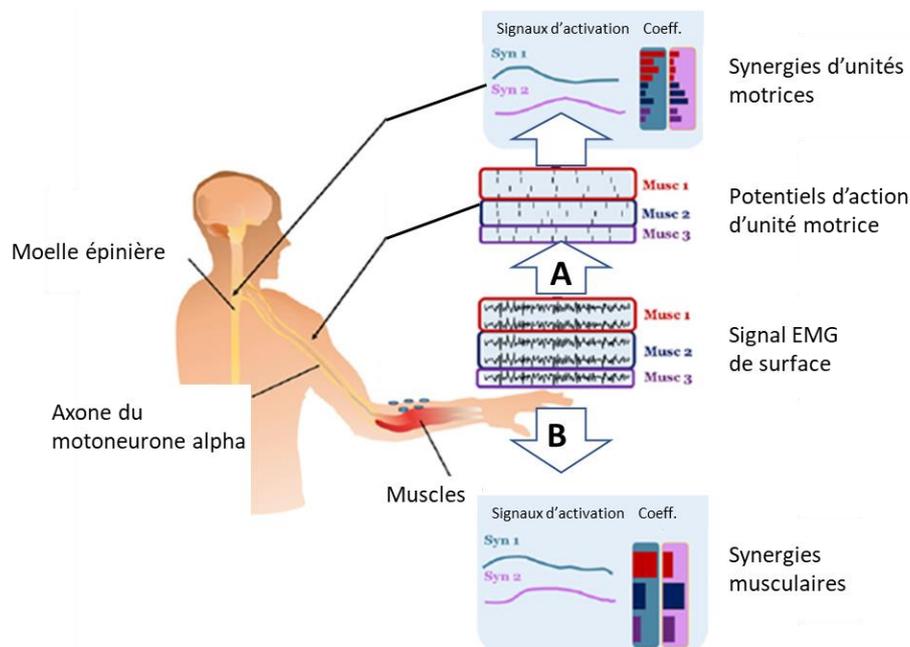


Figure 23 – Approche expérimentale de l'estimation des synergies musculaires suite à l'analyse des covariations de la fréquence de décharge des unités motrices (A) ou de l'analyse des covariations des patterns d'activation des différents muscles (B). 1. Les synergies obtenues sont représentées par leur « signal d'activation » évoluant au cours du mouvement et les « coeff. » représentant l'implication de chaque muscles (B) / unités motrices (A)– Tanzarella et al. (2021)

Tanzarella et al. (2021) observent les covariations (NMF) des trains de décharge de plusieurs groupes d'unités motrices parmi 14 muscles pendant divers types de préhension (Figure 24). Cette étude permet de différencier la part relative de chaque groupe d'unités motrices, propre à chaque muscle, dans les différentes synergies. En accord avec les travaux précédemment cités (Weiss et Flanders 2004; Ajiboye et Weir 2009), les auteurs montrent que 5 synergies sont nécessaires pour représenter 80% du pattern d'activation durant divers types de préhension. Ils montrent également que les synergies identifiées sont persistantes et que la part relative de chaque groupe d'unité motrice dans les différentes synergies est modulée parmi les différentes tâches de préhension. Cette modulation interviendrait conformément au rôle fonctionnel de

chaque groupe d'unités motrices et serait une preuve d'une modulation commune au niveau spinal.

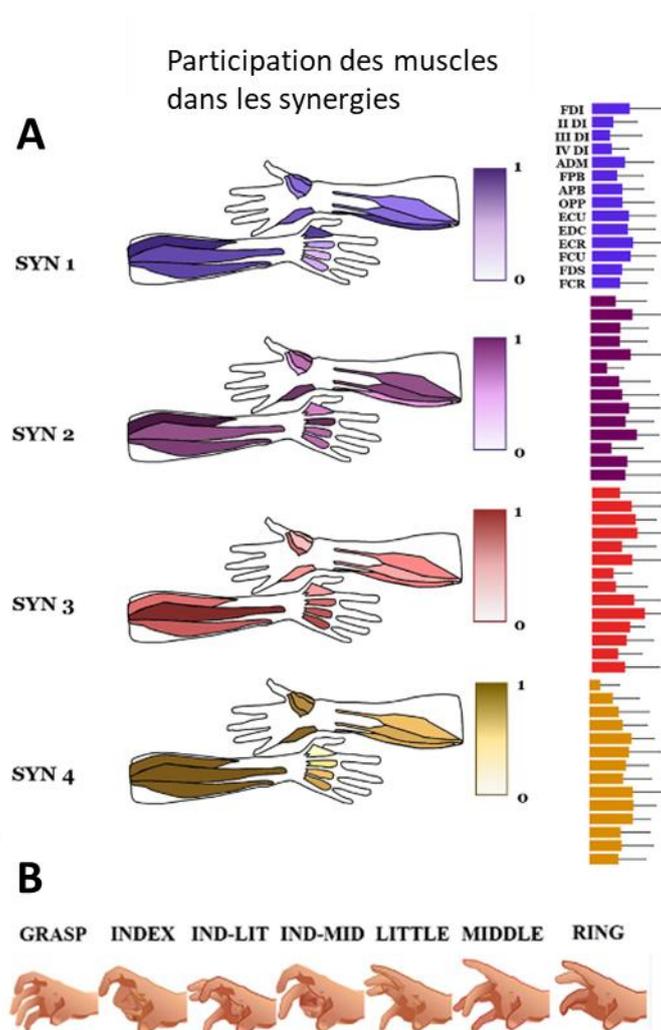


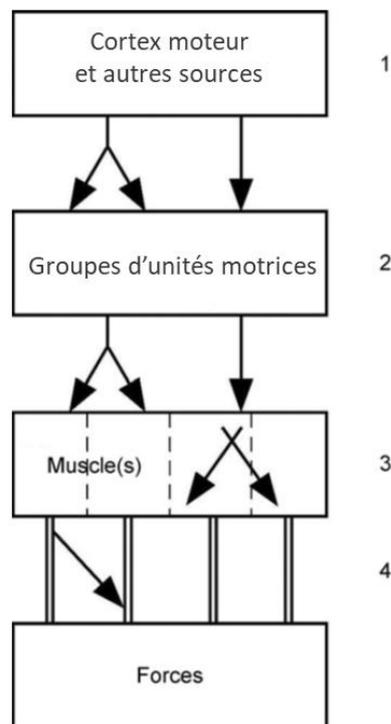
Figure 24 – Principales synergies musculaires identifiées par NMF (factorisation matricielle non-négative) à partir de la fréquence de décharge (A) pour plusieurs types de préhension (B). La contribution de chaque muscle dans les différentes synergies musculaires est illustrée par nuance de couleur sur la représentation anatomique ou par les barres sur les graphiques. Chaque muscle est impliqué dans plusieurs synergies à des degrés différents – adaptée de Tanzarella et al. (2021)

### **Synthèse 1.3 :**

Une tâche manuelle d'apparence simple, met en jeu un grand nombre de muscles pour contrôler les multiples degrés de liberté de la main et équilibrer les liens nerveux et biomécaniques présents pour le mouvement d'un doigt (Figure 25). La difficulté rencontrée par le SNC pour coordonner les muscles peut être résolue en organisant le recrutement des multiples groupes d'unités motrices, constituant les muscles, en synergies nerveuses. Ces dernières permettent de recruter plusieurs groupes d'unités motrices de manière coordonnée grâce la distribution d'une même commande nerveuse. La combinaison des synergies nerveuses permettrait la réalisation d'un grand nombre de mouvements complexes.

Lors de divers gestes de la main, le SNC contrôle 80-90% du mouvement grâce à seulement 4-5 synergies musculaires (Weiss et Flanders 2004; Ajiboye et Weir 2009; Tanzarella et al. 2021). Les synergies musculaires identifiées sont persistantes à travers divers gestes de la main, cependant à l'intérieur de celles-ci l'implication relative de chaque muscle est modulée pour répondre aux contraintes spécifiques de la tâche (Tanzarella et al. 2021).

La réalisation d'un geste alliant complexité et précision semble possible grâce à l'aire prémotrice de la main très développée, permettant la combinaison de plusieurs synergies musculaires. Ces dernières s'acquièrent par l'apprentissage (Diedrichsen et Kornysheva 2015). Leur mise en place facilite le contrôle moteur par le SNC, lui permettant d'affiner son contrôle sur des variations plus fines du mouvement.



*Figure 25 – Schéma résumant les liens nerveux et biomécaniques complexifiant le contrôle précis du mouvement d'un doigt, depuis l'élaboration du message nerveux dans le cortex prémoteur jusqu'à la production de force. - La distribution de la commande motrice aux muscles est entremêlée au niveau du cortex (superposition des représentations sensorimotrices) (1). Des liens peuvent également se produire au niveau de la moelle épinière, certains groupes de motoneurones alpha recevant une commande commune (2). Les trois principaux muscles de l'avant-bras sont constitués de plusieurs compartiments musculaires, reliés chacun à un doigt par un tendon (3). Il peut y avoir un transfert de force entre et au sein des différents compartiments d'un même muscle, mais aussi entre muscles. De plus, il existe des connexions entre les tendons des muscles du côté dorsal et ventral de la main (4). – van Duinen et Gandevia (2011)*

## **I.4 Expertise du geste, troubles musculosquelettiques et apprentissage d'un geste précis de la main.**

### **I.4.1 Caractéristiques de l'expertise d'un geste précis de la main**

Les caractéristiques de l'expertise pour des gestes précis de la main, ont été étudiées dans divers milieux professionnels comme la manutention (Yao et Billard 2019; Min et al. 2012), la chirurgie (McNatt et Smith 2001; Lin et al. 2012; Megali et al. 2006), ou la pratique du piano (Fernandes et Barros 2012; Parlitz et al. 1998; Jäncke et al. 2000). Cependant, peu d'études se sont intéressées à la couture (Sakamoto et al. 1985) et ne décrivent pas les caractéristiques de l'expertise.

D'une manière générale l'expertise se caractérise par une réalisation plus rapide et plus qualitative de la tâche. Par exemple, Uemura et al. (2014) observent plus de précision dans l'acte chirurgical réalisé par des experts. L'expertise se caractérise aussi par une meilleure efficacité, c'est-à-dire par de moindres dépenses énergétiques, sollicitations musculaires, pour parvenir à l'objectif (Nelson 1983). Une meilleure efficacité du geste a été observée en chirurgie où les experts minimisent les mouvements inutiles. En effet, les experts ont une trajectoire plus directe avec leurs instruments chirurgicaux (Hofstad et al. 2013; Azari et al. 2020). De plus, les experts réalisent de plus petits mouvements de doigts et minimisent également les forces appliquées, ce qui implique une moindre activation musculaire (Zhou et al. 2019; Parlitz et al. 1998; Westling et Johansson 1984). Parlitz et al. (1998) montrent que des pianistes experts appliquent moins de force lorsqu'ils jouent du piano. Ces résultats sont en accord avec les travaux de Westling et Johansson (1984), qui montrent que l'application inutile de forces, caractérisée par la marge de sécurité, est réduite chez des sujets exprimant une meilleure dextérité. De manière générale, les experts ont tendance à adopter une position plus confortable, ce qui peut mener à une meilleure efficacité du geste. Par exemple, Yao et Billard (2019), montrent que les experts évitent de fléchir trop amplement les articulations lors de la fabrication manuelle de montres, ce qui participe à diminuer les sollicitations des muscles en les maintenant dans une relation force/longueur optimale. D'autres auteurs montrent que les experts utilisent d'avantage les articulations distales que proximales, permettant d'ajuster qu'une petite partie du membre (Lin et al. 2012). Ces caractéristiques permettent de préserver les structures musculo-tendineuses et articulaires participant à la prévention des TMS.

Les mouvements experts sont acquis par la pratique (Nelson 1983), cet apprentissage résulte en l'acquisition durable du mouvement. Ainsi les experts ont un mouvement plus reproductible

(Fernandes et Barros 2012), c'est à dire que le mouvement reste le même durant diverses répétitions. De plus le geste expert est plus stable, par exemple en chirurgie le geste expert comporte moins d'accélération pouvant être préjudiciables à la qualité de l'intervention (Sakakura et al. 2018 ; Uemura et al. 2014). Fernandes et Barros (2012), montre pour un geste de préhension mobilisant tous les doigts, que le geste des pianistes experts comparé à celui de non-pianistes est plus stable et reproductible mais aussi que les doigts des experts agissent de manière plus coordonnée en se fléchissant ensemble. Ces résultats attestent d'un contrôle moteur optimisé pour les pianistes experts, dont les mouvements des doigts sont plus maîtrisés et coordonnés selon une même synergie. D'autres auteurs montrent un contrôle moteur élaboré chez les experts, par la présence de coordinations spécifiques (Fernandes et Barros 2012; Lin et al. 2012, Yao et Billard 2019), mais aussi par de meilleures capacités d'adaptation à des tâches différentes (Yao et billard 2019; Krings et al. 2000).

La pratique assidue d'un geste précis de la main, comme le piano, favorise une réorganisation corticale augmentant l'aire corticale associée aux mouvements de la main (Kami et al. 1995; Elbert et al. 1995; Amunts et al. 1997). Ainsi un plus grand réseau de neurone serait disponible pour contrôler finement les mouvements des doigts (Krings et al. 2000). De plus la pratique régulière permet d'optimiser le recrutement nerveux. Des pianistes experts recrutent moins de neurones corticaux lors d'un mouvement complexe de flexion des doigts, par rapport à des novices (Jäncke et al. 2000; Krings et al. 2000). Ce phénomène peut être expliqué par l'optimisation du contrôle du geste grâce notamment aux synergies musculaires qui permettent de contrôler davantage de degrés de liberté pour un nombre réduit de variable nerveuse (Jäncke et al. 2000).

#### **I.4.2 Poste de travail et troubles musculosquelettiques liés à la pratique de la couture**

En entreprise, le poste de travail est généralement adapté à la taille de l'opératrice grâce à une chaise ajustable avec repose-pieds. La présence de lumières spécifiques au poste de travail permet d'optimiser la vision. Le tissu peut reposer sur un support ou être tenu par l'opératrice dont les bras peuvent reposer sur la table ou le long du corps. L'ensemble de ces aménagements participent à favoriser une position ergonomique des opératrices. En effet, le fait que l'action soit à bonne distance des yeux et la présence de support permettent de garder une position confortable avec la nuque et le dos droits, et les épaules relâchées. Cependant, certains gestes

répétés toute la journée exercent des contraintes importantes sur le membre supérieur. Par exemple, pour la confection de pièces de maroquinerie, le cuir, même pré-percé, oppose beaucoup de résistances à l'insertion de l'aiguille, mobilisant les muscles et les articulations du membre supérieur de manière importante.

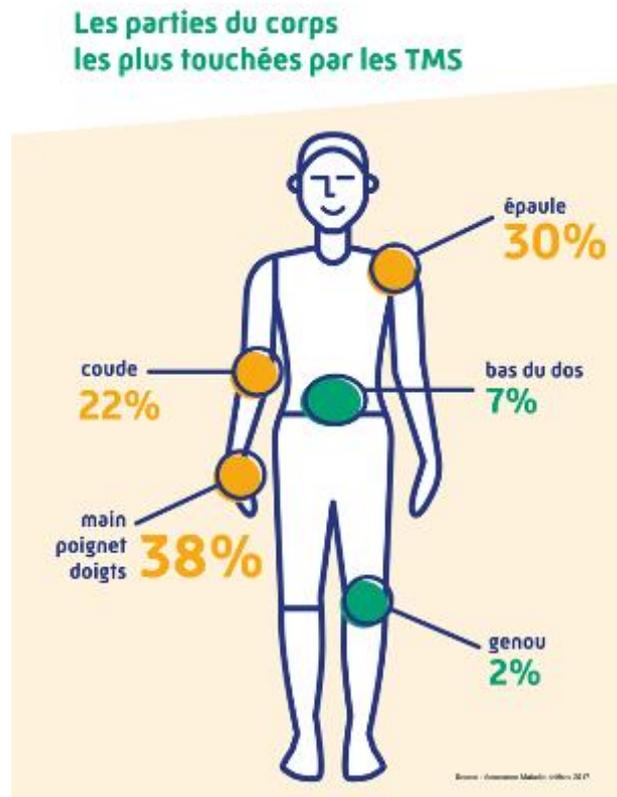
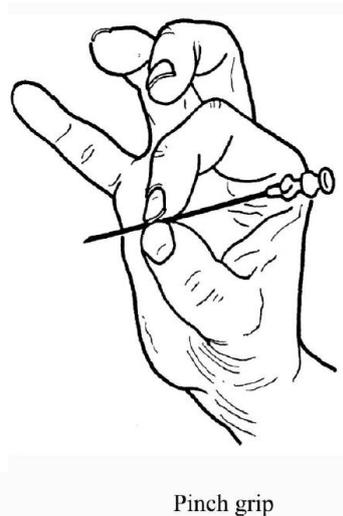


Figure 26 – Principales localisations des TMS – (Assurance maladie)

La réalisation répétée de gestes inadaptes favorise l'apparition de troubles musculosquelettiques qui sont très majoritairement localisés sur les membres supérieurs (Figure 26) (TMS). Il s'agit d'affections qui touchent les structures autour des articulations : muscles, tendons, nerfs, ligaments, bourses séreuses, capsules articulaires, vaisseaux... Les principaux facteurs de risques de l'apparition de TMS, sont la réalisation de gestes nécessitant un niveau de force élevé (Wainstein et Nailor 2006; Ranney et al. 1995) et hautement répétitifs (Abbas et al. 2001; Ranney et al. 1995). La manipulation d'outils créant de vibrations est aussi un facteur de risque de TMS. Dans certains cas, le maintien prolongé de positions inconfortables, nécessitant des faibles niveaux de force, comme maintenir la main contre la gravité, peut suffire à provoquer des TMS (Wainstein et Nailor 2006; Ranney et al. 1995). Que ce soit de manière aiguë ou chronique, ces tissus se détériorent sans pouvoir se régénérer, ce qui mène à la

survenue de TMS (Ranney et al. 1995). Palmer et al. (2007) montrent que la répétition de flexions et d'extensions trop importantes du poignet, induit la compression des tendons et des nerfs passant dans le canal carpien et peut causer le syndrome du canal carpien, d'autant plus si elle est associée à une tâche de préhension ayant un haut niveau de force. L'exécution de pince de précision : pince pouce-index, est aussi un facteur d'apparition du syndrome du canal carpien, notamment quand les forces de préhension sont importantes (Abbas et al. 2001; Finneran et O'Sullivan 2013). En effet, le nerf médian est entouré de 9 tendons dans le canal carpien, les déplacements des tendons influencés par les mouvements du poignet et les forces de préhension, participent à la compression du nerf médian entraînant des ischémies ou d'autres altérations du nerf (Palmer et al. 2007). Punnett et al. (1985) mettent en avant que les principaux sites de TMS chez les couturières sont l'épaule, le coude et le poignet, ils préconisent toutefois de mener des études biomécaniques sur ce geste en particulier afin d'identifier les facteurs de risque. Malgré l'absence actuelle d'étude sur ce geste, un rapprochement peut être fait avec les types de préhension de précision mobilisant le pouce et l'index (Figure 27).



*Figure 27 – Illustration du mode de préhension pour tenir une aiguille. La pince pouce-index ou « pinch grip » est un mode de préhension utilisé pour des tâches de précision.*

La pince pouce index est utilisée très fréquemment pour des tâches quotidiennes ou professionnelles nécessitant de la précision, comme pour tenir une aiguille. Pour cette tâche, les extenseurs et fléchisseurs extrinsèques sont principalement recrutés pour stabiliser le poignet et l'objet, tandis que les muscles intrinsèques ajustent finement le mouvement des doigts (Finneran et O'Sullivan 2013). Cependant, pour un même niveau de force, les tensions

tendineuses peuvent être 5 fois plus importantes lors de la pince pouce-index que lors d'une tâche de préhension mobilisant tous les doigts (Chao et al. 1976). Goislard de Monsabert (2014) montrent que les forces articulaires observées pour une contraction isométrique maximale en pince pouce-index étaient deux à huit fois supérieures (selon l'articulation) que pour une tâche de préhension mobilisant tous les doigts, alors que cette dernière avait une force de préhension maximale deux fois supérieure. Ainsi, lorsque l'objet à saisir devient trop lourd, on change spontanément de type de préhension pour un geste mobilisant tous les doigts mettant à profit la force des fléchisseurs extrinsèques et préservant les articulations (Goislard de Monsabert 2014; Finneran et O'Sullivan 2013). Toutefois, un gain en force, médié par un changement de type de préhension, ou non, induit nécessairement une perte de précision (Finneran et O'Sullivan 2013). Dans l'industrie, la nécessité de réaliser des tâches de précision alliées à un niveau de force important mènent à des fatigues précoces du membre supérieur, précurseurs de futurs TMS (Finneran et O'Sullivan 2013). En effet, le besoin de précision, comme pour tenir une aiguille, nécessite d'utiliser le geste de pince pouce-index. Mais l'alliance entre le besoin de force et de précision induit des contraintes musculaires et articulaires importantes. Par exemple dans l'industrie textile, lorsque le tissu oppose une résistance à l'insertion de l'aiguille, la force de préhension doit être d'autant plus élevée pour tenir fermement l'aiguille et l'ensemble des muscles du membre supérieur doivent agir pour transmettre la force nécessaire à l'insertion de l'aiguille. Dianat (2016) montrent une plus haute prévalence de TMS, notamment à l'épaule, pour la couture sur cuir par rapport à la couture sur textile. Ce phénomène est d'autant plus important que l'aiguille est très fine (0.5mm) et que sa surface est peu adhésive. En effet, Vigouroux et al. (2011) montrent qu'il existe une épaisseur d'outil optimale (5,5 cm) pour minimiser les forces exercées par les muscles lors de la pince pouce-index. Au-delà de cette taille, les forces appliquées sur l'outil augmentent alors que les forces nécessaires pour tenir l'objet restent les mêmes. Cette différence entre la force nécessaire pour tenir l'objet et celle que l'on produit représente la marge de sécurité. Ce phénomène est mis en place par le système sensori-moteur pour éviter que l'objet tombe. La marge de sécurité est majorée lorsque l'adhérence de l'objet diminue (Westling et Johansson 1984). Ainsi, la forme, la taille, et le poids de l'outil ont une grande importance pour minimiser les forces inutiles durant le mouvement. La marge de sécurité, représentant une production de force inutile, a tendance à diminuer avec l'expertise (Westling et Johansson 1984).

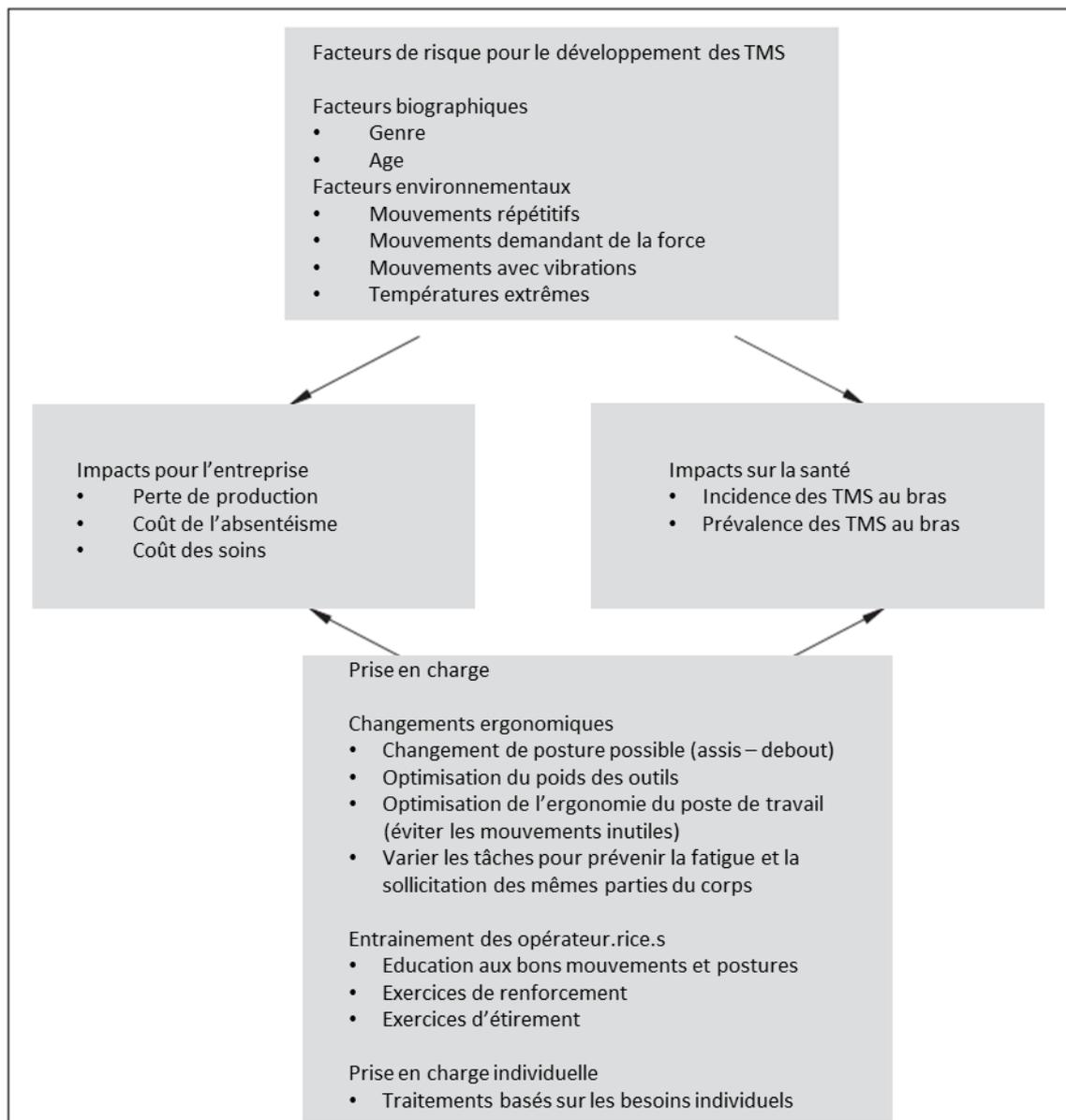


Figure 28 – Facteurs de risque et prise en charge des TMS en entreprise - Grobler et al. (2010)

Les troubles musculo squelettiques surviennent lorsque les contraintes auxquelles le système musculo-articulaire est soumis sont trop importantes par rapport à ses capacités (Grobler et al. 2010). Il est donc judicieux de rétablir la balance entre contraintes induites par le travail, et capacités physiques des systèmes musculo-tendineux et articulaires (Figure 28). D'une part il est intéressant de favoriser les capacités physiques des opératrices (Grobler et al. 2010). Une augmentation progressive des charges de travail permet à l'organisme de s'adapter. Mettre en place des méthodes de renforcement musculaire améliore les capacités de force et participe au

maintien des articulations. La pratique d'étirements permet d'augmenter l'amplitude articulaire, c'est-à-dire augmenter la capacité de l'articulation à réaliser des gestes amples sans être limité par sa structure. Ces exercices, facilement mis en place, permettent d'augmenter la capacité physique des opératrices, les rendant moins sensibles aux fatigues prématurées ou TMS pour une même quantité de travail. D'autre part il est approprié de diminuer les contraintes exercées sur l'organisme des couturières (Grobler et al. 2010). Cela nécessite tout d'abord d'optimiser le poste de travail et les outils utilisés pour éviter toutes sollicitations musculo-articulaires inutiles, notamment en réduisant la marge de sécurité pour le maintien de l'outil (Westling et Johansson 1984). Organiser les tâches de manière différente, en alternant les séries de production ou en changeant régulièrement de postes de travail, permet de solliciter les muscles et les articulations d'une façon différente et de les préserver (Palmer et al. 2007). Ainsi, établir un roulement des opératrices sur différents postes participe à préserver leur intégrité physique. Toutefois cela nécessite des compétences variées et un besoin de formation.

### **I.4.3 Apprentissage d'un geste précis de la main**

L'apprentissage moteur est l'acquisition d'un geste de manière durable et reproductible (Breslin 1996) et s'acquiert par la pratique (Nelson 1983). La répétition du geste participe à la création de réseaux neuronaux spécifiques dans la commande du mouvement pour progressivement automatiser certaines parties du geste (Diedrichsen et Kornysheva 2015; Jäncke et al. 2000). Newell et Vaillancourt (2001), montrent que l'apprentissage passe par la gestion progressive des degrés de liberté. Initialement, la tâche est complexe à cause des multiples degrés de liberté devant être contrôlés. Les novices ont alors tendance à « geler » certains degrés de liberté pour rendre le contrôle moteur plus simple (Vereijken et al. 1992). De cette façon, l'ensemble d'un membre peut bouger d'un bloc, actionné par l'articulation proximale (Newell et Van Emmerik 1989). Par exemple, Newell et Van Emmerik (1989), montrent pour un geste d'écriture avec le bras non-dominant, que le bras est organisé en une même unité où les articulations distales sont gelées, le bras est principalement actionné par l'articulation de l'épaule. Avec l'apprentissage, certaines articulations sont progressivement libérées augmentant le nombre de degrés de liberté devant être contrôlés et rendant le geste plus efficace (Newell et Vaillancourt 2001 ; Vereijken et al. 1992). Ce progrès est permis par l'augmentation des capacités cognitives. Diedrichsen et Kornysheva (2015) proposent que le contrôle du geste soit cognitivement hiérarchisé en plusieurs niveaux : la sélection du mouvement et l'exécution de celui-ci, puis l'apprentissage amènera un niveau intermédiaire optimisant le contrôle du mouvement (Figure 29). Au début

de l'apprentissage « la sélection » peut prendre beaucoup de temps pour choisir quel ensemble de synergies musculaires sélectionner et coordonner lors de « l'exécution » du mouvement. L'apprentissage par la pratique permet de réduire ce temps de sélection et favorise des connexions plus efficaces entre sensations et mouvement (Kami et al. 1995; Jäncke et al. 2000 ; Diedrichsen et Kornysheva 2015). L'« exécution » active les muscles de manière groupée grâce aux synergies musculaires qui font office de « blocs de bases » constitutif du mouvement (Overduin et al. 2015; d'Avella et Lacquaniti 2013). L'apprentissage peut permettre de créer de nouvelles synergies musculaires (Waters-Metenier et al. 2014), mais il permet surtout la mise en place de patterns modulables d'activation des synergies musculaires. Ces patterns d'activation, localisés dans le niveau intermédiaire, peuvent être modulables spatialement et temporellement (Kornysheva et al. 2013), leur permettant d'être adaptables à divers mouvements (Figure 29) (Diedrichsen et Kornysheva 2015).

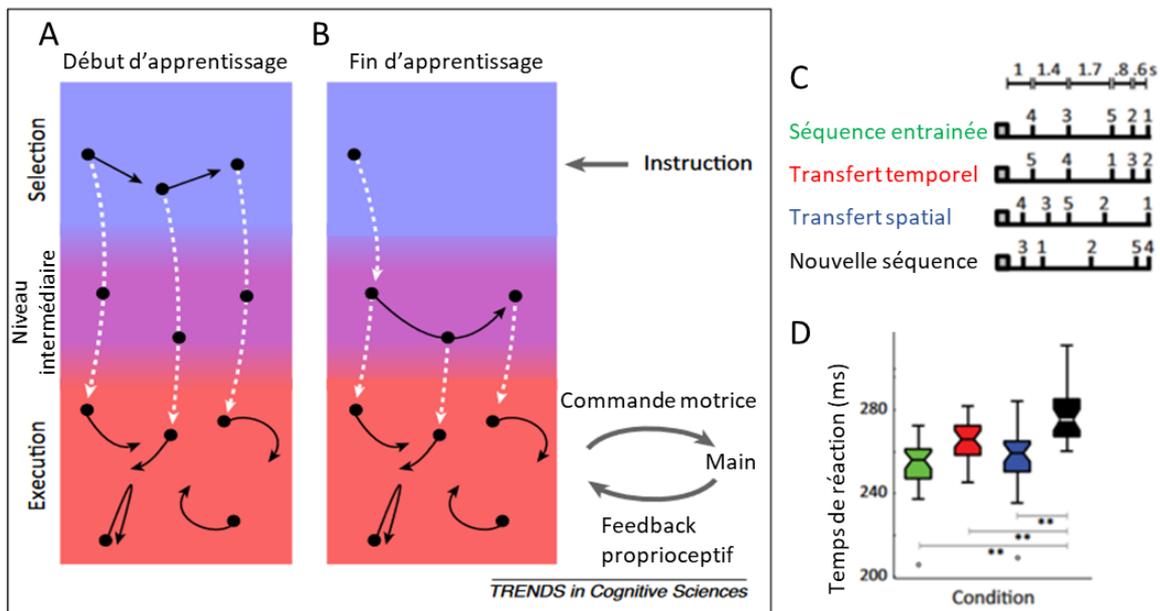


Figure 29 – Effet de l'apprentissage sur la hiérarchisation du contrôle moteur (A et B) et sur le temps de réaction pour réaliser une tâche (C et D). A et B : L'apprentissage permet l'utilisation d'un niveau intermédiaire (entre la sélection et l'exécution) permettant un contrôle simplifié (sélection d'un pattern) pour exécuter des séquences complexes de combinaisons de mouvements. C et D : Le temps de réaction associé à la réalisation de la séquence (flexion des doigts dans un certain ordre) apprise (vert) est plus court, même si le rythme (bleu) ou l'ordre (rouge) change par rapport à une nouvelle séquence non-apprise (noir) – Diedrichsen et Kornysheva (2015)

Au début de l'apprentissage, l'activité corticale est plus intense à cause de la complexité initiale du contrôle du geste. Le temps de réaction lié à la réalisation d'un nouveau geste peut être long (Figure 29). Pour améliorer le contrôle de ce nouveau geste des neurones initialement inactivés sont recrutés (Costa et al. 2004), l'aire corticale associée au contrôle du membre augmente avec l'apprentissage (Kami et al. 1995). À la fin de l'apprentissage les connexions nerveuses sont optimisées, l'activité corticale (Costa et al. 2004; Krings et al. 2000) et la variabilité nerveuse en lien avec celle du geste sont réduites. Ainsi le geste est plus efficace, le temps de réaction est réduit et il peut être adaptable à des mouvements similaires (Figure 29) (Kornysheva et al. 2013).

Par la pratique, l'apprenant va progressivement sélectionner un geste convenable, puis l'améliorer en ajustant le mouvement avec ses sensations et le résultat produit (Diedrichsen et Kornysheva 2015). Cette progression se déroule par essai-erreur où l'apprenant valorise ses sensations associées à un résultat concluant. Cela nécessite d'avoir un feed-back sur le résultat du geste effectué, ou les sensations associées. Ainsi ces répétitions permettent de consolider les représentations corticales sensorielles et motrices (Jäncke et al. 2000; Ehrsson et al. 2003), et participent à l'optimisation du geste.

#### **Synthèse 1.4 :**

Le geste du « point main » de couture se caractérise par sa précision, sa vitesse et sa reproductibilité auxquelles il est exécuté parmi de multiples répétitions. En effet une grande précision est nécessaire pour insérer précisément l'aiguille entre deux fils de tissus. Afin de répondre aux exigences de production de l'entreprise, le geste doit être également rapide et reproductible d'un essai à l'autre pour que la couture soit régulière tout au long des multiples répétitions durant la journée. L'efficacité du geste est aussi une caractéristique nécessaire pour pouvoir répéter le geste durablement. En effet, une meilleure efficacité du geste permet de préserver les muscles et les articulations, évitant ainsi la survenue de TMS. L'ensemble de ces caractéristiques sont des qualités nécessaires chez une couturière experte. Elle doit maîtriser le mouvement et faire preuve d'une bonne dextérité pour réaliser des gestes précis des doigts et s'adapter aux diverses situations. L'ensemble de ces savoirs-faires s'acquièrent par la pratique et par les conseils de couturières expertes. Les conseils visent à guider les sensations et le geste de l'apprenant, tandis que la pratique permettra à l'apprenant d'affiner et de maîtriser le geste de manière durable. Toutefois, les conseils prodigués peuvent être plus ou moins efficaces et peuvent changer d'une entreprise à l'autre. Il serait pertinent de s'intéresser aux caractéristiques de l'expertise du geste du « point main » de couture pour participer à la formation (Shin 2018), comprendre la survenue de TMS (Punnett et al. 1985) ou de participer à la compréhension plus précise du fonctionnement de la main lors d'un geste précis.

## II Partie : Expérimentations

---

### II.1 Objectifs expérimentaux

Les caractéristiques de l'expertise, pour un geste précis de la main, ont déjà été étudiées dans divers domaines (*i.e.* IV.1.), les résultats montrent une meilleure précision, régularité, rapidité et efficacité du geste par rapport à des débutants (Yao et Billard 2019, Uemura et al. 2014, Fernandes et Barros 2012). Il n'existe toutefois que très peu d'étude dans le domaine de la couture. La partie expérimentale présentée dans ce document vise ainsi à mieux comprendre les caractéristiques de l'expertise pour un geste précis de la main, celui du "point-main" de couture. Pour la manipulation précise d'un l'outil, Yao et Billard (2019) montrent que les experts ont une meilleure manipulation grâce à une meilleure dextérité, mais aussi grâce à un meilleur positionnement de leurs doigts sur l'outil. En plus d'être capable de compléter la tâche efficacement, les experts ont un geste plus économe grâce à un meilleur positionnement du corps (Nelson 1983 ; Yao et Billard 2019) et par la réduction des mouvements inutiles (Zhou et al. 2019; Azari et al. 2020). Cette meilleure efficacité, semble liée à une meilleure coordination de chaque articulation dans le mouvement (Fernandes et Barros 2012), notamment à l'utilisation privilégiée des articulations distales par rapport aux proximales (Lin et al. 2012). Newell et Van Emmerik (1989), montrent que le geste des débutants favorise l'utilisation des articulations proximales, pour ensuite évoluer au cours de l'apprentissage. Le peu d'études analysant le geste de couture, observent seulement la trajectoire de la main. Elles donnent des informations sur l'amplitude et sa fréquence de mouvement, mais n'observent pas l'évolution des angles articulaires au cours du geste (Sakamoto et al. 1982; Sakamoto et al. 1985). Il semble donc intéressant d'analyser la biomécanique du membre supérieur selon le niveau d'expertise au cours du geste de couture, afin de proposer des axes d'amélioration de la formation.

**L'étude 1 s'attache à décrire les caractéristiques de l'expertise du geste de couture.** Pour se faire, grâce à l'analyse cinématique nous comparons l'évolution des angles articulaires du membre supérieur au cours du geste de couture entre des groupes de participants d'un niveau débutant, intermédiaire et expert. Nous observons également les covariations articulaires et les niveaux de corrélation des mouvements articulaires parmi les différents groupes afin d'identifier des coordinations spécifiques.

Lorsque les conditions de réalisation d'un geste changent, le mouvement évolue. Il a été observé que la précision du geste de couture diminuait et que la trajectoire de la main évoluait lorsque la dureté du matériau à coudre augmentait (Sakamoto et al. 1982). Les experts ont notamment cette faculté d'adaptation, favorisée par un contrôle moteur développé (Fernandes et Barros 2012). Toutefois si ce changement implique des forces plus importantes durant le geste, la prévalence de TMS peut augmenter, comme il a été démontré pour la couture sur cuir par rapport à la couture sur tissus (Dianat 2016). Il serait intéressant d'analyser la cinématique du geste de couture sur cuir et l'activation de certains muscles du membre supérieur afin d'observer la façon dont le geste est adapté par rapport au geste de couture sur tissus. Cette analyse renseignerait également sur les causes de la haute prévalence de TMS observée.

**L'étude 2 vise à observer les sollicitations articulaires et musculaires pouvant être trop importantes durant le geste de couture sur cuir afin de comprendre et prévenir l'apparition de TMS.** Il s'agit d'une étude pilote menée pour répondre aux besoins des entreprises de maroquinerie désirant identifier les facteurs de risque de TMS lors de la couture sur cuir. Pour se faire, la méthode d'analyse cinématique développée lors de l'étude 1 est couplée à l'analyse de l'activation musculaire réalisée par EMG de surface sur 6 groupes musculaires du membre supérieur. Ces analyses sont réalisées durant le geste de couture sur cuir dans un contexte de production.

La dextérité détenue par les experts, propice à la réalisation de leurs gestes (Yao et Billard 2019), semble permise par des adaptations corticales acquises par la pratique du geste (Kami et al. 1995). En effet, Diedrichsen et Kornysheva (2015) avancent que des réseaux complexes de neurones sont mis en place durant l'apprentissage, ils favoriseraient des séquences élaborées d'actions musculaires et permettraient la manipulation d'objets avec dextérité (Sobinov et Bensmaia 2021). Toutefois, les synergies musculaires et la commande commune qu'elles impliquent semble évoluer en fonction de l'expertise et de la pratique (Semmler et al. 2004). Il semble intéressant de comparer la commande nerveuse que les muscles reçoivent à travers différents niveaux de dextérité, les résultats pourraient renseigner sur les adaptations du contrôle moteur liées à l'expertise du geste.

**L'étude 3 compare les coordinations musculaires des muscles de la main dominante (main experte) et de la main non-dominante (main non-experte) durant différentes tâches afin d'identifier une potentielle différence de contrôle moteur selon la dextérité de la main.**

Après avoir décrit les caractéristiques du geste expert dans l'étude 1, cette étude plus fondamentale vise à identifier les particularités du contrôle moteur sous-jacentes à l'expertise. Grâce à l'utilisation de l'EMG matricielle et d'algorithme de décomposition, nous observons la distribution de la commande nerveuse commune parmi les groupes d'unités motrices des muscles observés.

Comparer la cinématique d'un geste expert à celui de débutants, ou entre différents matériaux, permettrait d'identifier les caractéristiques de l'expertise lors de la réalisation de ce geste. De plus, l'étude de la façon dont les muscles des doigts sont coordonnés, selon différents niveaux de dextérité, permettrait d'appréhender les adaptations du contrôle moteur sous-jacentes à un geste précis de la main. Les résultats pourraient permettre de mieux comprendre les facteurs sous-jacents à l'expertise afin de mieux orienter les objectifs et méthodes de formation. De plus, l'identification des facteurs de risque des TMS permettrait leur prévention. De telles applications seraient prometteuses dans un contexte où le recrutement de couturières qualifiées est difficile et que la survenue de TMS est fréquente.

## **II.2 Techniques de mesure**

Les méthodes expérimentales employées durant ce travail de thèse ont visé à étudier les caractéristiques de l'expertise liées au geste de couture. Pour cela nous avons utilisé des méthodes d'analyses cinématiques et électromyographiques du membre supérieur lors du geste de couture ou de préhension. L'ensemble de ces mesures respectaient les principes éthiques de la déclaration d'Helsinki et ont été approuvées par le Comité Ethique de la Recherche Non-Interventionnelle (CERNI) de l'Université de Nantes (n°20032020-1). Les données ont été traitées en utilisant le langage de programmation MATLAB (version R2019b, The Mathworks, Natick, Etats-Unis).

### **II.2.1 Caractéristiques des participants aux études**

L'ensemble des participants à l'une des trois études réalisées durant cette thèse ont pris connaissance des méthodes composant le protocole expérimental avant qu'ils ne donnent leur consentement libre et éclairé par écrit. L'ensemble de ces participants ne présentaient aucune

douleur ou blessure récente (<6 mois) des membres supérieurs entraînant une contre-indication à la participation à l'ensemble des tests.

*Tableau 1 - Caractéristiques des participants aux études*

Etude	Groupe (nb)	Nombre de participants (H/F)	Nombre de gauchers (G/D)	Age (années)	Taille (m)	Masse (kg)	Niveau de pratique en couture
1	3	10 (0/10)	1/9	42.5±14.2	1.64±0.08	68.6±13.4	Experts (> 1 an)
		10 (0/10)	1/9	18.0±2	1.62±0.06	54.8±7.5	Intermédiaires (< 6 mois)
		10 (5/5)	1/9	24.8±3.3	1.73±0.08	64.1±10.6	Novices
2	1	3 (0/3)	1/3	42.3±2.3	1.62±0.02	69±16	Experts (> 1 an)
3	1	17 (14/3)	3/17	25.3±4.1	1.78±0.09	69.4±9.2	Novices

Les études ont regroupé des participants de différents niveaux de pratique en couture (Tableau 1). Les groupes experts étaient composés de couturières professionnelles pratiquant la couture plusieurs jours par semaine et cumulant plusieurs années de pratique (1-35 ans). Le groupe intermédiaire était composé d'étudiantes dans le milieu de la mode pratiquant la couture en stages en entreprise (<6 mois). Les groupes novices étaient composés de personnes n'ayant aucune expérience dans la couture et ne pratiquant pas d'activité impliquant des gestes précis des doigts de manière excessive.

Les études 1 et 2 se sont déroulées sur le lieu professionnel ou d'étude des participants, représentant au mieux les conditions de travail habituelles.

### **II.2.2 Analyse cinématique**

L'analyse cinématique a été utilisée lors des études 1 et 2. Un modèle cinématique a permis de calculer les angles articulaires des différentes articulations du membre supérieur durant le mouvement. Pour cela, trois marqueurs anatomiques (minimum) étaient placés sur chaque segment du membre supérieur afin d'y associer un repère segmentaire. Ce repère permet d'établir des coordonnées segmentaires et d'obtenir les mouvements du segment en trois dimensions. Il permet aussi de calculer les angles articulaires en observant la position d'un segment par rapport à l'autre. L'originalité de ce travail est d'avoir capturé le mouvement de l'ensemble du membre supérieur comprenant les mouvements de l'épaule et du coude évoluant dans un grand espace, mais aussi ceux des doigts dont les mouvements sont plus fins.

Pour cela nous avons disposés 52 marqueurs lumino-réfléchissants sur des points anatomiques du membre supérieur. Le « marqueur-set » définissant la position des points anatomiques utilisés lors des études 1 et 2 est disponible en annexes (Annexe 1). Pour le placement des marqueurs, nous avons suivi les recommandations de l'ISB qui suggère une liste de points anatomiques palpables pour l'ensemble des segments du membre supérieur (Wu et al. 2005). Ces recommandations ont été établies dans le but de normaliser la façon dont les repères segmentaires sont définis, toutefois elles sont parfois compliquées à mettre en œuvre. En effet, il est difficile expérimentalement de positionner trois marqueurs sur chaque segment des doigts sans gêner leurs mouvements. Dans notre cas, il est impossible de placer des marqueurs sur la face palmaire des doigts, ni entre les doigts où ils seraient peu visibles et gêneraient le mouvement. C'est pourquoi d'autres méthodes ont été proposées se basant sur d'autres points anatomiques (Zhang et al. 2003; Goislard de Monsabert et al. 2012) ou sur des axes de rotation fonctionnels (Cerveri et al. 2005). Dans notre cas, seulement deux marqueurs ont été placés sur chaque segments des doigts, ils ont été disposés sur la face dorsale de chaque articulation interphalangienne, ne prenant en compte que la flexion/extension des articulations (Zhang et al. 2003). Nous devons toutefois prendre en compte que les mouvements de peau sur les articulations interphalangiennes sont une réelle limite à notre analyse, comme ont pu le constater certains auteurs lors de la détermination des centres articulaires (Supuk et al. 2004; Zhang et al. 2003). Le cas du pouce est différent, afin d'observer les mouvements d'adduction/abduction et de rotation de l'articulation TMC, au moins trois marqueurs ont été disposés sur le métacarpe et la phalange proximale du pouce. Pour cela nous avons utilisé des plaques rigides afin de déporter le troisième marqueur pour augmenter la précision d'orientation du repère segmentaire (Figure 30 B.). *In fine*, le marqueur-set utilisé pour la main correspond à celui décrit par Goislard de Monsabert et al. (2012) que nous avons utilisé pour les trois premiers doigts. (Figure 30).

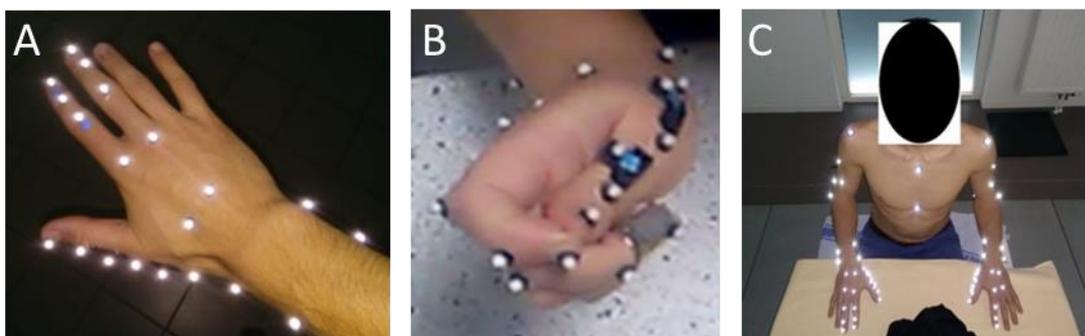


Figure 30 – Marqueur-set de la main (A et B) et des membres supérieurs (C)

Pour les mouvements du poignet, du coude et de l'épaule, nous nous sommes basés sur les recommandations de l'ISB (Wu et al. 2005) et sur d'autres travaux qui étudient précisément les mouvements du bras et de l'avant-bras dans la manipulation d'un objet (Fohanno et al. 2013). Pour observer les mouvements du poignet et de pronation/supination de la main, nous avons placé un marqueur sur le styloïde du radius et de l'ulna ainsi que sur les épicondyles latéral et médial du coude. De plus nous avons ajoutés des marqueurs sur l'ulna et le radius à 5 cm de ceux du poignet (Goislard de Monsabert et al. 2012). Pour observer les mouvements du coude et de l'épaule, un marqueur est positionné sur l'extrémité distale de l'acromion. Le centre articulaire de l'épaule a été défini comme étant situé 33.7 mm et 34.5mm en dessous selon l'axe longitudinale du bras (De Leva 1996). Les mouvements de l'épaule, sont calculés comme étant le mouvement du bras par rapport au tronc, d'autres marqueurs étaient situés sur le sternum et une vertèbre cervicale. D'autres techniques existent pour définir le centre de rotation d'une articulation comme l'épaule, les méthodes fonctionnelles impliquent de réaliser des mouvements de circumduction pour localiser le centre de rotation avec l'aide d'un modèle mathématique (Cereatti et al. 2004). La méthode de localisation, à partir de repère anatomique, proposée par De Leva (1996), était plus pratique à mettre en place dans notre contexte, de plus la précision de notre modèle ne nécessitait pas de prendre en compte les mouvements d'élévation de la scapula.

Pour obtenir la position 3D d'un marqueur au moins deux caméras doivent pouvoir enregistrer sa position. La difficulté était d'obtenir la position de chaque marqueur au cours du mouvement. D'une part le mouvement de couture est très complexe par rapport aux taches de préhension statique souvent étudiées (Rossi et al. 2015), ceci implique que les marqueurs positionnés sur les doigts ou l'épicondyle médial du coude peuvent être cachés de la vue des caméras lors du mouvement. D'autre part les marqueurs sont situés sur des segments effectuant des mouvements amples, la main peut se déplacer de plus de 40 cm et être orientée de façon différente. Ainsi les caméras doivent être situées tout autour du sujet afin de couvrir l'ensemble des mouvements et d'obtenir la position des 52 marqueurs situés sur les deux membres supérieurs. Le système optoélectronique utilisé était un système composé de 12 caméras (Flex 13, Optitrack, Corvallis, Oregon, USA) qui ont permis de suivre les déplacements des 52 marqueurs disposés sur l'ensemble des deux membres supérieurs. La calibration du système a été faite de sorte d'obtenir la position des marqueurs des bras et du tronc comme ceux des doigts. Ainsi 7 caméras étaient disposées autour du sujet, couvrant un espace d'environ 1m<sup>3</sup>

(Figure 31). Cinq autres caméras étaient centrées plus spécifiquement sur une zone de 40\*40cm autour de la position des mains afin d'obtenir précisément la position de chaque marqueur durant le mouvement de couture. Les enregistrements ont été réalisés à une fréquence d'acquisition de 100Hz.

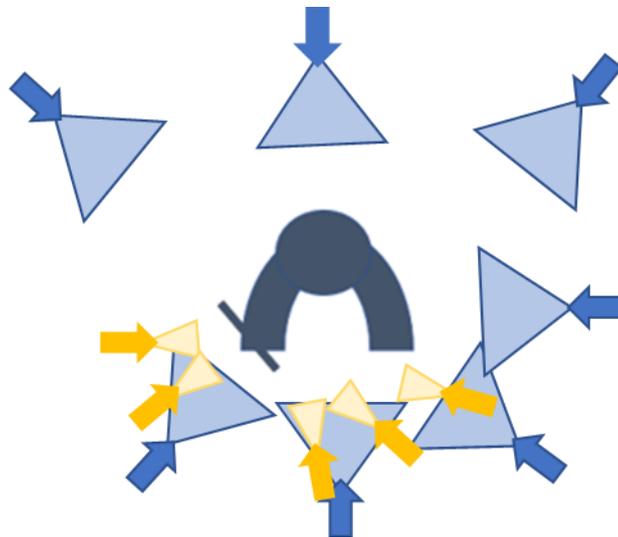


Figure 31 – Placement des caméras. Bleu : caméra en surplomb, Jaune : caméras placées à l'horizontal.

#### II.2.2.1 Placement des repères

Les coordonnées de chaque marqueur étaient initialement obtenus dans un repère global. Puis, pour chaque image, un repère segmentaire était construit pour chaque segment. L'axe longitudinal reliait deux centres articulaires (calculés ou localisés par un marqueur) et était orienté dans la direction proximale (axe X pour la main et Y pour le membre supérieur), il permet d'observer la rotation du segment autour de son axe (Figure 32). Le troisième marqueur positionné sur le segment permettait de construire un repère temporaire, puis l'axe frontal était créé perpendiculaire au plan temporaire, il était orienté frontalement (X pour le membre supérieur) ou vers le côté dorsal de la main (axe Y pour la main), il permet d'observer l'abduction/adduction. Enfin l'axe Z était l'axe transversal, il était le produit des deux premiers axes, orthogonal au plan représenté par X et Y et était orienté dans la direction radiale pour le membre droit et dans la direction ulnaire pour le membre gauche et permet d'observer la flexion/extension. Etant donné que seulement deux marqueurs étaient disposés sur les segments des doigts, permettant de placer seulement l'axe longitudinale, les deux autres axes étaient reproduits selon le repère central de la main. Dans le cas spécifique du pouce, pour définir le

repère segmentaire du trapèze qui est peu accessible de manière non-invasive, nous nous sommes basés sur les travaux de (Cooney et al. 1981). Ils établissent qu'en moyenne, le trapèze était orienté à 46° de flexion, 35° d'abduction, 82° de supination du troisième métacarpe. Ces résultats sont issus d'une étude *in-vivo* sur cadavre, d'autres méthodes utilisent des axes de rotation fonctionnels (Chèze et al. 2009) ou l'imagerie médicale (Cerveri et al. 2005) mais sont plus complexes à mettre en place.

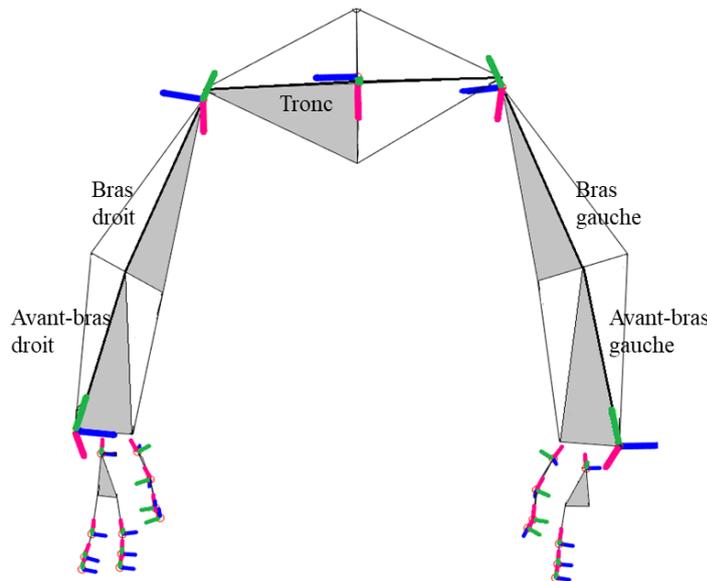


Figure 32 - Position et orientation des repères segmentaires des membres supérieurs et du tronc. L'axe bleu est l'axe de flexion (Z), le vert est l'axe de rotation pour le membre supérieur et d'adduction/abduction pour la main (X), et le rouge est l'axe d'adduction/abduction pour le membre supérieur et de rotation pour la main (Y). Les plans formés par les marqueurs sont représentés en gris. – Issue de Etude I-Figure 3.

### II.2.2.2 Calcul des angles articulaires

Les angles articulaires étaient estimés selon le produit de la matrice de coordonnées du segment proximal  $[B_p]$  au regard la matrice de coordonnées du segment distal  $[B_d]$  (Capozzo et al. 2005). Nous avons donc calculé la matrice  $[{}^pT_d]$  décrivant l'orientation relative entre les deux segments telle que :

$$[{}^pT_d] = \begin{bmatrix} T_{1,1} & T_{1,2} & T_{1,3} \\ T_{2,1} & T_{2,2} & T_{2,3} \\ T_{3,1} & T_{3,2} & T_{3,3} \end{bmatrix} = [B_p]^{-1}[B_d],$$

La méthode des angles d'Euler/Cardan a ensuite été utilisée. Cette méthode consiste à dissocier la transformation entre deux systèmes de coordonnées selon une séquence de trois rotations. Le choix de la séquence pour chaque articulation est choisi afin que les trois angles obtenus soit interprétables anatomiquement. Pour la main la séquence la plus couramment utilisée est 1) flexion-extension, 2) abduction-adduction et 3) pronation supination (Chao 1989). Dans notre cas nous utilisons la matrice de rotation décrivant la séquence de Cardan ZXY (pour le membre supérieur) et ZYX (pour la main) :

$$\varphi_F = \tan^{-1} \left( \frac{T_{1,2}}{T_{1,1}} \right), \quad (2.11.a)$$

$$\varphi_A = \sin^{-1}(-T_{1,3}), \quad (2.11.b)$$

$$\text{et } \varphi_P = \tan^{-1} \left( \frac{T_{2,3}}{T_{3,3}} \right); \quad (2.11.c)$$

où  $\varphi_F$ ,  $\varphi_A$ ,  $\varphi_P$  sont les angles de Cardan représentant respectivement la flexion/extension, l'abduction/adduction et la pronation/supination. Les termes  $[T_{u,v}]$  sont des éléments de la matrice  $[pTd]$ .

Pour chacune des articulations, les angles articulaires mesurés en position anatomique de référence (considérer comme le « zéro » anatomique), étaient soustraits aux valeurs angulaires obtenues durant le mouvement.

### II.2.3 Analyse par électromyographie bipolaire

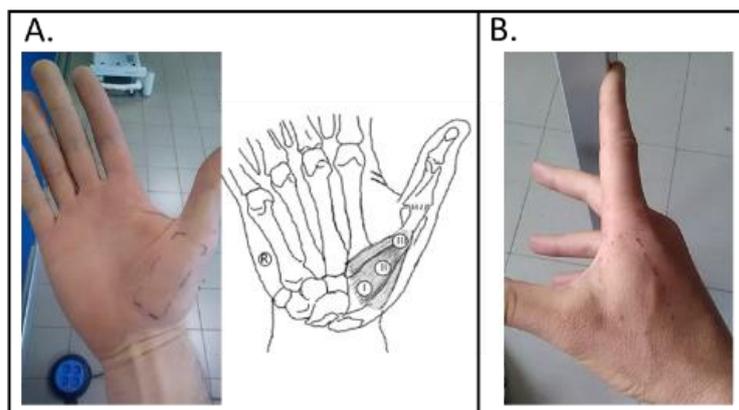
L'activation musculaire correspond au nombre de potentiels d'action musculaires. Elle a été observée durant l'étude 2 et a été enregistrée par EMG de surface bipolaire. Cette analyse enregistre la différence de signal électrique reçu entre deux électrodes positionnées à la surface de la peau. Le signal issu de la plaque motrice et du sarcolemme de la fibre musculaire se propage à travers les tissus adipeux et cutanés, jusqu'à atteindre les électrodes. L'épaisseur des tissus adipeux impacte le signal enregistré, elle agit comme un filtre passe-bas et réduit l'amplitude du signal détecté (Farina et al. 2004). Une mauvaise interface entre la peau et l'électrode altère également la qualité du signal, il est primordial de préparer soigneusement la peau avant la pose des électrodes afin de réduire l'impédance.

Ainsi, les électrodes sans fil (Trigno Flex, Delsys, Boston) étaient situées au centre des corps musculaires étudiés, comme il l'est recommandé par le projet SENIAM (Hermens et al., 2000), après rasage, ponçage et nettoyage de la peau à l'alcool. L'acquisition du signal a été réalisée avec un système sans-fil DELSYS (Trigno, Delsys, Boston) à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Le signal brut était filtré avec un filtre Butterworth passe-bande de quatrième ordre en utilisant des fréquences de coupure de 10 Hz (passe-haut) et 500 Hz (passe-bas). L'amplitude du signal a été estimée en calculant la valeur RMS (valeur Root Mean Square) sur une fenêtre glissante d'une durée de 50 ms. Cette valeur était ensuite normalisée par la valeur RMS maximale (calculée sur une fenêtre de 300 ms) obtenue durant les MVC pour obtenir un pourcentage d'activation musculaire. Nous obtenions ainsi une estimation de la contribution relative de chaque muscle durant le mouvement (Tresch et Bizzi 1999).

Etant donné que l'activation EMG enregistrée correspond à la sommation des potentiels d'action des unités motrices située sous les électrodes. Il est important de noter que les muscles de la main et de l'avant-bras sont petits et superposés. En effet, les signaux EMG issus des muscles de la main sont fortement biaisés par le phénomène de cross-talk, c'est à dire que les électrodes positionnées au-dessus d'un certain muscle enregistrent également l'activation du muscle voisin (Del Vecchio et al. 2019). Un des moyens pouvant être utilisé pour éviter d'enregistrer des signaux biaisés par le phénomène de cross talk est d'identifier le signal de chaque unité motrice par des méthodes de séparation aveugle de sources (Del Vecchio et al. 2019).

#### **II.2.4 Analyse par électromyographie matricielle**

L'activité musculaire observée durant l'étude 3 a été enregistrée par EMG matricielle (haute densité), qui permet d'identifier les trains de potentiels d'action de chaque unité motrice, lorsqu'elle est couplée à un algorithme de décomposition du signal. Les matrices d'électrodes utilisées étaient composées de 64 électrodes (13x5 avec une électrode manquant dans un coin) espacées de 4 ou 8mm. Plusieurs essais ont été réalisés lors de pré-études afin de parvenir à positionner correctement les électrodes pour obtenir un signal de qualité. Les techniques retenues pour le placement des électrodes ont été : l'utilisation de l'échographie (Aixplorer, Supersonic Imagine, France) pour le positionnement de l'électrode sur le FDS et la palpation pour les électrodes positionnées sur les muscles de l'éminence thénar (THE) (Figure 33 A.) et le FDI (Figure 33 B.).



*Figure 33 - Localisation de la position des électrodes HD-EMG sur THE (muscles de l'éminence thénar) et le FDI (premier interosseux dorsal)*

Avant le placement des électrodes, la peau était rasée, gommée avec un tissu abrasif puis lavée à l'alcool. Les matrices étaient collées à la peau grâce à une surface adhésive double-face pré-perçée laissant un trou pour chaque électrode. Ces trous étaient remplis d'une crème conductrice (SpesMedica, Battipaglia, Italy) assurant un contact optimal avec la peau. Des bandes de contention entouraient l'électrode afin que son contact avec la peau soit optimal durant le mouvement. L'électrode de référence était positionnée sur l'olécrane du coude et l'électrode « terre » était reliée à un bracelet humidifié attaché autour du poignet controlatéral.

Le signal était enregistré en mode monopolaire à une fréquence de 2048 Hz avec un système d'acquisition à plusieurs voies (Figure 34 A. et B.) (EMG-Quattrocento, OT Bioelettronica, Italy). Le signal brut était filtré avec un filtre passe-bande en utilisant des fréquences de coupure de 10 Hz (passe-haut) et 500 Hz (passe-bas) par le système d'acquisition.

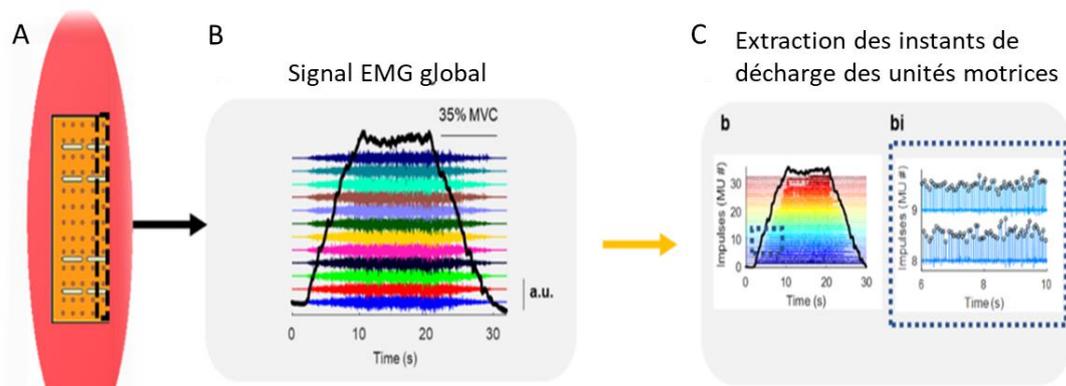


Figure 34 – Exemple de décomposition de l’EMG de surface avec une méthode de séparation aveugle des sources et une inspection visuelle. (A) Matrice de 64 électrodes collée au centre du corps musculaire. (B) Activité EMG monopolaire enregistré par les électrodes d’une colonne de la matrice durant une rampe de force. (C) Extraction des instants de décharge des unités motrices. Les deux fenêtres b et bi montre les instants de décharge extraits pour chaque unités motrices – Del Vecchio et al. (2020)

Le signal des électrodes défaillantes était supprimé afin de ne pas impacter l’identification des trains de potentiels d’action des unités motrices. Puis le signal filtré était décomposé avec une méthode de séparation aveugle des sources (blind source séparation : BSS) (Negro et al. 2016) pour identifier les potentiels d’action de chaque unité motrice (Figure 32 C.). Suite à l’identification automatique des instants de décharges des différentes unités motrices, chaque unité motrice était vérifiée et éditée manuellement en ajoutant/enlevant certains instants de décharge selon la méthode expliquée par Del Vecchio et al. (2020). La sélection manuelle améliore la qualité de l’algorithme de séparation des unités motrices. Ainsi, après avoir fait une sélection manuelle sur quelques secondes, il est intéressant de relancer l’identification automatique sur la suite de la contraction (minimum 3-5 secondes) (Del Vecchio et al. 2020). Seules les unités motrices ayant un signal avec un ratio signal/bruit supérieur à 30 dB étaient conservées. Durant l’expérimentation, afin d’optimiser l’identification des unités motrices, il est recommandé de réaliser des contractions isométriques d’intensité faible à moyenne. Dans notre cas, les sujets réalisaient trois contractions isométriques trapézoïdale avec un plateau à 30 % de MVC pendant 20 secondes.

Afin d'estimer le niveau de commande commune entre deux unités motrices nous calculons la cohérence, elle représente la corrélation entre le signal de deux groupes d'unités motrices pour une certaine fréquence. La valeur de cohérence est influencée par le nombre d'unités motrices avec lesquelles la corrélation est effectuée (Farina et Negro 2015). Ainsi cette analyse était réalisée entre deux groupes de deux unités motrices sélectionnées de façon randomisée, dont la somme des instants de décharges était la même. Pour réaliser cette analyse, seules les unités motrices déchargeant sans interruption (interruption <500ms) étaient sélectionnées. Pour chaque groupe la somme des temps de décharge était calculée, puis l'analyse de cohérence était effectuée. La cohérence était calculée selon la méthode de Welch sur des fenêtres d'une seconde durant 30 secondes cumulées durant les plateaux de contraction isométrique à 30% de MVC. Chaque combinaison de 2x2 unités motrices était testées durant 100 itérations. Pour tenir compte de la faible différence de durée du signal, la valeur de cohérence a été transformé en Z-score :

$$COH\ z\ score = \sqrt{2L} \times atanh\sqrt{COH} - bias$$

Où COH est la cohérence, L est le nombre de segment utilisé pour l'analyse de cohérence (ex : pour 30s, L = 30 comme l'analyse était réalisée pour 30 fenêtres d'une seconde), et le biais (bias) est la moyenne de COH z-score entre 250 et 500 Hz où la cohérence n'est pas appliquée. Les valeurs supérieures à 1,65 étaient considérées comme significatives (95% de confiance).

## II.3 Études

### II.3.1 Étude 1 : « Influence de l'expérience sur la réalisation du geste du point-main de couture »

Cette sous-partie est présentée sous la forme d'une publication parue dans le journal *Applied Ergonomics* : Jean Maillet, Jeremy Rossi, François Hug, Jean-Jacques Proquez, Antoine Nordez (2022). Influence of experience on kinematics of upper limbs during sewing gesture. *Applied Ergonomics*, 102 (2022) 103737.

#### Résumé

##### Objectif

L'objectif de cette étude est de comprendre les caractéristiques de l'expertise pour le geste de couture « point-main » afin de déterminer des facteurs de performance du geste et de contribuer à la formation.

##### Méthodologie

La cinématique du geste a été enregistrée durant le geste de couture pour 30 participants répartis en trois groupes de niveau selon leur expérience : novice, intermédiaire et expert. Pour cela 52 marqueurs ont été positionnés sur des repères anatomiques des membres supérieurs, leur position en 3D été enregistrée avec 12 caméras optoélectroniques. A partir de la position des marqueurs, les angles articulaires de 21 articulations des membres supérieurs étaient calculés. Nous avons utilisé l'analyse en composante principale afin d'observer les covariations articulaires et d'identifier des coordinations spécifiques à chaque groupe.

##### Résultats et Discussion

En lien avec la littérature nous observons que le geste expert est plus rapide et reproductible. De plus les experts utilisent d'avantage leurs articulations distales et moins leurs articulations proximales par rapports aux novices. En effet, les experts gardent d'avantage le bras proche du corps, évitant tout geste inutile de l'épaule (Abduction et Flexion). Ils utilisent d'avantage leur poignet (Adduction/Abduction et Pronation/Supination) et leurs doigts (Index et Majeur : Flexion/Extension) permettant d'orienter la main pour un geste précis des doigts. Cette coordination permettrait de réduire le cout énergétique et la demande musculaire du geste de couture. De plus, l'analyse en composante principale a mis en évidence que les experts

partageaient des synergies articulaires, attestant ainsi d'un geste commun spécifique à l'expertise.

## **Article: “Influence of experience on kinematics of upper limbs during sewing gesture”**

### 1. Introduction

The hand sewing task requires very high control and regularity of the upper limb. The needle must be inserted up to fifteen times per minutes with a 0.2 mm gap between two threads, up to several hours a day. Even though sewing machines progressively replace manual sewing, hand sewing is still needed in luxury factory for specific designs and clothes.

The seamstress population is declining and is hardly renewed. It raises the issues of task back up and training the new seamstresses, which becomes crucial in several luxury factories. Training is long (typically 3-5 years) and traditionally done on the field by experienced seamstresses. No objective test is available to evaluate the skills, and certification is subjective to an experienced seamstress' judgment. Although biomechanical analysis may provide crucial information about the motor performance during skilled tasks (Uemura et al. 2014), it has not yet been applied to hand sewing.

Hand gestures have been compared between novices and experts in various working fields such as surgery (McNatt et Smith 2001; Lin et al. 2012; Megali et al. 2006) manutention jobs (Plamondon et al. 2014; Min et al. 2012) and music playing (Fernandes et Barros 2012; Parlitz et al. 1998; Jäncke et al. 2000). These studies showed differences in kinematics with experts displaying more stable and reproducible movement (Uemura et al. 2014; Fernandes et Barros 2012; Sakakura et al. 2018). In addition, experts have a specific coordination (Fernandes et Barros 2012) that allow them to avoid unnecessary movement (Zhou et al. 2019; Hofstad et al. 2013; Azari et al. 2020) and to minimize muscle force (Parlitz et al. 1998). In general, experts display a better efficiency owing to an optimization of the energy expenditure and time (Lin et al. 2012; Plamondon et al. 2014; Azari et al. 2020). For Lin et al. (2012), a more efficient movement during laparoscopic surgery is linked to a relative use of joints, specific to expertise: larger range of motion for distal joints compared to proximal joints. Therefore, a kinematic analysis seems relevant to better understand the performance of experts in an upper limb task that requires a high level of accuracy like hand sewing. However, kinematic analysis on the upper limb could be quite complicated considering the numerous degrees of freedom. To

simplify this analysis and to better understand the time changes in joint angles, a principal component analysis (PCA) could be relevant (Santello et al. 2002). It provides synergies at the joint level that may be specific to expertise.

The aim of the present study was to compare the kinematics of hand sewing between novices, intermediates, and experts. Our goal is to better understand the characteristics of expertise for this task and to contribute to the task back-up and training. In relation to the state of the art on other upper limb tasks, we hypothesized that experts will produce specific movement patterns with lower proximal joint ranges of motion and larger distal joint ranges than intermediates and novices.

## 2. Methods

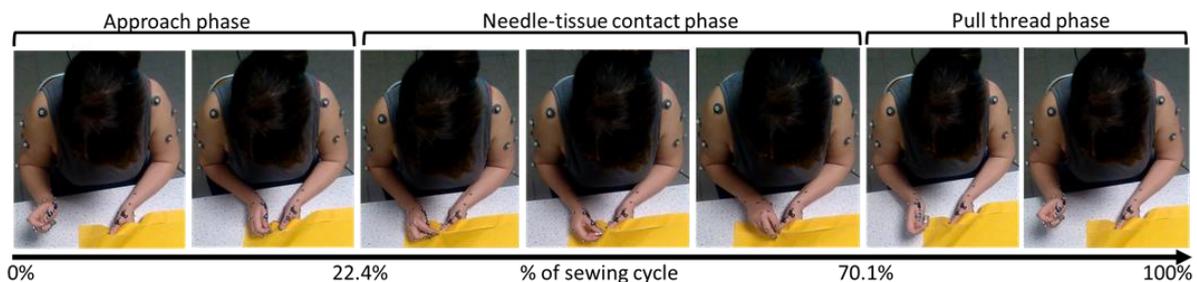
### 2.1 Participants

Three groups of participants were studied (total: 30 participants). The first group was composed by ten experts (age:  $42.5 \pm 14.2$  years, height:  $1.64 \pm 0.08$  m, weight:  $68.6 \pm 13.4$  kg, 10 females) with a strong experience in hand sewing ( $14 \pm 10$  years, range 3 – 35 years). They were recruited from two French luxury companies. The amount of weekly practice in hand sewing was about  $29.5 \pm 5.5$  hours. The second group was composed by ten intermediate - dressmakers' students (age:  $18 \pm 2$  years, height:  $1.62 \pm 0.06$  m, weight:  $54.8 \pm 7.5$  kg, 10 females) with a small experience (3-6 months). The control group was composed of ten novices with no experience (age:  $24.8 \pm 3.3$  years, height:  $1.73 \pm 0.08$  m, weight:  $64.1 \pm 10.6$  kg, 5 females and 5 males). Participants' skill level was determined by their experience with sewing, we can note that expert group was composed of professional seamstress. Twenty-seven participants were right-handed and three were left-handed (one in each group). None of the participants had an upper-arm injury in the last 6 months. The experiment was approved by local ethics committee of Nantes University (n°20032020-1) and each participant signed an informed consent.

### 2.2 Experimental task

The experimental session was designed as three set. The sewing cycle was repeated ten times for each set ( $48 \pm 15.8$ s by set), separated by 1 minute of rest. The experimental session, including the anatomical markers disposition lasted about 45 minutes. The type of stitch sewing used for the experimental task was the "Whip stitch" (Appendix 1). The non-dominant hand

presented the tissue (100% cotton tissue) by the index-thumb pinch, the dominant hand holds the needle (no.10) by the index-thumb pinch. The task consisted in a sewing cycle composed by three phases (Fig. 1). First, participants placed the needle against the back of the tissue in the right place to introduce it precisely (Approach phase). Second, participants introduced and pushed the needle through the tissue and grip again the needle (needle-tissue contact phase). The needle-tissue contact phase was determined like the cycle moment when the distance is minimal between markers (LM2 and RM2: placed on the distal head of the 2<sup>nd</sup> metacarpal) of the left and the right hand, and until the distance between them increase (+3mm). Third, participants pulled it to stretch the sewing thread (polyester thread no.120) (Pull thread phase). Participants were seated to an adjusted table, in such way that forearms lied on the table, the back was straight, arms were close to the body and elbows were flexed at 90°. Participants were required to sew following a line as close as possible with a gap between each stitch to 2mm to 4mm. In addition, they were required to sew with fluidity without time constraint. Before each session the thread was cut at 40 cm. Sewing cycle started and finished when the dominant hand was at the highest position (the end of the pull thread phase).

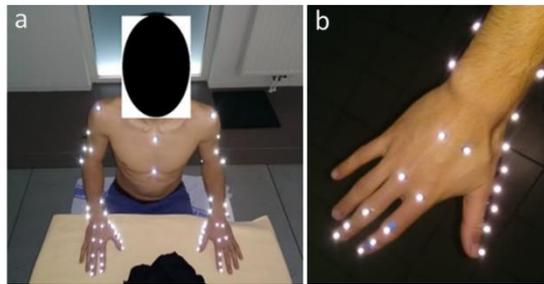


*Figure 1, Photos of sewing cycle phases. Approach phase: participants placed the needle against the back of the tissue in the right place to introduce it precisely. Needle-tissue contact phase: participants introduced and pushed the needle through the tissue and grip again the needle (to 22.4% to 70.1% of the cycle). Pull thread phase: participants pulled it to stretch the sewing thread.*

### 2.3 Kinematics

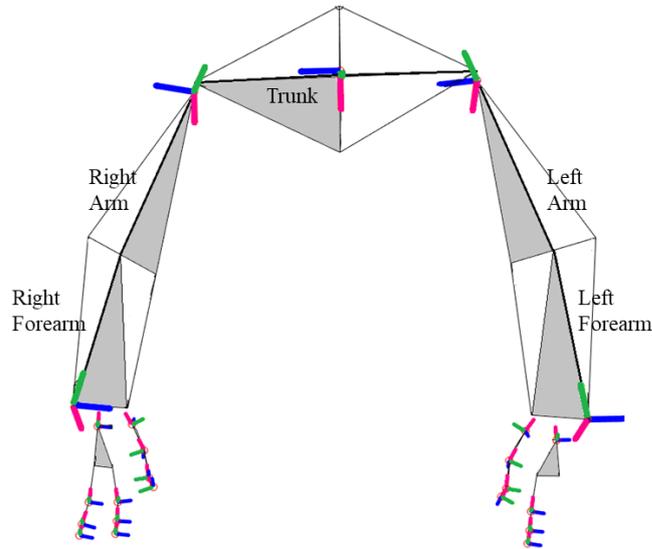
During each of the three sets, kinematic data were recorded at 100 Hz with a system composed of twelve motion capture cameras (Flex 13, Optitrack, Corvallis, Oregon, USA) placed around the participant, six were focus on fingers area (40 x 40 x 40cm), others recorded body movement in general. Fifty-two spherical reflecting markers (4 mm in diameter) were placed on anatomical

landmarks of upper-limb (Fig. 2) (Wu et al. 2005; Goislard de Monsabert et al. 2012). Marker locations are described in supplemental data (Appendix 2).



*Figure 2, a. Location of the 52 markers (the marker of the cervical n°7 is not visible). b. Location of the 24 markers of the right hand (dominant). The third finger of the non-dominant hand (left) is not equipped.*

We recorded kinematic data for 21 joints with a total of 36 degrees of freedom (DoF). Three-dimensional position of the chest, arms, forearms, hands and the first, second and third fingers for dominant hand and only the first and second fingers for non-dominant hand were considered during the movement using the kinematic model (Wu et al. 2005; Goislard de Monsabert et al. 2012; Fohanno et al. 2013). Each bony segment was located by three markers and a local coordinate system was created (Fig. 3). The longitudinal axis linked two joint centers oriented proximally (Y for upper-limb, X for the hand). A plan was created with the third marker of the segment, placed on the flexion/extension (Flex/Ext) axis of joint. The Frontal axis (Adduction/Abduction; Add/Abd) was created perpendicular to the plan oriented frontally (X for upper-limb, Y for the hand). Finally, the transversal axis (Flex/Ext, Z) was orthogonal to both X and Y axes, pointing right (right/radial or ulnar/left hands). Since only Flex/Ext around transversal axis was evaluated for fingers, only two markers were placed on finger phalanges. Two additional markers were placed on the thumb to compute internal and external rotation (X axis) (Cooney et al. 1981). Joint angles were calculated as the product from orientation matrix of proximal segment regarding the distal segment (Cappozzo et al. 2005), and owing to Euler's angles according to rotation sequence: Z (Flex/Ext), X (Add/Abd), Y (Pronation/Supination; Pron/Sup) around fixed axis. Joint angles obtained during static capture in reference anatomical position, considered like zero angle, were subtracted from angles computed during movement. All calculations were performed using custom-made Matlab scripts (2019b, Mathworks Inc, USA).



*Figure 3, Position and orientation of the segment coordinate system of upper limbs and trunk. Blue axis is for flexion (Z), green is the rotation axis for upper-limb and adduction axis for hand (X), and red is the adduction axis for upper-limb and the axis rotation for hand (Y). In grey the frontal plan from landmarks.*

The limb that holds the tissue was almost static. We focused on the dominant hand and arm of the participants to analyze 20 DoF on 12 joints. Only the best set of ten cycles, the more regular without parasite movement, were kept then averaged to provide a representative cycle. The three phases were interpolated on 100 points for each participant, then the entire cycle was time normalized from 0 to 100% of the cycle.

## 2.4 Data reduction

The principal component analysis (PCA) method was used to reduce the DoFs redundancy and identify motor synergies, which describes the covariation of joints' motion during the task (Lambert-Shirzad et Van der Loos 2017). PCA consists of an orthogonal transformation that converts the variables into new uncorrelated principal components, which explain the majority of variation in the data (Deluzio et Astephen 2007). The principal components are arranged in order of their decreasing sample variance. For each principal component, the PCA results provide a coefficient and associated load vectors: the coefficient represents the temporal pattern

of the principal component, whereas the load vectors represent the weights of each variable within this component.

For each participant, we mean-centered the kinematic data of the ten sewing cycles for each of the 20 DoF. Last, we applied eigenvalue decomposition of the covariance matrix. We considered the principal components needed to explain 90% of the variance of the original dataset (Jackson 2005).

## 2.5 Statistical analysis

To analyze differences in sewing cycle duration (s) and relative needle-tissue contact phase duration (s) between groups, two two-way ANOVAs with post-hoc (Bonferroni) were performed. (within subject factor = start and end of the needle-tissue contact phase; between-subject factor = Group).

The method of statistical parametric mapping (SPM, Pataky et al. 2015) was used to assess differences in joint angles between the groups through the movement cycle. Specifically, to locate the differences of joint angles across the three groups, we used a one-dimension SPM ANOVA with post-hoc (Bonferroni) for each DoF.

To test the between-group difference in range of motion, a separate one-way ANOVA with post-hoc (Bonferroni) was performed for each DoF.

Coefficient of multiple correlation (CMC, Ferrari et al. 2010) was calculated to assess the variability of the time-varying joint angle profiles across participants (between-subject variability) and across cycles (within-subject variability) for each DoF. Then, to compare CMC between groups, a one-way ANOVA with post-hoc (Bonferroni) was performed for each DoF.

Finally, to compare the number of principal components that accounted for 90% of variance between groups, a one-way ANOVA with post-hoc (Bonferroni) was performed. To compare the load vectors of each principal components between the three groups, one two-way ANOVA with post-hoc (Bonferroni) was carried out (within subject factor = twenty principal components; between- subject factor = Group). To evaluate the similarity of the component's coefficient between participants of a group, a CMC was calculated for the three principal components. To evaluate the correlation of vector load between participants of a group, a Pearson correlation was performed for the first principal component. Then, to compare principal

component's vectors loads correlation between groups, a one-way ANOVA with post-hoc (Bonferroni) was carried out.

Statistical analysis was carried out with Matlab (2019b) and Statistica (v10, StatSoft, France). The significance threshold was set at  $p=0.05$ .

### 3. Results

There was a main effect of group ( $p=0.001$ ) on the duration of the sewing cycle, with the cycle being shorter for experts ( $3.4\pm 0.8s$ ) than for both intermediates ( $5.6\pm 1.6s$ ;  $p<0.003$ ) and novices ( $5.5\pm 2.2s$ ;  $p<0.005$ ). There was no difference between intermediates and novices ( $p=1$ ). The needle-tissue contact phase (second phase) lasted to  $0.83\pm 0.08s$  ( $25.5\pm 4.5\%$ ) to  $2.40\pm 0.62s$  ( $71.2\pm 4.4\%$ ) for experts, to  $1.23\pm 0.44s$  ( $21.6\pm 2.7\%$ ) to  $3.97\pm 1.25s$  ( $70.9\pm 5.8\%$ ) for intermediates, to  $1.03\pm 0.16s$  ( $20.0\pm 5.8\%$ ) to  $3.77\pm 0.86s$  ( $68.3\pm 3.6\%$ ) for novices, of the total cycle. There was no difference between groups.

The SPM analysis revealed significant differences between groups for five DoF (Fig.4). Specifically, the mean shoulder abduction joint angle was smaller for experts ( $16.0\pm 0.4^\circ$ ) than novices ( $36.4\pm 2.1^\circ$ ;  $p<0.006$ ) over the entire cycle (1-100%), but no differences with intermediates ( $22.2\pm 1.5^\circ$ ) was observed. Middle-MCP extension was higher in experts than both novices between 11% and 83% of the cycle ( $p<0.001$ ) and intermediates between 22% and 45% ( $p<0.001$ ). First-MCP extension was higher for experts than novices between 1% and 16% and between 89% and 100% of the cycle ( $p<0.03$ ). No differences between intermediates and either experts or novices were observed. Middle-PIP flexion was higher for experts than novices from 44% to 60% of the cycle ( $p<0.03$ ), no differences between intermediates and either experts or novices were observed. Middle-DIP flexion was higher for experts than novices from 16% to 58% of the cycle ( $p<0.001$ ), no differences between intermediates and either experts or novices were observed.

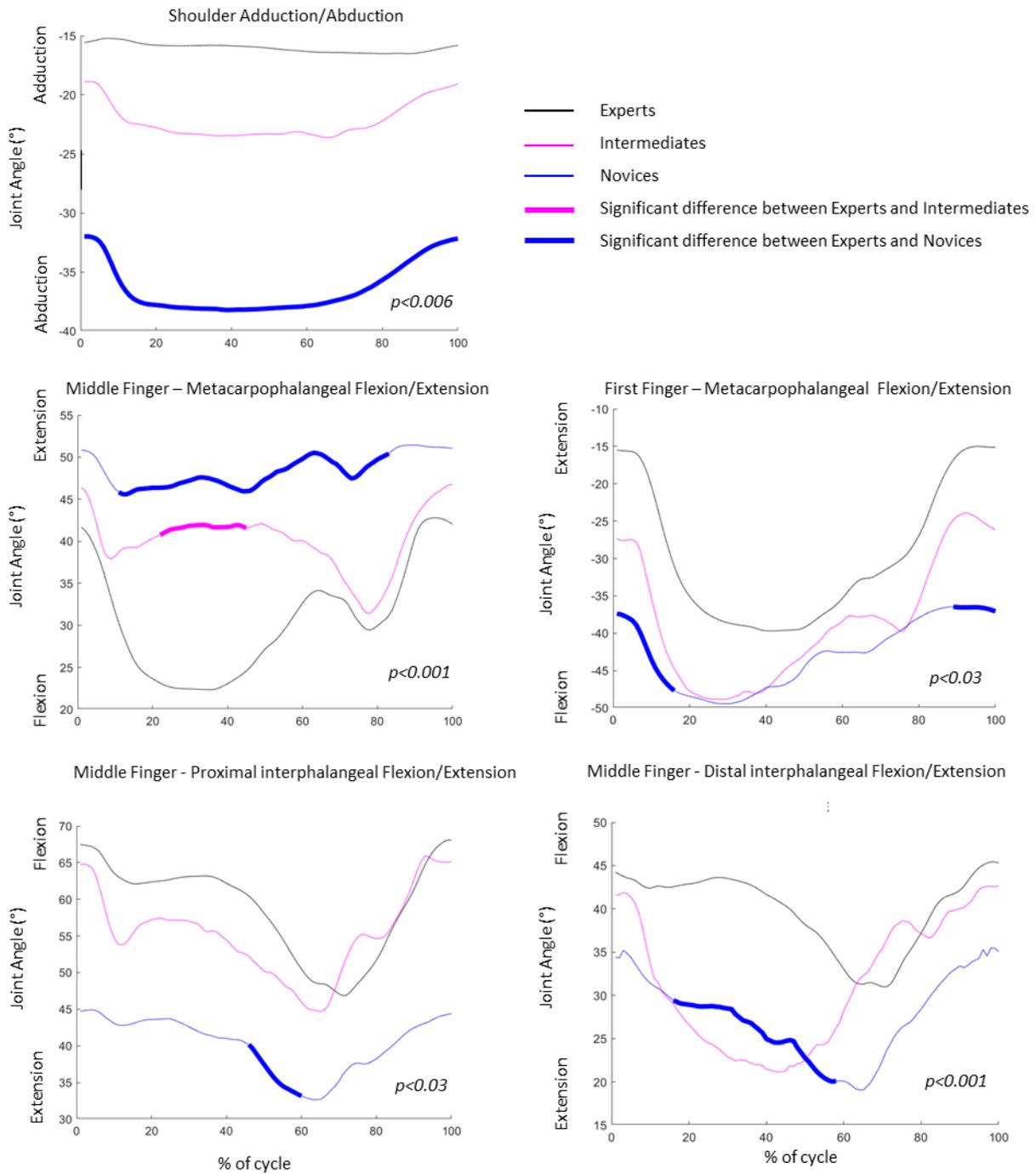


Figure 4, Time-varying joint angle for the five Degree of Freedom (DoF), which exhibited a significant difference between groups during the sewing cycle. Statistics were performed using the Statistical parametric mapping approach.

The range of motion of the 20 DoF are depicted for each group in Table 1. For the sake of clarity, only the main effect of group is depicted in the table, while the results of the post hoc tests are depicted in the main text. The range of motion of Shoulder-Flex/Ext was approximately 49 % smaller for experts than novices ( $p=0.048$ ). The range of motion was larger in experts than novices for three others DoF: Middle-MCP-Flex/Ext (+84%;  $p=0.006$ ), Wrist-Add/Abd (+97%;  $p=0.002$ ) and Wrist-Pron/Sup (+49%;  $p=0.034$ ). The range of motion was larger in intermediates than novices for two DoF: Wrist-Add/Abd (+88%;  $p=0.003$ ) and First-MCP-Flex/Ext (+47%;  $p=0.045$ ) (Table 1).

Table 1. Joint ranges of motion of 20 DoF Labels (abbreviations Appendix 3)

DoF Labels	Experts Range of motion (°)	Intermediates Range of motion (°)	Novices Range of motion (°)	Main effect of Group
Shoulder-Add/Abd	3.7 ± 1.7	6.2 ± 6.2	3.3 ± 7.0	ns
Shoulder-Flex/Ext	6.2 ± 4.3 *	8.1 ± 3.8	12.6 ± 7.8 *	0.049
Shoulder-Pron/Sup	18.8 ± 8.8	23.3 ± 23.8	19.2 ± 8.9	ns
Elbow-Flex/Ext	20.6 ± 13.4	18.2 ± 10.6	14.5 ± 7.3	ns
Wrist-Add/Abd	13.4 ± 4.8 *	12.8 ± 3.8 #	6.8 ± 2.4 *#	0.001
Wrist-Flex/Ext	20.4 ± 8.7	20.5 ± 8.3	17.3 ± 8.9	ns
Wrist-Pron/Sup	59.8 ± 20.7 *	52.4 ± 16.9	40.0 ± 14.5 *	0.037
First-MCPAdd/Abd	14.7 ± 4.5	13.9 ± 5.7	9.9 ± 4.4	ns
First-MCP-Flex/Ext	28.1 ± 8.5	30.9 ± 14.0 #	18.1 ± 8.4 #	0.024
First-PIP-Flex/Ext	26.7 ± 6.9	32.1 ± 8.6	18.8 ± 7.8	ns
First-DIP-Flex/Ext	20.4 ± 5.5	23.3 ± 6.6	19.5 ± 9.3	ns
Middle-MCP-Add/Abd	7.0 ± 2	6.9 ± 1.3	6.3 ± 2.9	ns
Middle-MCP-Flex/Ext	25.8 ± 5.1 *	20.6 ± 9.5	14.0 ± 4.7 *	0.006
Middle-PIP-Flex/Ext	26.8 ± 7.8	26.8 ± 9.7	19.0 ± 9.1	ns
Middle-DIP-Flex/Ext	23.5 ± 7.7	35.0 ± 17.1	22.8 ± 10.9	ns
Thumb-TMC-Add/Abd	10.4 ± 3.9	12.8 ± 4.4	7.3 ± 2.7	ns
Thumb-TMC-Flex/Ext	13.0 ± 6.4	10.7 ± 6.2	9.5 ± 5.1	ns
Thumb-MCP-Add/Abd	9.1 ± 3.9	9.9 ± 3.1	7.4 ± 3.1	ns
Thumb-MCP-Flex/Ext	13.1 ± 4.1	17.2 ± 5.9	12.7 ± 6.3	ns
Thumb-IP-Flex/Ext	19.2 ± 6.3	21.5 ± 5.8	17.6 ± 7.7	ns

Joint ranges of motion (°) of 20 DoF Labels for groups of experts (n=10), intermediates (n=10) and novices (n=10). Significant difference between experts and novices (\*), between intermediates and novices (#), between experts and intermediates (†). Adduction/Abduction (Add/Abd), Distal interphalangeal (DIP), Flexion/Extension (Flex/Ext), Metacarpophalangeal (MCP), Pronation/Supination (Pron/Sup), Proximal interphalangeal (PIP), Trapeziometacarpal (TMC).

The CMC analysis revealed that some experts' DoFs motion were similar between individuals. For 6 DoF we found CMC values  $> 0.4$ , revealing a low between-subject variability: Wrist-Pron/Sup (0.41), Wrist-Add/Abd (0.60) (Fig. 5), First-MCP-Add/Abd (0.44), First-MCP-Flex/Ext (0.43), First-PIP-Flex/Ext (0.50) and First-DIP-Flex/Ext (0.43). For intermediates we found 3 DoF with a CMC over 0.4: First-PIP-Flex/Ext (0.56), First-MCP-Flex/Ext (0.45) and Thumb-TMC-Add/Abd (0.43). None of the CMC values were above 0.4 for novices, revealing a large between-subject variability for all the DoF.

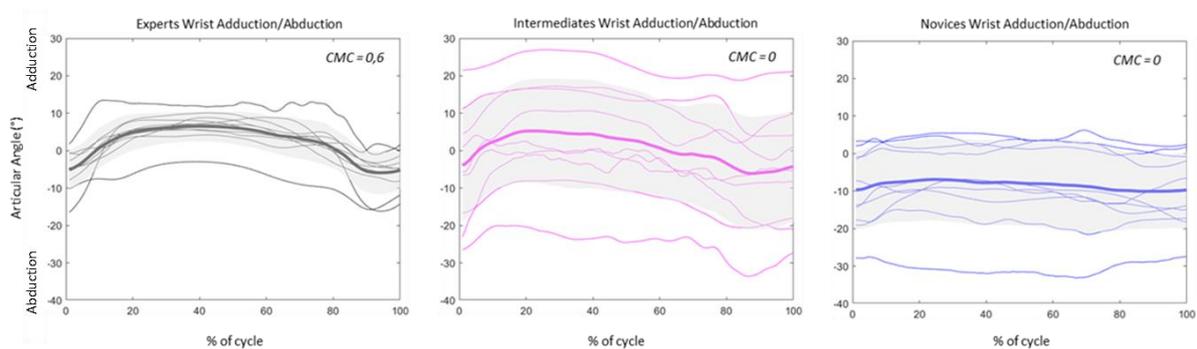


Figure 5, Individual wrist Adduction/Abduction motion during the sewing cycle in the three groups. Data are depicted for each participant (thin line) and the average for each population (thick lines). The grey area corresponds to the standard deviation across participants. The coefficient of multiple correlation was 0.6 (CMC) for experts and 0 for both intermediates and novices.

The between-subject variability of the time-varying joint angle profiles was different between groups (main effect  $p=0.02$ ). Specifically, a lower variability was found in the expert group (CMC  $0.65 \pm 0.14$ ) compared to the novice group (CMC  $0.49 \pm 0.13$ ;  $p<0.02$ ). No significant difference was observed between intermediates (CMC  $0.52 \pm 0.10$ ) and either experts ( $p=0.07$ ) or novices ( $p=1$ ).

For principal components analysis, there was a main effect of group on the number of components needed to reach 90% of the variance accounted force ( $p=0.007$ ). Specifically, less components were needed for experts ( $4.3\pm 1.15$ ) than intermediates  $5.8\pm 1.03$  ( $p=0.013$ ) and novices  $5.7\pm 1.06$  ( $p=0.022$ ) (Fig.6). No differences were found when we compared the vectors loads between groups for each component ( $p=0.449$ ).

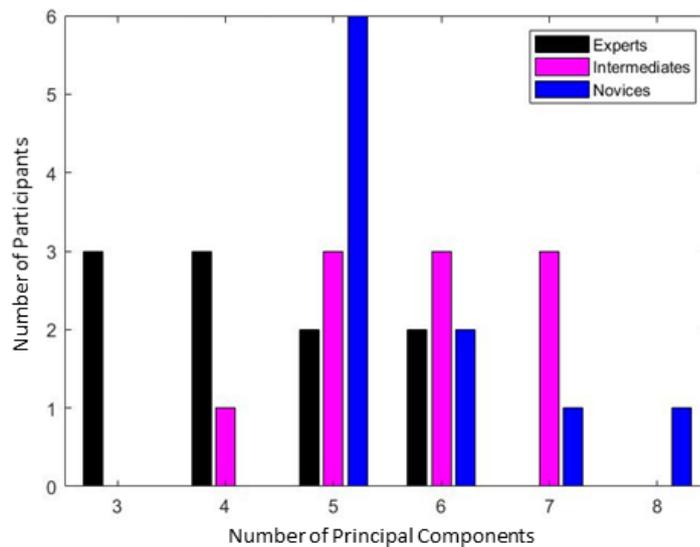


Figure 6, Number of components needed to explain 90% of the accounted variance.

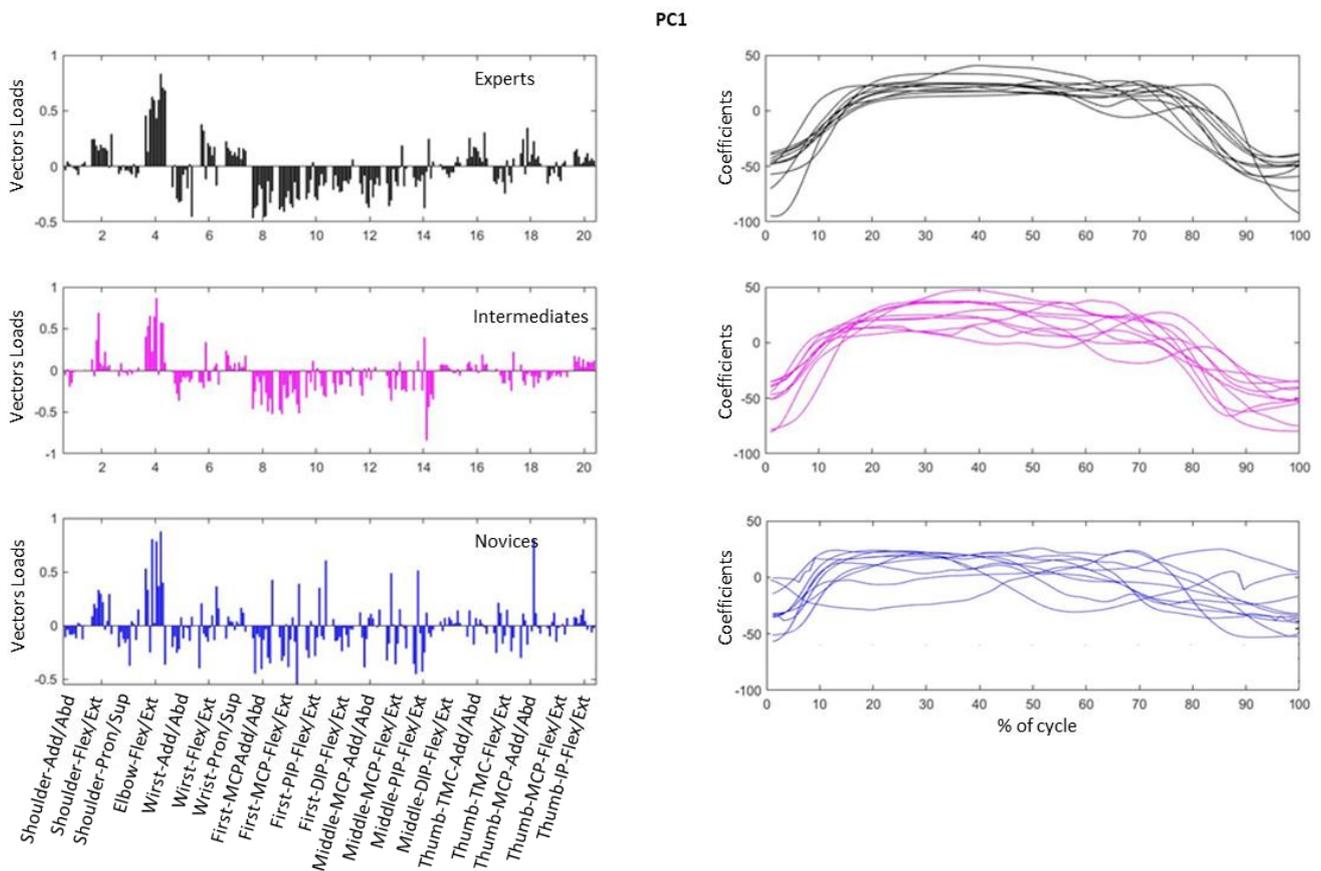
Regardless of group, the first synergy explained a large part of the accounted variance:  $58.9\pm 11.2\%$  for experts,  $51.9\pm 13.9\%$  for intermediates, and  $45.4\pm 8.3\%$  for novices. We calculated the CMC value for the coefficient of the three first synergies to assess their variability between participants. CMC values reveal a low between-subject variability for the first synergy: experts (0.93), intermediates (0.88), and novices (0.70). CMC values for experts' coefficients of the three first principal components were high, while the CMC values for intermediates and novices was just high only for the two first principal components and lower than experts score (Table 2.).

*Table 2. Coefficient of multiple correlation for principal components coefficients within groups.*

	PC1	PC2	PC3
Experts	0.93	0.75	0.52
Intermediates	0.88	0.50	NA
Novices	0.70	0.51	NA

*Principal Component (PC)*

Pearson’s correlation for vector load of the first synergy was higher between experts  $0.76\pm 0.06$ , than intermediates  $0.55\pm 0.15$  ( $p < 0.05$ ) and novices  $0.18\pm 0.27$  ( $p < 0.001$ ). The intermediates score was also higher than novices ( $p < 0.001$ ) (Fig. 7).



*Figure 7, vectors loads (left column) and coefficients (right column) of the first principal component for each group: experts (black), intermediates (magenta) and novices (blue).*

#### 4. Discussion

Using a kinematic analysis of 21 upper-limbs joints, we observed significant differences in task kinematics between experts, intermediates and novices during a hand sewing task. In accordance with our hypothesis, expert seamstresses exhibited lower proximal joint range of motion and larger distal joint range of motion compared to intermediates and novices. Experts used their shoulder “Shoulder-Add/Abd & Flex/Ext” less and their arm stayed closer to the trunk. Conversely, they used more of their wrist “Wrist-Add/Abd & Pron/Sup” and fingers “Middle-MCP- Flex/Ext”. In addition, expert seamstresses took less time to complete the task and exhibited a lower cycle-to-cycle variability than novices.

The reduced task duration found in the present study clearly demonstrates the better performance of experts. It is in accordance with the literature which focused on skilled motor tasks such as surgery (Hofstad et al. 2013; De Laveaga et al. 2012; Azari et al. 2020). Azari et al. (2020) showed that the reduction of task duration is obtained by “reducing extraneous movements” and is often associated with an economy of energy. Lin et al. 2012, indicated that experts’ efficiency is associated with a specific relative use of joints and showed a larger range of motion for distal than proximal joint. Finger dexterity, defined as the ability to accurately and rapidly control and coordinate finger movements (Carment et al. 2018), is preponderant for accurate hand tasks. In the present study, we observed that experts used their fingers differently than intermediates and novices. Specifically, during the phase of the needle-tissue contact phase, the middle-finger joints displayed a dramatically higher range of motion in Flex/Ext (+84% for Middle-MCP-Flex/Ext for experts compared to novices). Our results also highlight the important role of the wrist, showing a greater range of motion for the Pron/Sup and Add/Abd for experts. The action of the wrist allows experts to appropriately orient the hand for an optimized fingers action, like place and manipulate the needle. Middle-finger and wrist, with their combined range of motion, are used to push the needle through the tissue, then to pull the thread efficiently during the Pull thread phase, without additional movement of elbow and shoulder. This ability, shared sometimes with intermediates, to favor middle-finger and wrist action rather than shoulder abduction or flexion avoid lifting the arm mass, which stayed close to the body. This could contribute to reduced energy cost and muscle work.

Previous studies showed that experts such as pianists exhibit better regularity and reproducibility during a common precision hand task, as well as greater finger coordination (Fernandes et Barros 2012). The better control of movements was associated with a reduced muscle activation (Jäncke et al. 2000). In our case, a lower cycle-to-cycle variability of the

movement pattern was observed for experts compared to novices. In addition, the principal component analysis showed that experts movement required  $4.3 \pm 1.1$  synergies to explain 90% of variance while intermediates and novices required  $5.8 \pm 1.03$  and  $5.7 \pm 1.06$  synergies. This lower number of synergies in experts can be interpreted as a higher dimensionality reduction of the control of the large number of upper limb degrees of freedom (Schieber et Santello 2004). This ability, acquired with long-term practice and sensorimotor feedback (Sobinov et Bensmaia 2021), leads to the initial complex joint coordination to simpler, repeatable, and efficient movement.

For many authors (Nelson 1983; Yao et Billard 2019), a skilled movement satisfies conditions such as “economy of effort” or “efficiency”, and these characteristics rely on an optimal joint movement pattern. In our case as we have shown, an expert seamstress uses less of their proximal joints (Shoulder-Add/Abd & Flex/Ext) and more their distal joints (Wrist-Add/Abd & Pron/Sup; Middle-MCP-Flex/Ext) as compared to novices, characteristics probably linked to an “efficiency” of movement. Experts shared some joint movements patterns like Wrist-Add/Abd and Wrist-Pron/Sup, or First-fingers joints DoFs ( $0,4 < CMC < 0,6$ ). Moreover, as shown by the principal component analysis, the three first synergies are very similar between experts, attesting to an “efficient” common gesture. Figure 8 describes these most relevant differences between groups that seem to determine the hand sewing performance and could be a target to the task learning. It probably corresponds to an optimal movement for this given task and could be used as training basis for the novice and intermediate seamstress. As suggested by Azari et al. 2020, we could consider that novices learn to complete the task, intermediates learn to move faster, and experts learn to conserve energy by reducing extraneous movements (shoulder use). With training, the movement is optimized and results in better motor control and coordination.

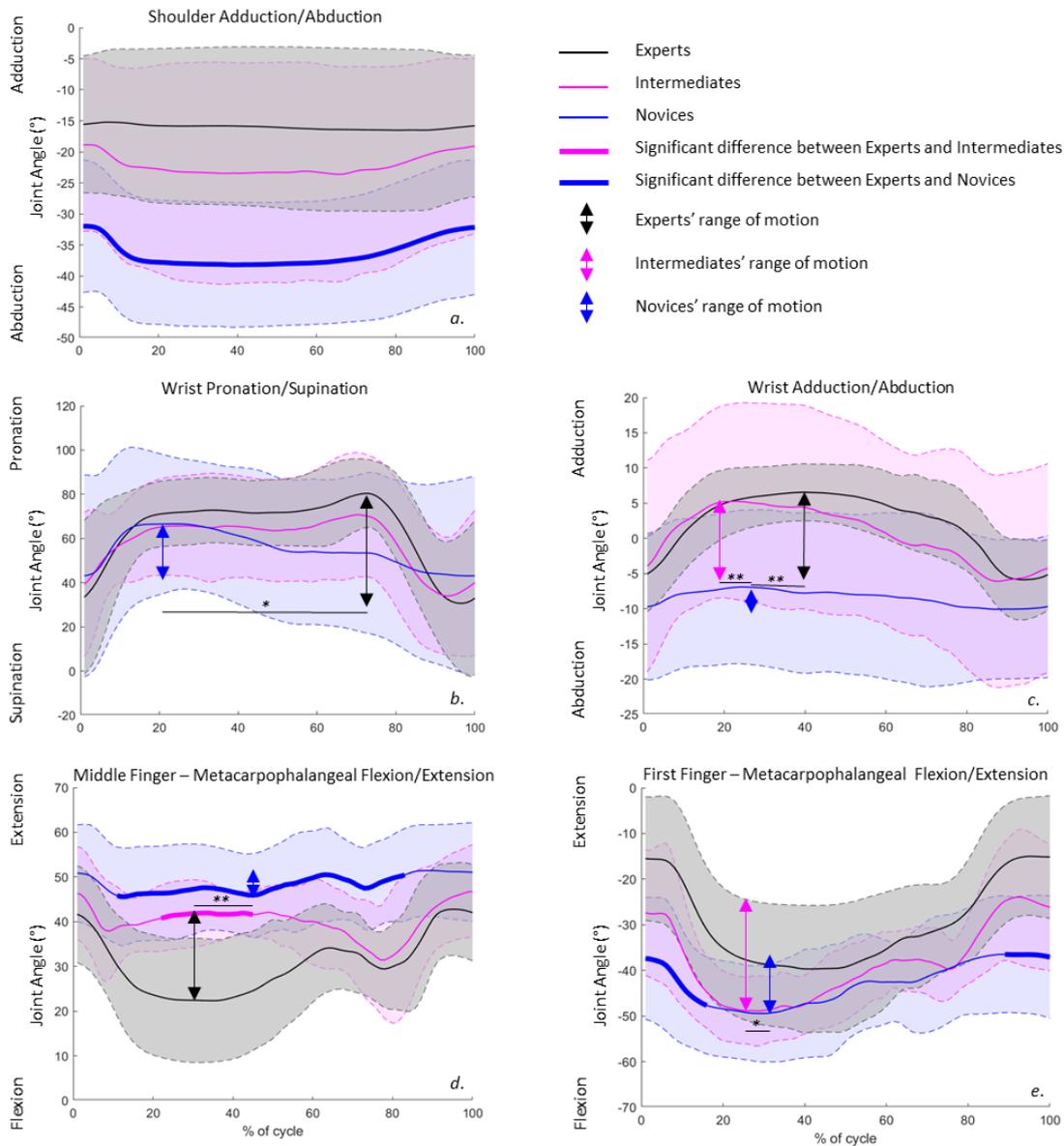


Figure 8, "Corridors" of movement, which seem to be essential for expert movement. They are compared to intermediate and novice movements. The line represents mean movement, dashed lines represent standard deviations of movement for each group. Significant differences are represented by thick line for joint movement (Statistical parametric mapping) and by asterisk for range of motion (\*  $p < 0.5$ ; \*\*  $p < 0.1$ ).

Expert participants were able to avoid lifting their arm, which was resting on the table. In addition, the shoulder range of motion was lower for the experts' group. This behavior is probably crucial to limit the fatigue induced by the task. Thus, it is also probably important to perform the task in that way to prevent MSDs. However, experts bend and twist their wrist further and faster than novices. It can lead to high loads repeated several times during the

working days and can expose workers to risk of MSDs like carpal tunnel syndrome (Palmer et al. 2007). In addition to the wrist motion, a precision (pinch) grip is required. According to Finneran et O'Sullivan 2013, forceful gripping, precision tasks and deviated wrist postures are a combination of factors leading to MSDs. Taken all together, these factors may lead to carpal tunnel syndrome (Abbas et al. 2001; Palmer et al. 2007; Dianat 2016). However, it seems important to observe that the tension to insert the needle through the tissue was low. It would be different with another materials like leather. In the present study, it was not possible to isolate risk factors among the experts' participants. For that purpose, the protocol and the method used could be used in a future prospective study to investigate links between the kinematic of the task and the occurrence of MSDs.

The type of stitch sewing used for the experimental task was the "Whip stitch" (Appendix 1). Even though it is rarely used in the professional context, it is easier to perform, which was an important aspect to make comparison between groups. Moreover, it is representative of many types of stitch sewing allowing to generalize our results for others type of hand stitch sewing. Nevertheless, the particularity of the luxury hand sewing is the accuracy of the task and the quality of the tissue, which is generally thin. This context induces specific characteristics of expertise that are evaluated in the present study. However, if different materials such as leather are used, tools and applied forces would probably be different. The decisive factors of task skill would change, causing probably different characteristics of expertise and different joint relative use. To respond to higher forces, the weak joints of fingers would be less used, the type of grasp may change to be 'power grasp' involving the third and little fingers (Cutkosky 1989) and the wrist would be stabilized and used like force transducer (Finneran et O'Sullivan 2013). Nevertheless, we think that some characteristics of expertise would still be present for harder materials: fewer variable cycles (Sakakura et al. 2018), faster movement or reducing unnecessary movements (Plamondon et al. 2014) leading to simpler movement in respect to a PCA analysis. Therefore, while we speculate that our results would be generalizable to the tasks of seamstress, it could be very relevant to duplicate the present study to better understand how they could adapt their gesture to harder materials.

This study requires consideration of some limitations. On the one hand regarding our research design. First, the expertise level was evaluated by the level of experience. We use no other tools to subjectively evaluate the level of expertise. Nevertheless, in our case the level of expertise were sufficiently links to the experience to correctly differentiate the participants in three separated groups. Second, the level of precision was not evaluated during the experimental task.

Participants had to follow a line as close as possible with a gap between each stitch to 2mm to 4mm, the instruction was the same for each group. The precision was not straightforward to assess and, to our knowledge, there is no way to measure it. Third, the needle was held only with the dominant hand and only 3 over 30 participants were left-handed. Therefore, the applicability of our results to left-handed could be debated. Even if we know that right-handers showed a significant asymmetry of topological cortical network properties to privilege right hand movement (Andersen et Siebner 2018), their cortical surface area of regions related to manual motor control is similar to left-handers (Andersen et Siebner 2018) and their dominant manual dexterity induced is not necessarily different. Then, our results could be extended for left-handed participants, and we do not think that the participation of left-handed in our experimental design influence our results. However, our findings are not generalizable to both dominant and non-dominant hand due to the dexterity difference between both hand (Walker et Henneberg 2007).

On the other hand, we must consider some limitations regarding the measuring device. First, despite twelve cameras placed around the participant (among 6 focused on fingers), markers placed on fingers were sometimes hidden by the tissue or the hands. When this occurred, we rebuilt the markers trajectory with a “rigid body rebuilding”. While this event occurred during almost all acquisitions, it was on very short time (<10 frames). Therefore, considering the good accuracy of the rigid body rebuilding method (Biryukova et al. 2000), we are confident that this issue did not influence our results. Second, markers were placed on an anatomical landmark. Thus, skin movement can lead to a displacement of markers during movement (radio-ulnar movement) and sometimes do not exactly represent the reality, and this is a common limit for kinematic analysis (Ryu et al. 2006; Laitenberger et al. 2015). However, it likely occurred in all the participants making the comparison between population meaningful. We therefore believe that it did not affect the main conclusions of our study. Third, more generally, the kinematic methods for the whole upper limb and hand were developed and validated in previous studies (Laitenberger et al. 2015; Fohanno et al. 2014; Goislard de Monsabert et al. 2012). This method has already been used for several other applications like paddling (Fohanno et al. 2014). While we acknowledge the classical limitations of our kinematic model (i.e., estimation of joint center locations (Begon et Lacouture 2005), we think that the hand sewing task is particularly adapted to the use of this model that enabled us to make appropriate comparisons between groups. Within the model used, the thumb is probably the most complicated segment, there is a lack of consensus in the literature for the model of the thumb to be used. We used the method

of Cooney et al. 1981 to analyzed trapezoid metacarpal joint movement. Although it was considered as valid for Flex/Ext and Add/Abd, it may contains inaccuracy for rotation (Domalain 2010). It may have influenced our results and this degree of freedom should be interpreted with more caution.

## 5. Conclusion

The study was designed to provide better understanding of hand sewing to improve the task back-up and training. Our kinematic analysis showed the importance of posture and relative use of joints. Thus, it seems crucial to keep the arm close to the body and use more wrist and fingers joints rather than the shoulder and elbow. Efficient and fast joint movement shared by expert seamstresses were highlighted (Fig. 8) and can be used as learning targets to improve stitch sewing performance. Future studies would analyze the neural control associated to the kinematic that is used by experts to obtain the specific coordination and finger dexterity highlighted in the present study. In addition, the method developed would be used in a prospective study to isolate risk factors of MSDs.

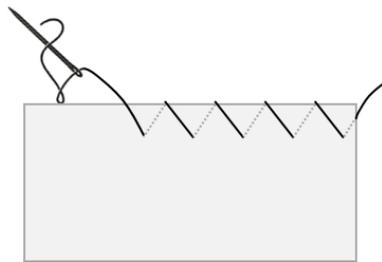
### **Conclusion :**

L'objectif de cette étude était de mieux comprendre les caractéristiques de l'expertise et d'identifier les facteurs de performance pour un geste précis de la main, tel que le geste de couture « point-main », afin de contribuer à la formation. Pour cela nous avons observé l'évolution des angles articulaires des articulations du membre supérieur de chaque participant durant le geste. Nous avons comparé les données obtenues entre des groupes de participants d'un niveau débutant, d'étudiants en couture et de couturières professionnelles. Nos résultats montrent qu'en plus d'être plus rapide et d'avoir un mouvement moins variable, les experts utilisent d'avantage les articulations distales et moins les articulations proximales par rapport au groupe de débutant. Le fait d'utiliser d'avantage le poignet et les doigts, et d'avoir une moindre utilisation de l'épaule, permettrait d'augmenter la précision et de réduire le cout énergétique du geste de couture. Les experts partagent des synergies articulaires, attestant d'un geste commun spécifique à l'expertise. Ainsi, ces résultats peuvent être utilisés pour faciliter la formation de futures couturières.

Cette étude a permis d'identifier certains facteurs de performance du geste de couture. Les résultats peuvent donc être utilisés pour la formation des futures couturières et participer à répondre au besoin de main-d'œuvre qualifiée des entreprises françaises du textile. Cette étude a seulement évoqué la problématique des TMS, il semble maintenant nécessaire de comprendre et d'identifier les facteurs de risques des TMS pour le geste de couture, notamment quand la matière nécessite d'allier force et précision.

## Appendix:

### A.1: Type of stitch sewing used for the experimental task: the "Whip stitch"



### A.2: Markers dispositions

"C7" was placed on cervical n°7, "ST" on the highest part of sternum and "STX" on xiphoid process.

For right side (dominant): "RSH" was placed on lateral part of acromion. "RU1", "RU2", "RU3" was a cluster of markers placed on the lateral face of the arm. "REM" and "REL" was placed on medial and lateral elbow epicondyle respectively. "RU" and "RR" was placed on the extern face of ulnar and radius 5 cm proximally from the wrist and "RWU" and "RWR" on ulnar and radius distal head respectively.

For right Hand (dominant): "RC1", "RC2" and "RC3" was placed on the proximal head of 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, and 3<sup>rd</sup> metacarpal. "RMT" and "RPT" was placed on a rigid body on thumb metacarpal and first phalange of the thumb (to observe thumb rotation). "RM1", "RM2" and "RM3" was placed on the distal head of the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, and 3<sup>rd</sup> metacarpal. "RPP1", "RPP2" and "RPP3" was placed on the proximal inter-phalangeal joints of the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, and 3<sup>rd</sup> fingers. "RPM2" and "RPM3" was placed on the distal inter-phalangeal joints of the 2<sup>nd</sup> and 3<sup>rd</sup> fingers. "RPD1", "RPD2" and "RPD3" was placed on the distal head of the distal phalange.

For left side (non-dominant): "LSH" was placed on the lateral part of the acromion. "LU1", "LU2", "LU3" was a cluster of markers placed on the lateral face of the arm. "LEM" and "LEL" was placed on medial and lateral elbow epicondyle respectively. "LU" and "LR" was placed on the extern face of ulnar and radius 5 cm proximally from the wrist and "LWU" and "LWR" on ulnar and radius distal head respectively.

For left hand (non-dominant): "LC1", "LC2" and "LC3" was placed on the proximal head of 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, and 3<sup>rd</sup> metacarpal. "LMT" and "LPT" was placed on a rigid body on metacarpal and first phalange of the thumb (to observe thumb rotation). "LM1", "LM2" and "LM3" was

placed on the distal head of the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup>, and 3<sup>rd</sup> metacarpal. “LPP1” and “LPP2” and was placed on the proximal inter-phalangeal joints of the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> fingers. “RPM2” was placed on the second inter-phalangeal joints of the 2<sup>nd</sup> finger. “RPD1” and “RPD2” was placed on the distal head of the distal phalange.

### A.3: Joint and movement label

Joint	Label	Movement
Shoulder	Shoulder-Add/Abd	Adduction/Abduction
	Shoulder-Flex/Ext	Flexion/Extension
	Shoulder-Pron/Sup	Pronation/Supination
Elbow	Elbow-Flex/Ext	Flexion/Extension
Wrist	Wrist-Add/Abd	Adduction/Abduction
	Wrist-Flex/Ext	Flexion/Extension
	Wrist-Pron/Sup	Pronation/Supination
Forefinger		
Metacarpophalangeal	First-MCP-Add/Abd	Adduction/Abduction
	First-MCP-Flex/Ext	Flexion/Extension
Proximal interphalangeal	First-PIP-Flex/Ext	Flexion/Extension
Distal interphalangeal	First-DIP-Flex/Ext	Flexion/Extension
Middle finger		
Metacarpophalangeal	Middle-MCP-Add/Abd	Adduction/Abduction
	Middle-MCP-Flex/Ext	Flexion/Extension
Proximal interphalangeal	Middle-PIP-Flex/Ext	Flexion/Extension
Distal interphalangeal	Middle-DIP-Flex/Ext	Flexion/Extension
Thumb		
Trapeziometacarpal	Thumb-TMC-Add/Abd	Adduction/Abduction
	Thumb-TMC-Flex/Ext	Flexion/Extension
Metacarpophalangeal	Thumb-MCP-Add/Abd	Adduction/Abduction
	Thumb-MCP-Flex/Ext	Flexion/Extension
Interphalangeal	Thumb-IP-Flex/Ext	Flexion/Extension

### **II.3.2 Étude 2 : « Analyses cinématique et électromyographique du geste de couture sur cuir : une étude pilote »**

#### 1. Introduction

La confection de certaines pièces de maroquinerie de luxe, dont les finitions doivent être réalisées à la main, requiert que le geste de couture « point-main » soit réalisé sur du cuir. Cette matière, même pré-percée, oppose des résistances plus importantes que le textile à l'insertion de l'aiguille et nécessite une force importante pour tenir cette dernière. Comme pour la pratique de la couture à la main sur du textile, la couture sur du cuir nécessite de répéter un geste précis et régulier plusieurs heures de la journée. L'opératrice doit insérer une aiguille à travers la matière pré-percée (0.5 mm), puis tirer le fil, afin d'assembler les différentes pièces.

Afin de réaliser un geste de couture avec précision, il est nécessaire d'utiliser le pouce et l'index pour tenir l'aiguille (cf. étude 1). Ce mode de préhension (« pinch-grip ») offre une grande précision du geste (Finneran et O'Sullivan 2013). En effet, le pouce et l'index bénéficient d'un contrôle moteur élaboré (Sobinov et Bensmaia 2021) et d'une grande indépendance de mouvement (Häger-Ross et Schieber 2000) permettant d'ajuster finement le mouvement de l'outil qu'ils tiennent. Toutefois, le « pinch-grip » a des capacités de force nettement inférieures à un mode de préhension mobilisant tous les doigts (« power-grip »), tandis que les contraintes articulaires internes peuvent être deux à huit fois supérieures (Goislard de Monsabert et al. 2014 ; Chao et al. 1976). Ainsi, lors de la saisie d'un objet trop lourd, un changement de mode de préhension s'opère naturellement. La transition du « pinch-grip » pour le « power-grip » permet d'augmenter les capacités de force et de réduire les contraintes articulaires, mais induit une perte de précision (Finneran et O'Sullivan 2013).

Afin d'insérer précisément l'aiguille à travers le cuir, les opératrices doivent allier force et précision, et elles choisissent en général d'utiliser le mode de préhension « pinch-grip » pour tenir l'aiguille. La précision est ainsi privilégiée à la force, ce qui induit ainsi des contraintes articulaires probablement importantes (Goislard de Monsabert et al. 2014 ; Chao et al. 1976). Cela peut induire des fatigues précoces du membre supérieur (Finneran et O'Sullivan 2013) et générer une altération des tissus musculaires ou articulaires ; et potentiellement provoquer des troubles musculosquelettiques (TMS) (Abbas et al. 2001; Ranney et al. 1995; Wainstein et Nailor 2006).

Ainsi, le but de cette étude pilote était d'étudier les sollicitations musculaires ou articulaires durant le geste de couture sur cuir (couture-cuir). Afin d'analyser les sollicitations musculaires nous avons mesuré l'activation relative de six muscles par EMG bipolaire de surface. Nous enregistrons également la cinématique du membre supérieur afin d'analyser les angles articulaires durant le geste. Notre hypothèse était d'observer des sollicitations musculaires importantes, notamment pour les fléchisseurs et extenseurs des doigts, nécessaires pour tenir l'aiguille lors de son insertion à travers le cuir. Nous pensions aussi observer des mouvements articulaires moins amples que pour la couture sur des matériaux plus tendres (Maillet et al. 2022) car la force de préhension nécessaires pour tenir l'aiguille empêcherait les doigts de bouger amplement lors du mouvement.

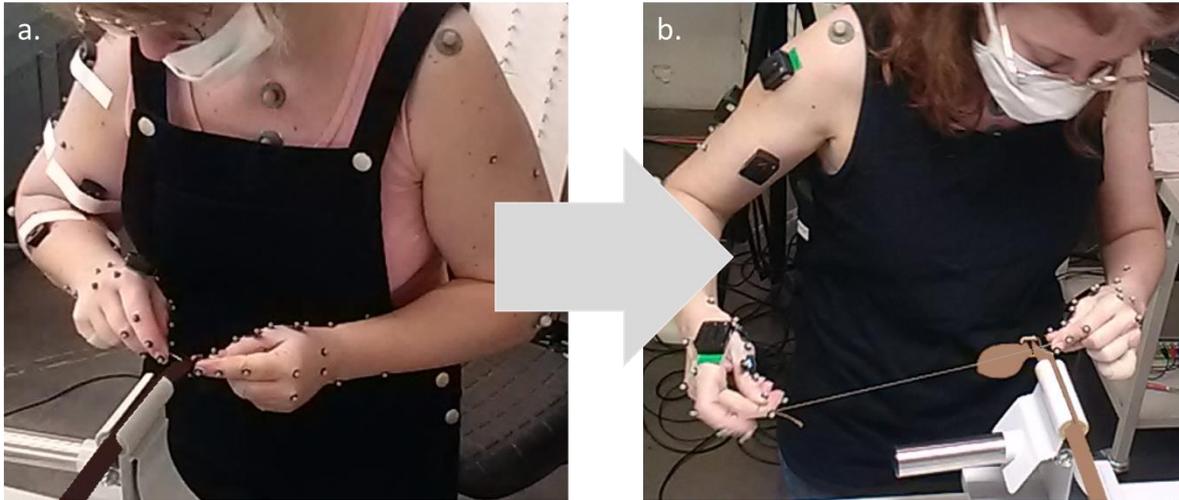
## 2. Méthodes

Trois participantes (âge :  $42,3 \pm 2,3$  ans ; taille :  $1,62 \pm 0,02$  m ; masse corporelle :  $69 \pm 16$  kg ; 3 femmes ; 1 gaucher/2 droitiers) ont participé à cette expérimentation. Chacune d'entre elles a été recrutée dans une entreprise de maroquinerie de luxe. Leur expérience dans la couture-cuir était de  $1,2 \pm 0,2$  ans et avait une pratique hebdomadaire de 35 heures sur le même poste.

La cinématique des membres supérieurs et l'activation musculaire de 6 muscles étaient enregistrées durant quatre séries, séparées de 3 minutes de repos, où la participante enchaînait 8 cycles de couture-cuir dans un contexte de production habituel. La meilleure série, constituée de 8 cycles réguliers, était conservée pour les analyses ultérieures. Un cycle consistait à insérer l'aiguille à travers le cuir pré-percé, à reprendre l'aiguille, puis à tendre le fil. Nous ne prenions pas en compte la phase de retour de l'aiguille à sa position initiale (de la position b. à a. Fig. 1) car le geste comportait trop de variations. Afin d'affiner notre analyse, nous avons divisé le cycle de couture en deux phases : une première phase « d'insertion de l'aiguille », puis une seconde phase de « tension du fil » (Fig. 1). L'instant séparant les deux phases était repéré comme le moment où la tension du fil débutait, c'est-à-dire l'instant où les positions des marqueurs situés à l'extrémité distale des différents pouces (LPD1 et RPD1) commençaient à s'éloigner.

Tout d'abord, pour chaque participante 52 marqueurs lumino-réfléchissants étaient placés sur des repères anatomiques des membres supérieurs (i.e. méthodes ; étude 1) et 6 électrodes EMG bipolaires sans fil étaient positionnées sur le FDS (fléchisseur commun superficiel des doigts),

l'EDC (extenseur commun des doigts), le BB (biceps brachial), le TB (triceps brachial), le FDI (premier interosseux dorsal) et le DEL (deltoïde latéral de l'épaule) (i.e. méthodes) (Fig. 1).



*Figure 1 : Illustration de différentes phases du cycle de couture. a. début du cycle « début de l'insertion de l'aiguille, b. fin du cycle « tension complète du fil ». La position des marqueurs anatomiques et la position des électrodes sont visibles.*

Dans un second temps, l'activation musculaire maximale des 6 muscles observés était déterminée dans un but de normalisation de l'activité EMG. Pour cela, chaque participante était assise, le dos droit, les bras le long du corps, les coudes fléchis à 90° et les mains reposant sur la table. Les articulations actionnées par chacun des muscles étaient immobilisées de façon à ce que la participante puisse réaliser une contraction maximale volontaire (MVC) isométrique. Afin de déterminer l'activation maximale du DEL, les participantes devaient réaliser une abduction isométrique maximale du bras tandis que le bras était maintenu contre le corps. Pour déterminer l'activation maximale du BB et du TB le coude était maintenu fléchi à 90° et la participante devait réaliser respectivement une flexion et une extension isométrique maximale du coude. Pour déterminer l'activation maximale du FDS et de l'EDC, le poignet était maintenu en position neutre, les MCP des doigts étaient fléchis à 45° et la participante devait réaliser respectivement une flexion et une extension isométrique maximale de l'ensemble des doigts. Enfin, pour déterminer l'activation maximale du FDI, la participante devait réaliser une contraction isométrique maximale en « pinch grip ». Le signal était filtré, rectifié afin de déterminer la valeur de l'EMG RMS calculée sur une fenêtre glissante d'une durée de 50 ms. L'activation maximale était déterminée comme la valeur EMG RMS maximale calculée sur une fenêtre de 300 ms. Durant la tâche de couture, l'activation musculaire était déterminée

comme la valeur de l'EMG RMS normalisée par l'amplitude EMG RMS maximale (%EMGmvc) (*i.e.* méthodes).

Comme pour l'expérimentation n°1, la position des 52 marqueurs anatomiques était enregistrée avec douze caméras optoélectroniques. Les angles articulaires des articulations du membre supérieur dominant étaient calculés durant l'ensemble du mouvement (cf. méthodes).

Afin d'observer les adaptations du geste de couture en fonction de la rigidité de la matière (cuir ou textile), nous comparons l'évolution des angles articulaires mesurés ici, lors du geste de coudre sur cuir, à ceux mesurés lors de la couture sur textile (étude 1).

### 3. Résultats

La durée du cycle de couture depuis le positionnement de l'aiguille jusqu'à la tension complète du fil était comprise entre 2 et 3 secondes. L'instant séparant la phase « d'insertion de l'aiguille » à celle de « tension du fil » se situait à  $74,6 \pm 7,2$  % du cycle.

L'activité EMG moyenne variait au cours du mouvement pour chacun des 6 muscles observés. Les muscles proximaux actionnant le coude et l'épaule BB, TB, DEL avaient une activation EMG moyenne faible durant le cycle ( $4,7 \pm 2,4$ ,  $7,7 \pm 2,1$ ,  $6,1 \pm 1,8$  %EMGmvc), avec un pic maximal ( $10,5 \pm 6,8$ ,  $19,5 \pm 3,9$ ,  $17,5 \pm 6,1$  %EMGmvc) atteint à la fin de la phase de tension du fil (fin de cycle) (Fig. 2). Les muscles actionnant les doigts FDS, EDC et FDI, avaient une activation EMG moyenne ( $16,0 \pm 6,2$ ,  $28,8 \pm 2,7$ ,  $43,5 \pm 5,5$  %EMGmvc), et un pic maximal plus élevé ( $36,0 \pm 23,7$ ,  $69,4 \pm 23,6$ %,  $97,13 \pm 26,5$  %EMGmvc) plus élevés. Ce dernier était également atteint à la fin de la phase de tension du fil (fin de cycle) (Fig. 2). Pour l'ensemble des muscles observés, l'activation EMG était plus importante lors de la phase de « tension du fil » par rapport à la phase « d'insertion de l'aiguille » (FDS +44,7%, EDC +28,5%, BB +94,1%, TB

+22,0%, FDI +70,1%, DEL+58,1%).

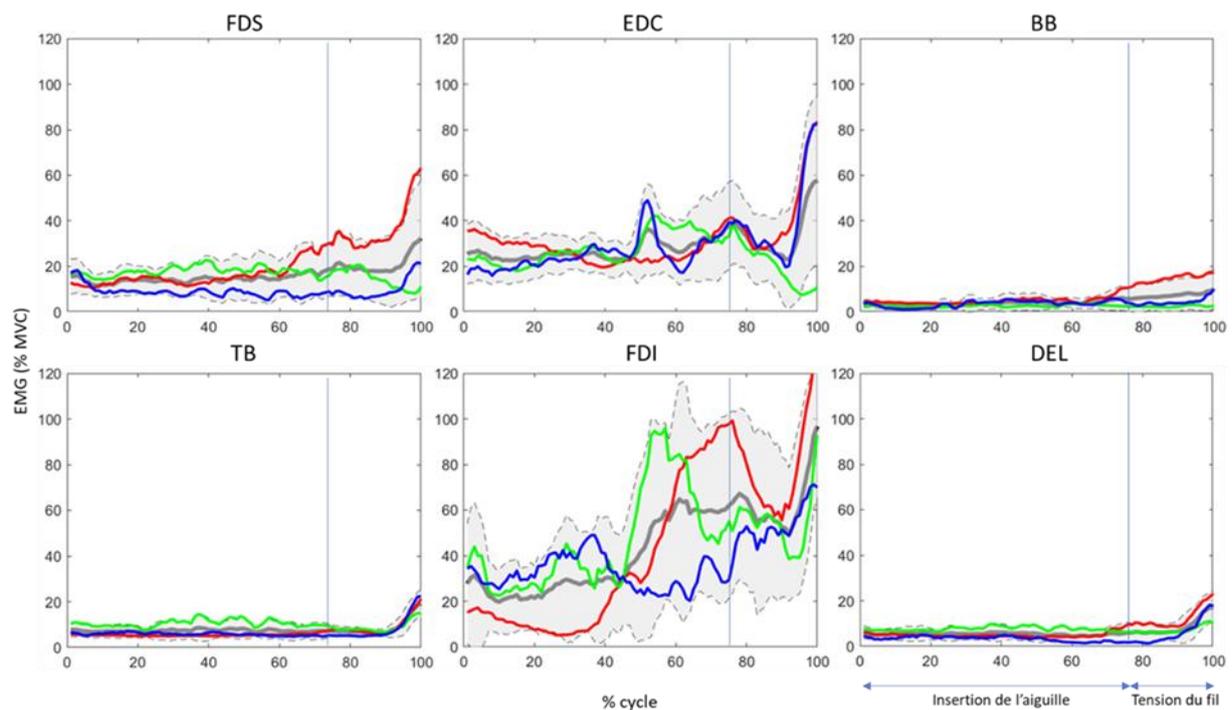


Figure 2 : Activation EMG moyenne (gris) et écart-types (pointillés) pour les 6 muscles observés durant le mouvement. L'activation EMG pour chaque participante est également représentée (participante 1 : rouge ; participante 2 : vert ; participante : 3 bleu).

L'amplitude de mouvement des 20 degrés de libertés est représentée dans le tableau ci-dessous (Tabl. 1).

Tableau 1 : Amplitudes de mouvement articulaires de 20 degrés de libertés et leur comparaison par rapport à la couture sur textile (couture-textile ; Étude 1, Maillet et al. 2022)(Add : adduction, Abd : abduction, Flex : flexion, Ext : extension, Pron : pronation, Sup : Supination, MCP : métacarpo-phalangienne, PIP : interphalangienne proximale, DIP : interphalangienne distale, TMC : trapézo-métacarpienne ).

	Cuir	Textile	Comparaison %
Epaule-Add/Abd	6,8 ± 3,4	3,8 ± 1,7	82,1
Epaule-Pron/Sup	28,7 ± 5,9	18,9 ± 8,9	51,5
Epaule-Flex/Ext	6,4 ± 2,4	6,3 ± 4,3	2,2
Coude-Flex/Ext	11,6 ± 4,6	20,7 ± 13,4	-43,9
Poignet-Flex/Ext	28,4 ± 5,2	20,5 ± 8,8	38,7
Poignet-Add/Abd	15,3 ± 3,3	13,5 ± 4,8	13,3
Poignet-Pron/Sup	53,4 ± 9,6	60,1 ± 20,5	-11,1
Index-MCP-Flex/Ext	20,4 ± 4,3	28,1 ± 8,6	-27,3
Index-PIP-Flex/Ext	19,5 ± 12,1	26,7 ± 7,0	-26,8
Index-DIP-Flex/Ext	17,3 ± 2,3	20,5 ± 5,6	-15,6
Index-MCP-Add/Abd	20,6 ± 7,4	14,7 ± 4,5	40,7
Majeur-MCP-Flex/Ext	32,1 ± 4,4	25,9 ± 5,2	24,1
Majeur-PIP-Flex/Ext	34,4 ± 11,3	26,8 ± 8,0	28,3
Majeur-DIP-Flex/Ext	32,6 ± 7,9	23,8 ± 8,0	37,1
Majeur-MCP-Add/Abd	7,4 ± 1,3	7,0 ± 2,0	4,7
Pouce-TMC-Flex/Ext	8,5 ± 3,6	13,1 ± 6,6	-35,3
Pouce-MCP-Flex/Ext	22,1 ± 9,3	13,2 ± 4,2	67,9
Pouce-PIP-Flex/Ext	16,9 ± 7,9	19,3 ± 6,5	-12,6
Pouce-MCP-Add/Abd	8,1 ± 3,3	9,1 ± 4,0	-11,4
Pouce-TMC-Add/Abd	10,2 ± 4,7	10,4 ± 3,9	-1,7

Par rapport aux résultats obtenus pour la couture-textile (Maillet et al, 2022), nous observons que l'amplitude articulaire de l'épaule (Epaule-Add/Abd +82.1%, Epaule-Pron/Sup +51.5%) et du poignet (Poignet-Flex/Ext +38.7%, Poignet-Add/Abd +13.3%) sont plus importantes durant le geste de couture-cuir, tandis que l'amplitude articulaire du coude est plus faible (Coude-Flex/Ext -43.9%). Concernant les doigts, l'amplitude articulaire des articulations de l'index est plus faible (Index-MCP-Flex/Ext -27.3%, Index-PIP-Flex/Ext -26.8%, Index-DIP-Flex/Ext -

15.6%), tandis que celle du majeur est plus importante (Majeur-MCP-Flex/Ext +24.1 %, Majeur-PIP-Flex/Ext +28.3%, Majeur-DIP-Flex/Ext +37.1%) durant le geste de couture-cuir.

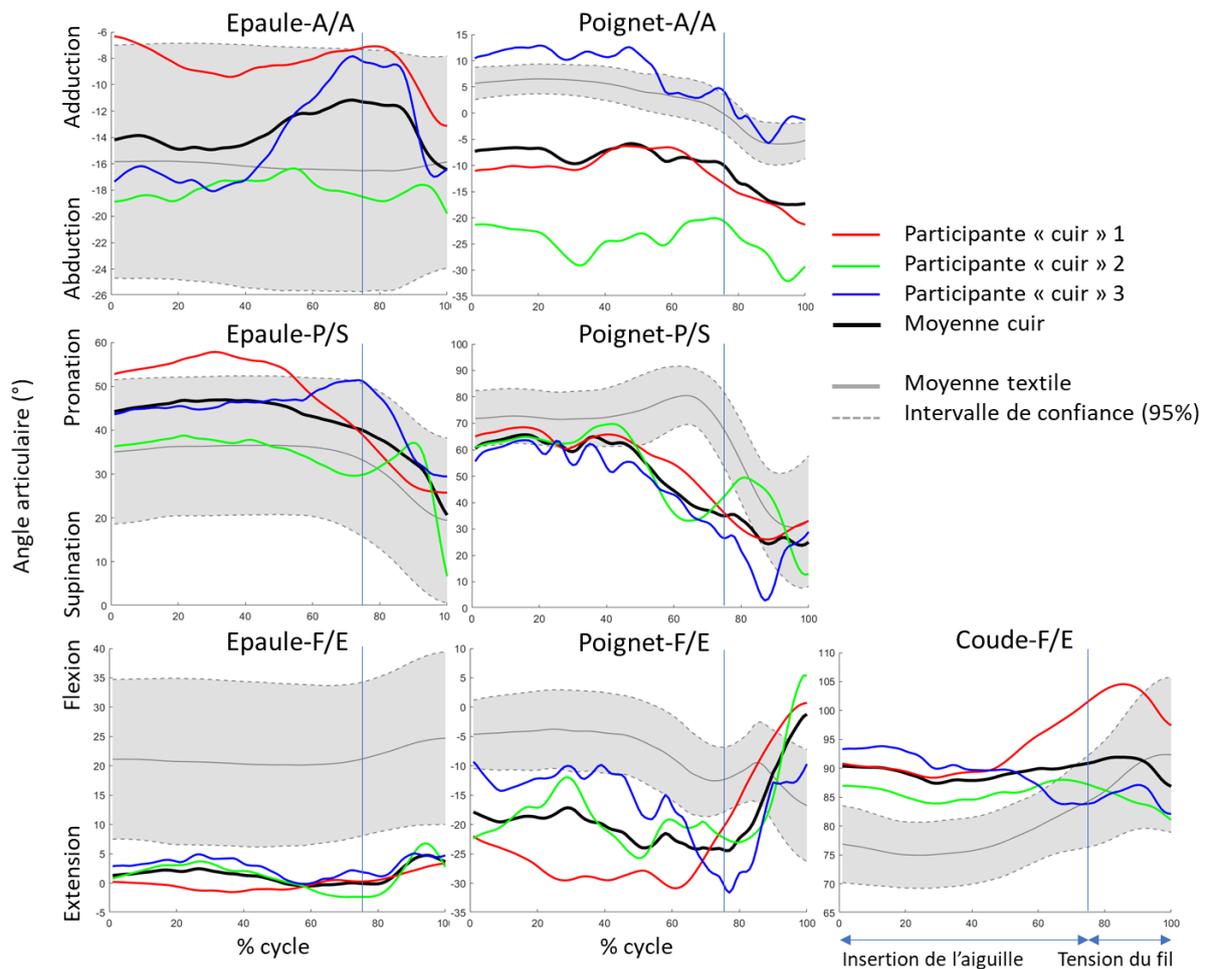


Figure 3 : Evolution des angles articulaires de l'épaule, du coude et du poignet pour plusieurs degrés de liberté observés durant le mouvement de couture-cuir. Les données de l'étude sont mises en perspective par rapport aux résultats obtenus pour le geste de couture-textile (Étude 1, Maillet et al. 2022) (Add : adduction, Abd : abduction, Flex : flexion, Ext : extension, Pron : pronation, Sup : Supination).

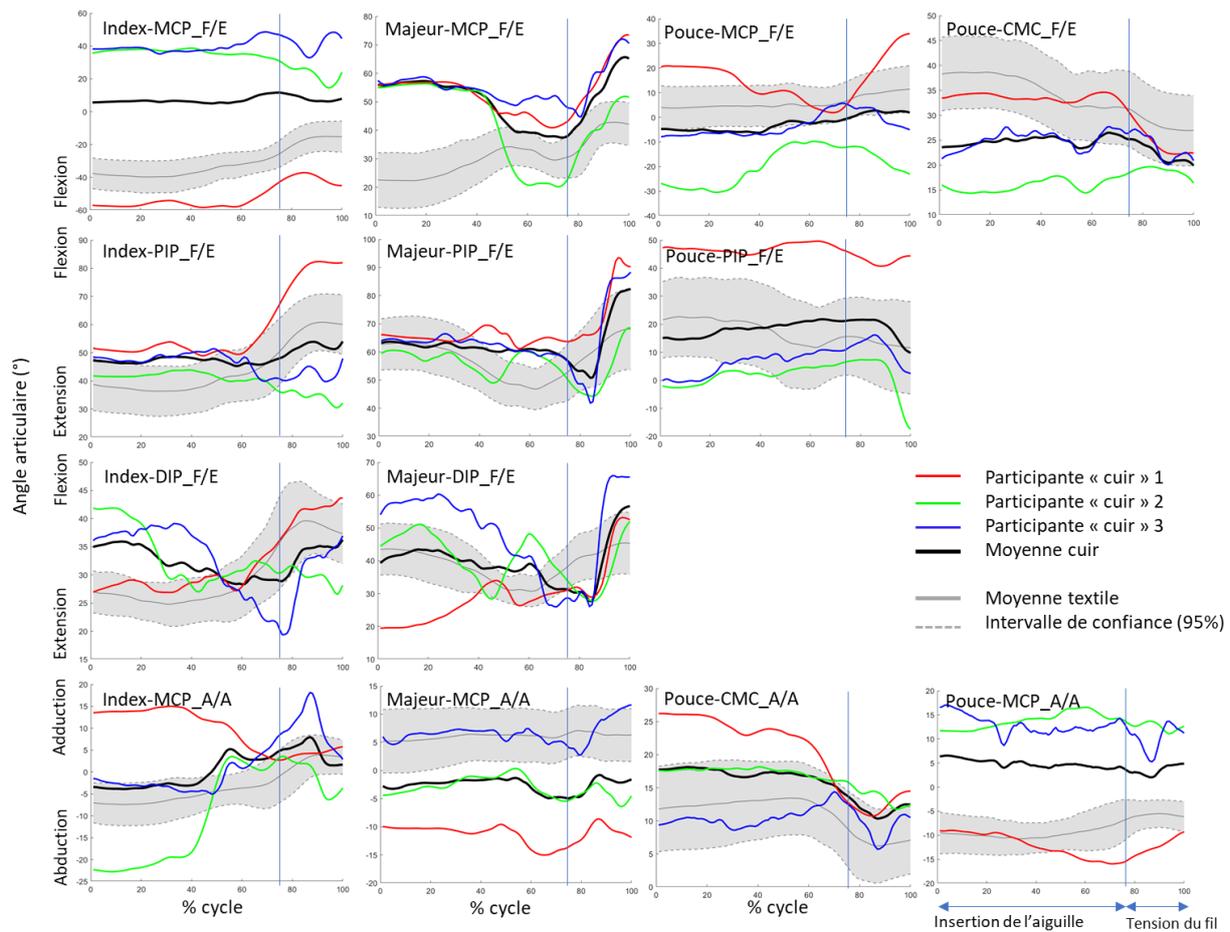


Figure 4 : Angles articulaires des articulations des doigts pour plusieurs degrés de liberté observés durant le mouvement de couture-cuir. Les données de l'étude sont mises en perspective par rapport aux résultats obtenus pour le geste de couture-textile (Étude 1, Maillet et al. 2022) (Add : adduction, Abd : abduction, Flex : flexion, Ext : extension, Pron : pronation, Sup : Supination, MCP : métacarpo-phalangienne, PIP : interphalangienne proximale, DIP : interphalangienne distale, TMC : trapézo-métacarpienne).

Lorsqu'on analyse l'évolution des angles de chaque degré de liberté de la couture-cuir par rapport à ceux observés pour la couture-textile on remarque que les courbes des trois participantes ne se trouvent principalement pas dans l'intervalle de confiance (95%) formé par les résultats obtenus pour 10 couturières expertes pour la couture-textile (Fig. 3 & 4) (étude 1). On remarque notamment des mouvements supplémentaires, comme pour l'angle articulaire d'adduction/abduction de l'épaule, qui est ici, plus variable durant le geste. A l'inverse, certains mouvements sont atténués, on remarque que la flexion du coude à la fin du cycle de couture sur textile est réduite lors de la couture sur cuir. Toutefois l'allure de certaines courbes peuvent être

similaires, indiquant que le mouvement est proche, mais que l'amplitude articulaire de départ est différente (i.e. Poignet-Add/Abd).

#### 4. Discussion

Afin d'identifier d'éventuelles sollicitations musculaires ou articulaires pouvant être trop importantes lors du geste de couture-cuir, nous avons utilisé l'analyse EMG pour 6 muscles et l'analyse cinématique pour 21 degrés de liberté du membre supérieur dominant. Conformément à notre hypothèse, nous observons des sollicitations musculaires importantes pour le FDI durant la majorité du cycle de couture. Nous observons également que les mouvements du pouce et de l'index sont moins amples par rapport à la couture-textile (Maillet et al. 2022).

Les muscles participant à la flexion du pouce et de l'index (FDI, FDS) et les antagonistes (EDC) sont intensément recrutés pour la préhension de l'aiguille lors du geste de couture-cuir. En effet, l'EDC et le FDI atteignent des pics d'activation proche du maximum ( $97.13 \pm 26.5$ ,  $69.4 \pm 23.6\%$  EMGmvc) et soutiennent des niveaux d'activation supérieurs à 30% et 60% EMGmvc durant la phase de « tension du fil » mais aussi durant plus de la moitié du cycle de couture. L'activation importante du FDI témoigne de l'intensité des contractions maintenues pour parvenir à tenir l'aiguille lorsqu'elle est insérée à travers le cuir. L'activation importante du FDI à la fin du cycle, témoigne aussi de l'intensité de la contraction nécessaire pour tenir l'aiguille lorsque le fil est tendu. En observant l'amplitude articulaire de la MCP de l'index, articulation sur laquelle le FDI agit principalement, on s'aperçoit qu'elle est maintenue constante sauf lorsque l'aiguille est lâchée pour être reprise après avoir traversé le cuir. Ainsi, la contraction du FDI est quasi-isométrique et l'intensité de l'activation EMG témoigne directement du niveau de force nécessaire pour tenir l'aiguille (Disselhorst-Klug et al. 2009). Les muscles du coude et de l'épaule (BB, TB, DEL) sont, quant à eux, peu sollicités. Toutefois, le pic d'activation observé pour l'ensemble des muscles à la fin du cycle témoigne de la force nécessaire pour maintenir l'aiguille (FDI, FDS, EDC) et pour tendre le fil (BB, TB, DEL).

Malgré une apparence du geste proche : insérer l'aiguille et tirer le fil, l'analyse cinématique montre que le geste de couture-cuir présente certaines différences avec le geste de couture sur une matière plus souple comme les textiles. En effet, on observe une utilisation accrue de l'épaule et du poignet notamment lors de la phase de « tension du fil » (i.e. Poignet-Flex/Ext), ainsi qu'une diminution de la flexion du coude. Ces résultats suggèrent l'utilisation d'une autre technique pour tendre le fil qui mobilise l'ensemble du membre supérieur. Lors du geste de

couture-cuir, on observe une moindre amplitude articulaire pour les doigts, mis à part pour le majeur. Ce dernier agit principalement pour tirer le fil, comme en témoigne l'amplitude de ses articulations (Fig. 4) dont la majeure partie des variations se trouve en phase de « tension du fil ».

L'utilisation du majeur pour tendre le fil montre que les participantes utilisent l'ensemble de leurs doigts, excepté l'index qui tient l'aiguille, pour saisir le fil en « power-grip » afin de le tendre fermement. Par ailleurs, le pouce et l'index sont moins mobiles par rapport à la couture-textile pour l'ensemble du cycle, ils servent à maintenir fermement l'aiguille mais, de ce fait, ils sont moins mobiles pour guider son insertion. Cette réduction de mobilité semble être compensée par des mouvements plus amples du poignet (i.e. Poignet-Pron/Sup lors de la phase « d'insertion de l'aiguille ») (Fig. 3).

Au regard de l'analyse EMG, le pouce et l'index semblent exercer beaucoup de force pour tenir l'aiguille durant le geste. En effet, le cuir oppose des résistances à l'insertion de l'aiguille. La tenir pour la pousser à travers le cuir requiert ainsi beaucoup de force pour ne pas qu'elle glisse, d'autant plus que sa surface lisse (Westling et Johansson 1984) et que sa faible épaisseur nécessitent un effort supplémentaire (Vigouroux et al. 2011). Il a été démontré que l'application de forces de préhension importantes en « pinch grip » est un facteur de risque de TMS (Finneran et al. 2012), notamment au niveau de la main comme le syndrome du canal carpien (Abbas et al. 2001). En effet, l'utilisation de la « pinch grip » induit des contraintes articulaires (Goislard de Monsabert et al. 2014) et tendineuses importantes (Chao et al. 1976). De plus, la fréquence de répétition des cycles de couture est élevée, chaque bras agit alternativement durant 2-3 secondes durant 8 répétitions avant qu'il y ait une pause conséquente. La répétition et le ratio travail/repos élevés lors du geste augmente la présence de fatigue (Cook et al. 1998) et *in fine* la prévalence des TMS. En plus de la main et du poignet, d'autres articulations peuvent également être impactées. Dianat et al. (2016) montrent notamment que la couture-cuir, à cause de la rigidité de la matière, induit une augmentation de la prévalence des TMS à l'épaule par rapport à la couture-textile. Ces résultats pourraient être expliqués par les tendances observées lors de l'analyse cinématique, où nous remarquons que certaines articulations ont une contribution différente de celles décrites pour la couture-textile (Maillet et al. 2022). Pour la couture-cuir, le pouce et l'index agissent principalement pour tenir l'aiguille, tandis que le poignet et l'ensemble du membre supérieur participent à l'insertion de l'aiguille. Cette organisation permettrait de fournir la force manquante aux doigts mais reporterait les contraintes sur les articulations proximales augmentant le risque potentiel de survenue de TMS.

Une potentielle limite de cette étude pilote, en plus de celles liées à la méthode de nos analyses (i.e. méthodes, EMG : cross talk ; cinématique : mouvement de peau), est la présence possible de fatigue suite à la répétition de 8 cycles de couture qui pourrait influencer les valeurs d'EMG relevées (Danna-Dos Santos et al. 2010). Toutefois, nous ne pensons pas que les valeurs d'activation EMG relevées soit influencées par la fatigue car les participantes sont amenées à répéter ce geste plus de 1500 fois par jour, d'autant plus que les temps de récupération étaient augmentés par rapport aux conditions de production habituelles. Il est à noter, que l'expérience des couturières de cette étude  $1,2 \pm 0,2$  ans est différente de celle relevée lors de l'étude 1 :  $14 \pm 10$  ans (fourchette de 3 – 35 ans). Or, notre estimation du niveau d'expertise est basée sur les années d'expérience des couturières. La différence d'expérience relevée parmi les groupes issus des deux études (groupe tissu étude 1 ; groupe cuir étude 2) pourrait induire des niveaux d'expertise différents entre les deux groupes comparés et influencer nos résultats. Toutefois les couturières de cette étude (groupe cuir) pratiquent le geste durant 35 heures par semaines depuis une durée d'un an minimum, ce qui leur permettrait d'avoir acquis certaines automatisations et optimisations du geste. Idéalement, il serait plus juste de comparer les deux types de points réalisés par un même groupe de couturières, cependant, nous n'avons pas eu accès à des entreprises ayant des couturières expertes pour les deux types de points. Enfin, le faible échantillon d'opératrices participant à notre étude nous permet juste d'établir des observations préliminaires, qui restent pertinentes pour les industriels et qui nous a permis de valider un protocole qui pourrait être dupliqué sur un nombre plus important de participantes.

## 5. Conclusion

Comme pour la couture-textile, la couture-cuir mobilise le pouce et l'index pour tenir l'aiguille. Toutefois les forces nécessaires pour tenir l'aiguille semblent être importantes comme en témoigne l'activation EMG du FDI durant la majorité du geste. Ainsi, les mouvements des doigts qui permettent dans un contexte de couture-textile d'ajuster la position de l'aiguille, semblent ici être limités et complétés par des mouvements du poignet et de l'épaule ayant une meilleure capacité de force. Ces mouvements participent à préserver les articulations des doigts pouvant être sur-sollicitées, mais témoignent également de contraintes induites par la tâche pouvant être trop importantes. Réduire ces contraintes participerait à la prévention des TMS, pour cela plusieurs adaptations sont possibles dans un contexte professionnel. Améliorer l'adhérence et la prise de l'aiguille permettrait de réduire les forces produites en « pinch-grip ». De plus, organiser des rotations parmi différentes tâches permettrait de réduire la répétitions

du geste et les fatigues du membre supérieur. L'ensemble de ces propositions seraient pertinentes à mettre en place afin de préserver l'intégrité physique des opératrices.

Cette étude pilote, dont les résultats nécessitent d'être confirmés sur une population plus importante, a permis d'observer la présence de sollicitations musculaires élevées et de mettre en avant certains facteurs de risque de TMS dans la réalisation du geste. De plus, la contribution de certaines articulations est différente par rapport au geste de couture-textile. Cette organisation différente montre que le mouvement a été adapté au contexte de la couture sur cuir qui induit des forces exercées devant être plus importantes. Ainsi, le geste est adapté aux caractéristiques de la tâche, afin probablement de préserver certaines articulations très sollicitées, mais aussi sûrement pour être plus efficace. Il semble pertinent de s'intéresser aux coordinations musculaires sous-jacentes à la réalisation d'un mouvement complexe comme celui de la couture. Étudier la façon dont les muscles sont contrôlés selon le niveau d'expertise pourrait permettre de comprendre les caractéristiques sous-jacentes à la capacité d'être précis et efficace.

### II.3.3 Étude 3 : « La latéralité est associée à une différence de commande commune intermusculaire »

Cette sous-partie est présentée sous la forme d'une publication soumise dans le Journal of Physiology : Jean Maillet, Simon Avrillon, Antoine Nordez, Jeremy Rossi, François Hug (2022). Handedness is associated with less common input to spinal motor neurons innervating different hand muscles. Submitted to *Journal of Neurophysiology*

#### Résumé

##### Objectif

L'objectif de cette étude est de déterminer si le niveau de commande commune innervant les unités motrices d'un ou plusieurs muscles est différent entre la main dominante et non dominante. Les résultats pourraient permettre d'identifier une différence de contrôle moteur en lien avec la différence de dextérité observée entre la main dominante et non-dominante.

##### Méthodologie

Le niveau de commande commune entre les unités motrices du même muscle, ou de différents muscles, a été comparé entre la main dominante et non-dominante de 17 sujets durant deux tâches différentes. Pour cela, après avoir différencié le niveau de dextérité des mains dominante et non-dominante, trois matrices de 64 électrodes étaient positionnées sur l'APB, le FDI et le FDS des deux membres supérieurs. L'activité EMG était enregistrée durant trois contractions isométriques de 20 secondes à 30% MVC lors d'une tâche de « pinch-grip » et de « dévisser un bouchon de bouteille » réalisées avec la main dominante et non-dominante. Grâce à un algorithme de séparation de sources, plusieurs unités motrices étaient identifiées pour chaque muscle et les trains de potentiels d'action reçus étaient enregistrés. Une analyse de cohérence entre les signaux de différents groupes d'unités motrices permettait d'estimer le niveau de commande commune pour le même muscle ou entre différents muscles. Puis, pour compléter notre analyse, le niveau de commande commune était estimé par corrélation croisée des oscillations basse fréquence du taux de décharge pour chaque paire d'unité motrices.

##### Résultats et Discussion

Nous observons qu'il y a moins de commande commune entre les unités motrices de différents muscles pour la main dominante par rapport à la main non-dominante durant la tâche isométrique de « dévisser un bouchon de bouteille », cependant nous n'identifions aucune

différence pour la tâche de « pinch-grip ». De plus, nous n’observons pas de différences de commande commune entre les unités motrices d’un même muscle pour chacune des tâches. Un niveau plus bas de commande commune conférerait une plus grande flexibilité dans le recrutement des unités motrices et donc dans le mouvement réalisé. Ainsi la main dominante serait plus à même de contrôler les différentes unités motrices et d’effectuer un mouvement plus précis ou plus complexe. Ce qui expliquerait la différence de contrôle moteur observée serait que la tâche « dévisser un bouchon de bouteille » est suffisamment complexe et inhabituelle pour la main non-dominante pour mettre en avant les meilleures capacités motrices de la main dominante.

**Article: “Handedness is associated with less common input to spinal motor neurons innervating different hand muscles.”**

### 1. Introduction

Handedness (or laterality) is a human attribute defined by a preference for the use of one hand, over the other, which is defined as the preferred or dominant hand. Humans almost always use their preferred hand to manipulate an object (for example, a hammer) and their non-preferred hand to stabilise an object (for example, a nail) (Wiesendanger *et al.*, 1996). However, how the neural control of manual behaviours differs between the dominant and non-dominant hand remains poorly understood.

The human hand can perform a large repertoire of movements that are fundamental for our interaction with the environment. The versatility of function of the hand is made possible by a complex neuromusculoskeletal system, which involves 31 muscles (including 19 intrinsic muscles), 18 tendons crossing the wrist, and at least 25 degrees of freedom (van Duinen & Gandevia, 2011). This system renders the control of even simple hand movements, such as grasping an object or opening a bottle, complex at both the physiological and the computational level. It has been proposed that the extrinsic and intrinsic hand muscles acting on the fingers are controlled through a modular organization of descending neural inputs, referred to as ‘synergies’ (Weiss & Flanders, 2004; Ajiboye & Weir, 2009; Santello *et al.*, 2013). This modular organization implies that groups of spinal motor neurons receive common synaptic inputs (Tanzarella *et al.*, 2021), which ultimately reduces the dimensionality of movement control.

Previous studies have assessed the effect of handedness on the common synaptic inputs to spinal motor neurons that innervate intrinsic and extrinsic hand muscles. Specifically, they have calculated the correlation of motor unit discharge times (short-term synchronization) for pairs of motor units from the same pool (Kamen *et al.*, 1992; Schmied *et al.*, 1994; Semmler & Nordstrom, 1995) or from different muscles (Hockensmith *et al.*, 2005). These studies have yielded mixed results, with either greater (Kamen *et al.*, 1992; Schmied *et al.*, 1994) or lower (Semmler & Nordstrom, 1995) synchrony between motor units from the same pool on the dominant hand. In addition, Hockensmith *et al.* (2005) found that the synchrony between motor units from two extrinsic hand muscles was markedly higher in the dominant than in the non-dominant hand. In addition to limitations of the synchronization approach to quantify the strength of common synaptic input between motor neurons (Farina & Negro, 2015), the divergent results can originate from the different muscles being investigated, that is, extrinsic (Schmied *et al.*, 1994) or intrinsic hand muscles (Semmler & Nordstrom, 1995). It is also important to note that these studies involved very low-intensity isometric contractions during which participants had to maintain the firing of a couple of motor units (Schmied *et al.*, 1994; Semmler & Nordstrom, 1995; Hockensmith *et al.*, 2005), which imposed specific constraints, different from those observed during purely force-matched tasks at a higher contraction intensity.

The aim of the present study was to determine whether the level of common synaptic input to motor neurons innervating the same or different muscles differs between the dominant and the non-dominant hand. We first estimated this common input at the muscle level (within and between muscle) by calculating the coherence between groups of motor neurons (Del Vecchio *et al.*, 2019; Avrillon *et al.*, 2021). Then, we estimated the common input for all pairs of motor neurons through the correlation between the low-frequency oscillations of their discharge rate (De Luca & Erim, 1994; Semmler *et al.*, 1997). Motor units were identified from two intrinsic hand muscles (the flexor digitorum interosseo [FDI] and the abductor pollicis brevis referred to as thenar muscle) and one extrinsic hand muscle (the flexor digitorum superficialis [FDS]) during two different motor tasks with distinct mechanical requirements, specifically, isometric pinch and isometric rotation of a pinched dial. While the isometric pinch task mainly required a flexion of both the thumb and the index finger in one main axis, the rotation task involved an abduction and flexion of the thumb, together with an abduction of the index finger. This relatively higher complexity of the rotation task may impose greater neural constraints. Based on a previous study reporting a lower coherence in pianists compared to control participants

(Semmler *et al.*, 2004), we hypothesised that the dominant hand would exhibit lower common synaptic input within and between muscles. This lower level of common input might confer higher flexibility in the recruitment of motor units, and therefore, in mechanical outputs. Furthermore, because of its higher complexity, we hypothesised that the difference between the arms in terms of common input would be mainly observed for the rotation task.

## 2. Methods

### 2.1. Participants

Seventeen healthy volunteers participated in this study (14 males and three females; age:  $25.3 \pm 4.1$  years; height:  $1.78 \pm 0.09$  m; body mass:  $69.4 \pm 9.2$  kg). Fourteen participants were right-handed (laterality quotient:  $86.3 \pm 11.7$ ) and three were left-handed (laterality quotient:  $-54.9 \pm 31.7$ ), as tested with the Edinburgh Handedness Inventory (Oldfield, 1971). They had no history of upper limb pain resulting in limited function that required time off work or physical activity, or a consultation with a health practitioner in the previous 6 months. The local ethics committee approved the study (CERNI approval number: 20032020-1), and all participants provided informed written consent.

### 2.2. Experimental design

Each participant enrolled in the study participated in an experimental session lasting  $\sim 3$  hours. After a series of motor function tests, the participants were asked to perform two motor tasks (an isometric pinch and an isometric rotation of a pinched dial). These motor tasks were repeated with the right and left hand, in a randomised order.

#### 2.2.1. Motor function tests

To assess the difference in motor function between hands, participants performed a series of motor function tests. First, they performed a dexterity test, the Purdue Pegboard Test (Tiffin & Asher, 1948). The test required participants to place as many metal pegs as possible into holes on a board within 30 s. The testing board consisted of a board with four cups across the top and two vertical rows of 25 small holes down the centre. Performance was quantified as the total number of pegs placed in the right/left column using the right/left hand in the allocated time. The test was repeated three times for each hand (randomised order) with 30-s of rest in between. The best performance was retained for further analysis.

Second, participants performed two-finger tapping tests to assess their motor speed (Herve *et al.*, 2005): one with the index finger and another one with the index and middle finger (alternate

tapping). For each task, the participants were instructed to tap as quickly as possible on a mobile phone within a 10-s time interval. The performance was recorded with an application for mobile phone (Click Speed Test, Mnt Apps, USA). The participant's palm and the other fingers were to rest on the table. Each test was repeated three times for each hand (randomised order) with 30-s of rest in between. The best performance was retained for further analysis.

### 2.2.2. Experimental tasks

The experimental tasks consisted of either pinching a force sensor isometrically (referred to as the *pinch* task) or applying an isometric rotation force on a custom-made octagonal dial attached to a force sensor (referred to as the *rotation* task). The rotation task was performed anticlockwise with the right hand and clockwise for the left hand, such that the motor task was the same between sides. The index finger and the thumb held either the force sensor (thickness: 4 cm) or the octagonal dial (diameter: 2.5 cm) with the pulp of their distal phalanx. All fingers joints were slightly flexed. For both tasks, the participants were seated with their elbow flexed at 45° (0° = full extension), and their forearm was supported by a comfortable pad to isolate the function of the hand. The wrist and the hand were in a neutral position. Participants were given time to familiarise themselves with each experimental task before starting the protocol described below.

The participants performed both tasks with each hand (randomised order). For each task, they started with a warm-up composed of 10 submaximal contractions. Then, they performed three maximal isometric contractions for 3-s with a 60-s rest in between. The maximal value obtained from a moving average window of 250-ms was considered as the peak force (MVC). Then, the participants performed three contractions involving a 5-s ramp-up, a 20-s plateau at 30% of MVC, and a 5-s ramp-down phase. The contractions were separated by 60-s of rest. This protocol was repeated twice, once on each side. Feedback from the target and force output was displayed on a monitor. Participants were monitored to ensure that they only used their index and their thumb to perform the task. Force and torque signals from the six-axes sensor (Nano25-E, ATI Industrial Automation, USA) were digitised at 2048 Hz. The variability of force (pinch) or torque (rotation) was calculated as the mean coefficient of variation between the three plateaus.

### 2.3. High-density surface electromyography recordings

High-density EMG (HDsEMG) signals were recorded from one extrinsic muscle (FDS) and two intrinsic muscles (FDI, and abductor pollicis brevis). Of note, despite we aimed to measure

the abductor pollicis brevis muscle, we cannot ascertain that we selectively measured this muscle. Therefore, we considered that we measured muscles from the thenar eminence, referred to as thenar muscles thereafter. The FDI is an abductor and flexor of the index and an adductor of the thumb. The thenar muscles are abductors and flexors of the thumb. The FDS is a flexor of the long fingers that includes the index finger.

Two-dimensional adhesive grids of 64 electrodes (13×5 electrodes with one electrode absent on a corner, gold-coated, inter-electrode distance: 4 mm; [GR04MM1305; OT Bioelettronica, Italy]) were placed on the thenar muscle and FDI as described in Del Vecchio et al. (2019). Another grid (13×5 electrodes with one electrode absent on a corner, gold-coated, inter-electrode distance: 8 mm; [ELSCH064NM2; SpesMedica, Italy or GR08MM1305 OT Bioelettronica, Italy]) was placed over the FDS muscle. To ensure the proper location of this grid, the borders of the FDS muscle were identified using B-mode ultrasound (Aixplorer, Supersonic Imagine, France). Before placing the grids, the skin was shaved, and then cleaned with an abrasive pad and alcohol. The adhesive grids were held on the skin using semi-disposable bi-adhesive foam layers. The skin-electrode contact was made by filling the cavities of the adhesive layers with conductive paste (SpesMedica, Battipaglia, Italy). A reference electrode (Kendall Medi-Trace™, Canada) was positioned over the olecranon process of the elbow. A strap electrode dampened with water was placed around the contralateral wrist (ground electrode). The EMG signals were recorded in monopolar mode, bandpass filtered (10–500 Hz) and digitized at a sampling rate of 2048 Hz using a multichannel HDsEMG acquisition system (EMG-Quattrocento, 400 channel EMG amplifier; OT Bioelettronica, Italy). Once data collection was completed for one hand, the electrodes were moved to the contralateral side.

## 2.4. Data analysis

Data were analysed using MATLAB custom-written scripts (R2021a, The Mathworks, Natick, MA, USA).

### 2.4.1. HDsEMG decomposition.

First, the monopolar EMG signals were bandpass filtered between 20 and 500 Hz with a second-order Butterworth filter. After visual inspection, channels with a low signal-to-noise ratio or artifacts were discarded. The HDsEMG signals were then decomposed into motor unit spike trains. Specifically, we applied a convolutive blind-source separation as previously described (Negro *et al.*, 2016). In summary, the EMG signals were first extended and whitened. Thereafter, a fixed-point algorithm was applied that maximised the sparsity to identify the

sources of the EMG signals, that is, the motor unit spike trains. The spikes were separated from the noise using K-mean classification and a second algorithm refined the estimation of the discharge times by minimizing the coefficient of variation of the inter-spike intervals. This decomposition procedure has been previously validated using experimental and simulated signals (Negro *et al.*, 2016). After the automatic identification of the motor units, all the motor unit spike trains were visually checked for false positives and false negatives (Del Vecchio *et al.*, 2020; Hug *et al.*, 2021a). All motor units that exhibited a pulse-to-noise ratio  $> 30$  dB were retained for further analysis. An operator (JM) analysed all the data, and the reliability of each motor unit spike train was systematically checked an experienced operator (FH). It should be noted that the manual edition of the motor unit spike trains has been shown to be highly reliable across operators (Hug *et al.*, 2021a).

#### 2.4.2. *Within- and between-muscle coherence*

To estimate the level of common input at the population level, we calculated the coherence between cumulative spike trains (CST) of motor units from the same (within-muscle coherence) or from different muscles (between-muscle coherence) (Fig. 1). The coherence represents the correlation between two signals at given frequencies, with 0 indicating no correlation and 1 indicating a perfect correlation. Coherence within the delta band (0-5 Hz) reflects the presence of common drive (De Luca *et al.*, 1982; Del Vecchio *et al.*, 2019), while coherence within the alpha band (5-15 Hz) reflects the contribution of the muscle afferents and other spinal circuitries (Williams & Baker, 2009). Of note, we did not focus on the beta band (15-35 Hz), because a larger number of motor units is needed to accurately estimate coherence within this bandwidth. This is mainly due to the non-linear relationship between the synaptic input to motor neurons and their output signal, which is more pronounced at higher frequencies due to an undersampling of the synaptic input (Negro & Farina, 2012; Farina & Negro, 2015).

Only the plateau of the trapezoid contractions was considered for the coherence analyses. To assess the coherence within and between muscles, the magnitude-squared coherence was calculated using the Welch's averaged periodogram with nonoverlapping windows of 1-s over a 30-s time window. This analysis was performed on two equally sized cumulative spike trains calculated as the sum of discharge times from two motor units randomly selected from the identified motor units from the same muscle (within-muscle coherence) or two different muscles (between-muscle coherence). This was repeated for all the unique combinations of two motor units per group, up to a maximum of 100 random permutations. We retained the pooled coherence of these random permutations for further analysis.

As the level of coherence depends on the number of motor units considered in the analysis (Farina and Negro 2015), we considered a fixed number of motor units ( $n=2$ ) per group to facilitate comparison between muscles (or muscle pairs), tasks, and sides. The number of motor units per group was chosen with the intention to maximise the number of participants for whom these analyses were possible. Despite this, only a few participants exhibited constant firings of at least four units (i.e. two groups of two units) within a 30-s time window for the thenar and FDS muscle. Therefore, within-muscle coherence for these two muscles is not reported. Similarly, only a few participants exhibited constant firings of at least two units per muscle within a 30-s time window for the FDI-FDS pair. Therefore, between-muscle coherence values for this muscle pair were not included in the statistical analysis.

We transformed both the within and between-muscle coherence values into standard z-scores as described in previous studies (Del Vecchio *et al.*, 2019; Avrillon *et al.*, 2021):

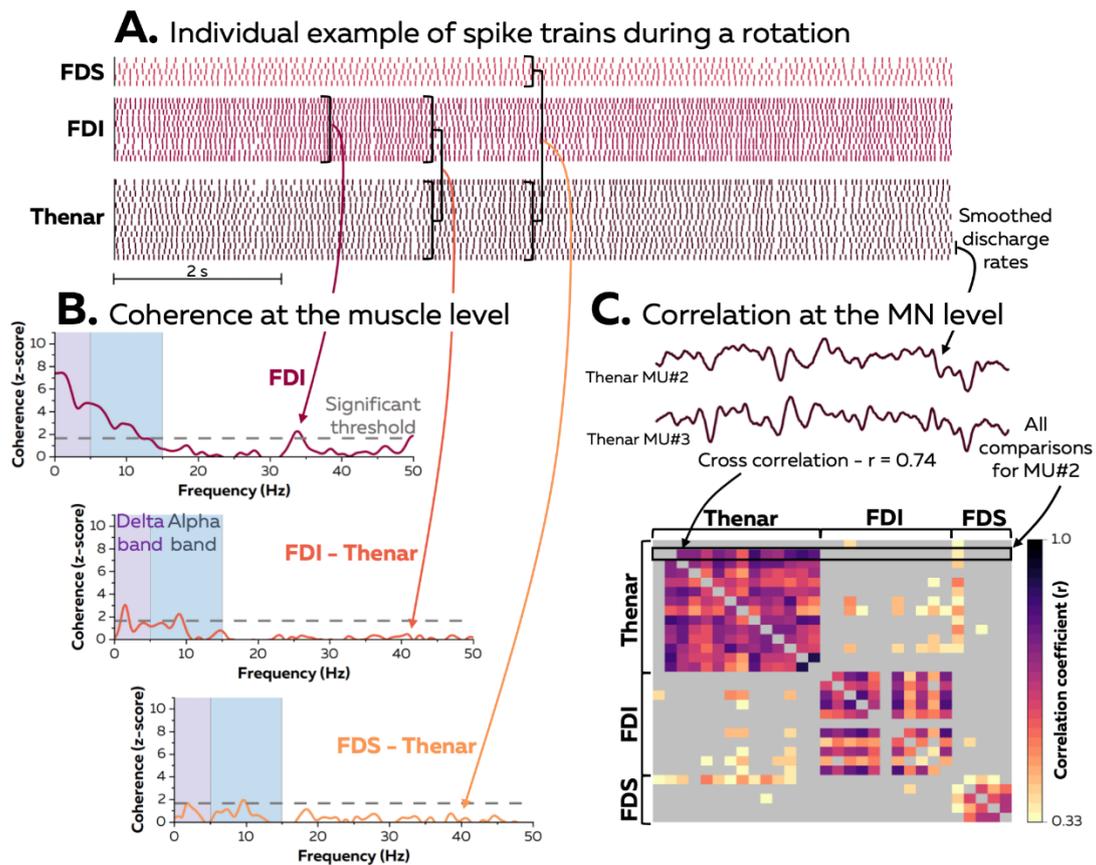
$$COH\ z\ score = \sqrt{2L} \times atanh\sqrt{COH} - bias$$

where COH is coherence, L is the number of time segments used for the coherence analysis (e.g. for 30s,  $L = 30$  as the analysis was performed on 30 windows of 1-s), and bias is the mean COH z-score between 250 and 500 Hz where no coherence is expected (Baker *et al.*, 2003). Coherence was considered significant when the z-score was greater than 1.65 (95% confidence limit).

#### 2.4.3. Correlation between smoothed motor unit spike trains

To estimate the level of common input between individual motor neurons, we calculated the correlation between their smoothed discharge rates (Fig. 1). To this end, the decomposed motor unit spike times were first converted into continuous binary signals with ‘ones’ corresponding to the firing instances of a unit. To limit the effect of the non-linear relationship between the synaptic input and the output signal, these binary signals were convoluted with a 400-ms Hanning window, such that the correlation was calculated from the low-frequency oscillations of the signal (Semmler *et al.*, 1997; Negro & Farina, 2012). Finally, these signals were high-pass filtered with a cut-off frequency of 0.75 Hz to remove offsets and trends. The level of common input for each pair of motor neurons was estimated using a cross-correlation function, and the maximum cross-correlation coefficients with a maximal lag of  $\pm 100$  ms were retained for further analysis (De Luca & Erim, 2002). This was performed in a 10-s window that was chosen such that the number of concurrent active motor neurons across the three muscles was maximized.

To account for the fact that the strength of common synaptic inputs between two motor neurons is not proportional to the degree of correlation between their outputs (de la Rocha *et al.*, 2007), we only interpreted the correlation coefficients based on their significance (Hug *et al.*, 2021b). Specifically, we defined a significance threshold as the 95<sup>th</sup> percentile of the cross-correlation coefficient distribution generated with resampled versions of the motor unit spike trains. We generated a surrogate spike train for each motor unit by bootstrapping the interspike intervals (random sampling with replacement). This random spike train had the same number of spikes, and the same discharge rate (mean and standard deviation) as the original motor unit spike train. Two iterations of this random procedure were performed, such that each motor unit was associated with two surrogate spike trains and each motor unit pair with four combinations of surrogate spike trains, thereby yielding to 9,402 correlation coefficients for the whole population. This analysis was performed in the same 10-s window that had been used for the main analysis and yielded to a significant threshold of 0.33.



*Fig1. Experimental measures. The decomposed motor unit discharge times were first converted into continuous binary signals (Panel A). We assessed the common input using two complementary approaches. First, we estimated the common input at the muscle level by calculating the within- and between-muscle coherence (Panel B). Second, we estimated the common input for each pair of motor neurons. To this end, a cross-correlation function was applied to the smoothed discharge rates, and only the correlation coefficients that reached a significant threshold of 0.33 (see Methods) were considered (Panel C). FDI, first dorsal interosseous; FDS, flexor digitorum superficialis; MN, motor neuron.*

## 2.5. Statistical analysis

All statistical analyses were implemented in RStudio (USA). We first plotted quantile-quantile plots and histograms to assess the distribution of each dataset. Data that deviated from a normal distribution were transformed with functions adapted to the skew of the distribution.

We compared MVC values and the performance of the Purdue Pegboard Test and Finger Tapping Tests between the dominant and non-dominant sides using paired t-tests.

We then used linear mixed effect models (LMM) implemented in the R package lmerTest with the Kenward-Roger method to estimate the denominator degrees of freedom and the p values.

We first compared the coefficient of variation of the force/torque calculated over the 20-s force plateaus (fixed effects: task [pinch, rotation] and dominance [dominant, non-dominant], random effect: participants). Then, to assess the effect of handedness on the level of common synaptic input at the muscle level, we compared the mean within-muscle coherence values (delta and alpha band) for the FDI muscle (fixed effects: task [pinch, rotation] and dominance [dominant, non-dominant], random effect: participants). We then compared the mean values of between-muscle coherence (delta and alpha band) for the muscle pairs (fixed effects: muscle pairs [FDI-Thenar, FDS-Thenar], task [pinch, rotation], and dominance [dominant, non-dominant]; random effect: participants).

To assess the effects of handedness on the level of common synaptic input at the motor neuron level, we first compared the ratio of significant correlations between motor neurons of the same muscle (fixed effects: muscle [Thenar, FDI, FDS], task [pinch, rotation], and dominance [dominant, non-dominant]; random effect: participants). Then, we compared the ratio of significant correlations between motor neurons from two different muscles (fixed effects: muscle [FDI-Thenar, FDS-Thenar, FDI-FDS], task [pinch, rotation], and dominance [dominant, non-dominant]; random effect: participants).

When necessary, we performed multiple comparisons using the R package *emmeans*, which adjusts the  $p$ -values using the Tukey method. Statistical significance was set at 5% ( $p < 0.05$ ). Values are reported as means  $\pm$  standard deviation (SD).

### 3. Results

#### 3.1. Motor function and force/torque variability

The dexterity assessed using the Purdue Pegboard Test was higher for the dominant ( $17.8 \pm 1.6$  pegs in 30s) than for the non-dominant hand ( $16.8 \pm 1.3$  pegs in 30s,  $p=0.009$ ). Similarly, the motor speed evaluated using the Finger Tapping Tests was higher for the dominant than for the non-dominant hand (index finder test:  $66.1 \pm 7.9$  vs.  $61.1 \pm 7.0$  taps;  $p=0.017$ ; index and second finger test:  $85.6 \pm 26.6$  vs.  $72.4 \pm 20.3$  taps;  $p=0.009$ ).

Although the MVC was not different between the dominant and the non-dominant hand for the pinch task ( $p=0.19$ ), the MVC of the non-dominant hand was significantly higher than that of the dominant hand for the rotation task ( $+12.3 \pm 19.1\%$ ;  $p=0.013$ ). When considering the coefficient of variation of the force/torque during the plateau of the submaximal contractions, there was a main effect of task ( $p=0.032$ ), but no effect of dominance ( $p=0.368$ ), and neither an interaction between task and dominance ( $p=0.477$ ). Specifically, the coefficient of variation was higher for the rotation ( $3.4 \pm 4.3\%$ ) than for the pinch task ( $1.8 \pm 0.5\%$ ).

#### 3.2. Motor unit analysis

In total, 1263 motor units (FDI: 693, thenar: 322, FDS: 248) were identified, with an average of  $10.2 \pm 4.1$  (FDI),  $5.9 \pm 2.6$  (thenar), and  $5.0 \pm 2.1$  (FDS) motor units per contraction, side and participant. The entire data set (raw and processed data) is available at <https://figshare.com/s/ba9a27d0bec76f2f9bbf>.

The mean motor unit discharge rate was calculated for each muscle and each task over the force/torque plateau of the trapezoid contractions. A significant main effect of muscle was observed ( $p < 0.001$ ) (Fig.2). Specifically, the discharge rate was lower for FDS than for the thenar ( $p < 0.001$ ) or the FDI muscle ( $p < 0.001$ ). There was no difference between the thenar muscle and the FDI muscle ( $p=0.52$ ). There was no other main effect or interaction (all  $p$  values  $> 0.106$ ), indicating that the discharge rate did not differ between sides.

As coherence analysis required the selection of motor units that discharged consistently over the same 30-s window, not all the identified motor units could be included in these analyses. Indeed, some motor units were recruited intermittently, and other motor units (mainly from different muscles) did not necessarily discharge during the same time periods. As a result, within-muscle coherence could be assessed for FDI in 14 participants and between-muscle coherence could be assessed in 10 participants for both the FDI-thenar and the FDS-thenar pair. The average number of motor units considered for each analysis is shown in Table 1.

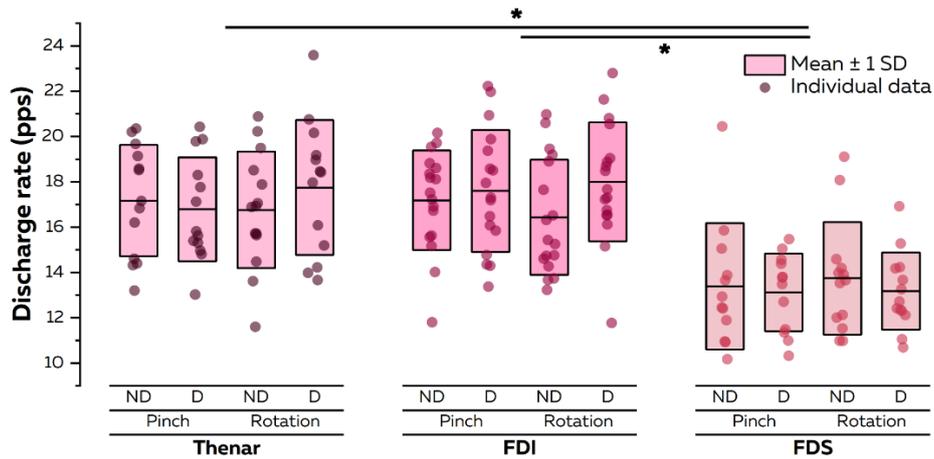


Fig.2. Motor unit discharge rate. The mean motor unit discharge rate was calculated for each muscle and each task over the torque plateau of the three trapezoid contractions. Each participant is represented by a dot. There was a main effect of muscle, with a significant difference between the thenar and the FDS and between the FDI and the FDS. No other main effect or interaction was found. PPS, pulse per second; ND, non-dominant; D, dominant; first dorsal interosseous; FDS, flexor digitorum superficialis.

	Pinch		Rotation	
	Non-dominant	Dominant	Non-dominant	Dominant
Coherence analysis				
FDI	8.1±2.8	7.8±2.9	9.1±4.2	8.7±3.4
FDI-thenar	8.6±3.6; 4.2±2.2	8.3±3.5; 5.3±1.7	9.9±6.5; 4.6±2.9	9.9±2.8; 4.8±2.6
FDS-thenar	3.1±1.8; 3.8±1.5	3.1±1.1; 4.4±1.9	3.2±1.3; 4.3±2.9	3.8±1.3; 4.6±3.0
Pairwise cross-correlation of smoothed discharge rate				
FDI	9.6±3.0	8.9±3.8	9.8±5.7	10.3±3.5
Thenar	4.5±2.0	5.7±1.8	5.9±2.5	5.3±3.2
FDS	3.5±1.9	3.8±1.8	4.3±1.4	3.9±1.4
FDI-thenar	9.6±3.0 – 4.5±2.0	8.9±3.8 – 5.3±2.1	9.8±5.7 – 5.5±2.8	10.3±3.5 – 5.3±3.2
FDS-thenar	3.5±1.9 – 4.5±2.0	3.5±1.9 – 5.3±2.1	3.8±1.8 – 5.5±2.8	3.9±1.4 – 5.3±3.2
FDI-FDS	9.6±3.0 – 3.5±1.9	8.9±3.8 – 3.5±1.9	9.8±5.7 – 3.8±1.8	10.3±3.5 – 3.9±1.4

Table 1. Number motor units per participant used for the main analyses. The number of motor units per muscle included in analysis is reported for each muscle/muscle pair (mean ± standard deviation). The number of motor units per muscle is provided in the same order as that for the muscle pair, i.e., first muscle in the left column and second muscle in the right column. FDI, First Dorsal Interosseous; FDS, Flexor Digitorum Superficialis.

### 3.3. Within-muscle coherence

As mentioned in the Methods, within-muscle coherence could only be calculated for the FDI muscle as too few participants exhibited consistent firing activity of enough motor units for the two other muscles. At least one significant coherence value ( $z\text{-score} > 1.65$ ) over the delta and alpha band was observed in all the participants, tasks, and sides (Fig. 3).

When considering the mean value of the  $z\text{-score}$  in the bandwidth 0-5 Hz (*delta* band), we found no significant main effect of task ( $p=0.981$ ), no significant main effect of dominance ( $p=0.42$ ), and no significant interaction between task and dominance ( $p=0.687$ ). When considering the mean value of the  $z\text{-score}$  in the bandwidth 5-15 Hz (*alpha* band), we found a significant main effect of task ( $p=0.011$ ), but neither a main effect of dominance ( $p=0.147$ ) nor an interaction between task and dominance ( $p=0.072$ ). Specifically, the mean coherence in the *alpha* band was higher for the rotation task ( $z\text{-score}: 2.72 \pm 0.75$ ) than for the pinch task ( $z\text{-score}: 2.40 \pm 0.81$ ).

### 3.4. Between-muscle coherence

As indicated in the Methods section, coherence could not be calculated for the FDS-FDI pair due to the very low number of motor units that satisfied the analysis criteria. When considering the two intrinsic hand muscles (FDI-thenar pair), at least one significant coherence value ( $z\text{-score} > 1.65$ ) was found in the majority of the participants in both the *delta* band (67%, 92%, 100%, and 92% of the participants for pinch/non-dominant, pinch/dominant, rotation/non-dominant, and rotation/dominant, respectively) and the *alpha* band (58%, 67%, 73%, and 92% of the participants for pinch/non-dominant, pinch/dominant, rotation/non-dominant, rotation/dominant, respectively). When considering the FDS-thenar pair, at least one significant coherence value was observed in the *delta* band in the majority of the participants for the rotation task performed with the non-dominant hand (73%), but not for the other tasks (18%, 40%, and 40% of the participants or pinch/non-dominant, pinch/dominant, and rotation/dominant, respectively). A significant coherence value in the *alpha* band was observed in a small proportion of participants (18%, 30%, 46%, and 20% of the participants for pinch/non-dominant, pinch/dominant, rotation/non-dominant, and rotation/dominant, respectively).

Statistical analyses were performed for the FDI-thenar and FDS-thenar pairs (Fig. 3). When considering the mean value of the  $z\text{-score}$  in the *delta* band, we found a significant main effect of the muscle pair ( $p < 0.001$ ), a significant main effect of the task ( $p=0.002$ ), and a significant interaction between dominance and task ( $p=0.017$ ). Specifically, the mean coherence was

higher for the FDI-thenar ( $1.79\pm 0.87$ ) than for the FDS-thenar ( $0.67\pm 0.59$ ) pair, regardless of the side and task. Also, the mean coherence in the *delta* band was higher for the rotation task ( $1.74\pm 0.85$ ) than for the pinch task ( $0.98\pm 0.88$ ;  $p < 0.001$ ) when performed with the non-dominant hand. Furthermore, higher coherence was found for the non-dominant than for the dominant hand, but this was only observed in the rotation task ( $1.74\pm 0.85$  vs  $1.23\pm 0.96$ ;  $p = 0.018$ ). No other significant interaction was found (all  $p > 0.285$ ).

When considering the mean *z*-score in the *alpha* band (Fig. 3), we found a significant main effect of muscle pair ( $p < 0.001$ ), with greater coherence for the FDI-thenar ( $0.88\pm 0.54$ ) than for the FDS-thenar pair ( $0.29\pm 0.32$ ). We also found a significant main effect of task ( $p = 0.004$ ), with a higher coherence for the rotation task ( $0.70\pm 0.57$ ) than for the pinch task ( $0.50\pm 0.48$ ). There was no significant interaction (all  $p > 0.181$ ).

Of note, the same differences were observed when considering only the right-handed participants (data not shown).

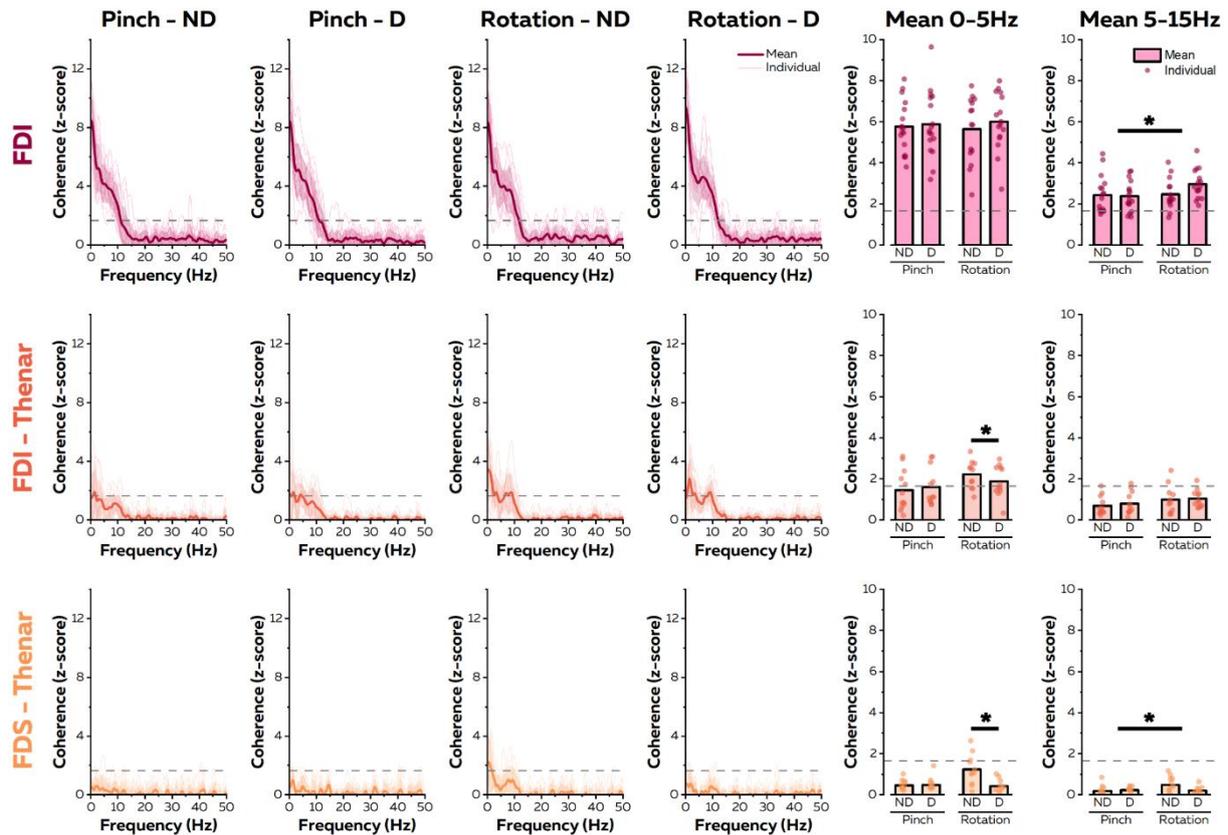


Fig. 3. Within and between-muscle coherence. The pooled coherence function is shown for the FDI (within-muscle coherence) and the FDI-thenar and the FDS-thenar muscle pairs (between-muscle coherence). The pooled coherence was calculated from all the combinations (a maximum of 100 random permutations) of two cumulative spike trains, each composed of two motor units. Each thin line corresponds to a participant and the bold line corresponds to the mean across participants. The dashed horizontal dashed line indicates the significant threshold, which was set at 1.65 (95% confidence limit). Individual values of the mean z-score coherence between 0-5 Hz (delta band) and 5-15 Hz (alpha band) are also depicted in the right panels. When considering the delta band, there was a significant interaction between dominance and task. Specifically, a higher coherence was found for the non-dominant than for the dominant hand (regardless of the muscle pair), but this was only observed in the rotation task. When considering the alpha band, there was a main effect of task for both the FDI and the FDS-thenar pair. Only the main statistical results are shown. ND, non-dominant; D, dominant; first dorsal interosseous; FDS, flexor digitorum superficialis.

### 3.5. Pairwise cross-correlation

To estimate the level of common input between individual motor neurons, we calculated the correlation between their smoothed discharge rates. As this analysis required a minimum of

only one motor unit per muscle, it could be performed on a larger number of participants ( $n=16$ , 13, 11, 13, 12, and 12 for FDI, thenar, FDS, FDI-thenar, FDS-thenar and FDS-FDI, respectively), and importantly, it could be performed for each muscle/muscle pair. To account for the fact that the strength of common synaptic inputs between two motor neurons is not necessarily proportional to the degree of correlation between their outputs (De la Rocha et al., 2007), we used a conservative approach where only significant correlation coefficients were considered (see Methods). Specifically, we calculated the ratio between the number of significant correlations and the total number of pairwise correlations (Fig. 4).

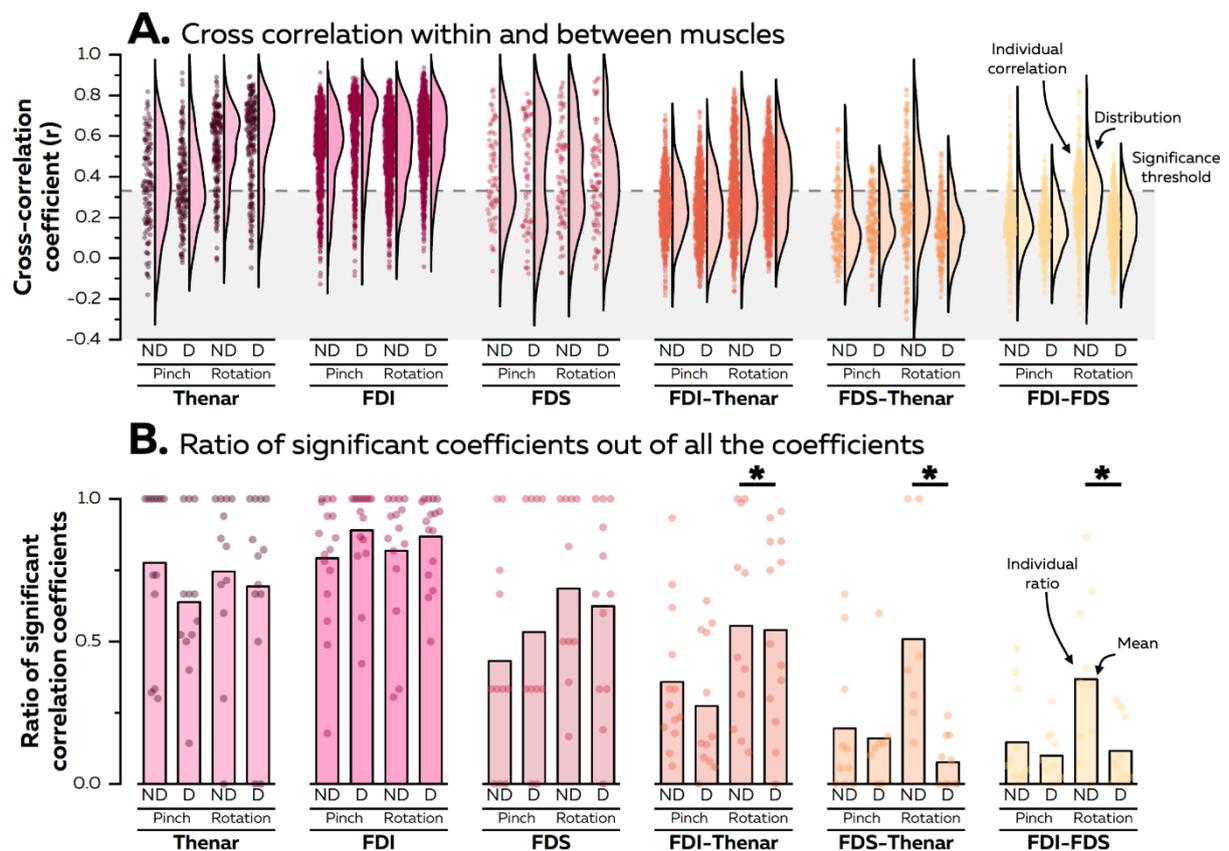


Fig. 4. Cross-correlation between smoothed discharge rates. Cross-correlation was calculated for each pair of motor neurons (Panel A). We used a conservative approach where only significant correlation coefficients were considered (Panel B). Specifically, we calculated the ratio between the number of significant correlations and the total number of pairwise correlations. When considering muscle pairs, we found an interaction between task and dominance. Specifically, regardless of the muscle pair, a higher ratio of significant correlations was found for the non-dominant than the dominant hand, but this was observed only in the rotation task. Only the main statistical results are shown. ND, non-dominant; D, dominant; FDI, first dorsal interosseous; FDS, flexor digitorum superficialis.

When considering individual muscles (i.e., the correlation between motor neurons from the same pool), we found a main effect of muscle ( $p < 0.001$ ), but no other main effect or interaction (all  $p > 0.121$ ). Specifically, the ratio of significant correlations was higher for the FDI than for both the FDS ( $p < 0.001$ ) and the thenar ( $p = 0.020$ ) (Fig. 4); and higher for the thenar than the FDS ( $p = 0.027$ ).

When considering muscle pairs (i.e., correlation between motor neurons from different pools), we found main effects for muscle ( $p < 0.001$ ), task ( $p < 0.001$ ), and dominance ( $p < 0.001$ ). The ratio of significant correlations was higher for the FDI-thenar than for both the FDS-thenar ( $p = 0.001$ ) and the FDI-FDS ( $p < 0.001$ ) pairs. There was no significant difference between the FDS-thenar and the FDI-FDS ( $p = 0.653$ ) pairs. Furthermore, there was an interaction between task and dominance ( $p = 0.043$ ). Specifically, regardless of the muscle pair, a higher ratio of significant correlations was found for the non-dominant hand than for the dominant hand ( $p < 0.001$ ), but this was observed only in the rotation task. Furthermore, the ratio was higher during rotation than during the pinch task ( $p = 0.001$ ), when these tasks were performed with the non-dominant hand. No other significant interaction was found (all  $p > 0.064$ ).

#### 4. Discussion

In this study, we estimated common synaptic inputs across spinal motor neurons from hand muscles during two motor tasks that represent fundamental motor behaviours. We verified that handedness was associated with differences in motor function, as assessed by the Purdue Pegboard Test and the Finger Tapping Tests. Consistent with our hypothesis, our two complementary analyses led to the same conclusion of lower common synaptic input between motor neurons innervating different muscles in the dominant than the non-dominant hand, which was only observed during the isometric rotation task. This lower level of common input might confer greater modularity/flexibility in the recruitment of motor units and, therefore, in the mechanical outputs. Whether this difference between the dominant and non-dominant arm is the cause or the consequence of handedness remains to be determined.

##### *Common synaptic input between motor neurons that innervate the same pool.*

Previous studies evaluated common input within muscles of the dominant and non-dominant arm through the correlation of motor unit discharge times over the full bandwidth (referred to as short-term synchronization) (Farina & Negro, 2015). Conflicting results have been reported, with either a higher [extensor carpi radialis (Schmied *et al.*, 1994)] or a lower [FDI (Semmler

& Nordstrom, 1995)] synchrony in muscles from the dominant than the non-dominant side. Because the input-output nonlinearity of individual motor neurons is more pronounced at higher frequencies (Farina *et al.*, 2016), the level of synchronization between trains of action potentials of two motoneurons, which considers the full bandwidth, does not accurately reflect the degree of common synaptic input between these motor neurons (de la Rocha *et al.*, 2007). Consequently, the absence of synchronization cannot be taken as conclusive evidence for the absence of common input (Farina & Negro, 2015).

In our study, we used two complementary approaches. First, we performed a coherence analysis on groups of motor neurons, which allowed us to identify common input at different bandwidths. The *delta* band is classically associated with the common drive for control of muscle force (De Luca & Erim, 1994; Negro *et al.*, 2009), and the *alpha* band is classically associated with the contribution of the muscle afferents and other spinal circuitries (Williams and Baker, 2009). Notably, this analysis could only be performed for the FDI muscle. We observed a significant level of coherence over the delta and alpha band ( $z\text{-score} > 1.65$ ) in all participants, and for all tasks and on both sides. This is consistent with previous work showing a high level of synchrony between motor neurons from the FDI muscle (Datta & Stephens, 1990; Semmler & Nordstrom, 1995). Furthermore, we found no difference between the dominant and non-dominant side, which indicates that handedness is not associated with a different level of common synaptic input when considering motor neurons from the same pool, at least for the FDI muscle. However, when compared to the pinch task, we observed a higher coherence in the alpha band during the rotation task (Fig. 3), which could reflect the need for greater somatosensory and tactile afferent inputs during this task. It should be noted that larger coherence in the alpha band has also been associated with larger force tremor (Laine *et al.*, 2014), which is consistent with the larger coefficient of variation of the torque observed during the rotation task when compared to the pinch task. This is an important finding that indicates the sensitivity of our analysis to reveal different neural control strategies between tasks with different mechanical constraints. Therefore, it makes us confident that the lack of difference between sides is not explained by the lack of sensitivity of our approach. We also calculated the correlation between the smoothed discharge rate of individual motor neurons and conservatively considered only the significant correlations. As this analysis required a minimum of two motor units per muscle, it could be extended to the FDS and to the thenar muscles. Overall, this analysis confirmed the absence of an effect of handedness on the level of common input shared between motor neurons from the same pool (Fig. 4).

*Common synaptic input between motor neurons that innervate different pools.*

Short-term synchronization between motor neurons is often observed between anatomically defined synergist muscles, or between muscles with similar actions, although the level of such synchrony is typically lower than that found within the muscle (Bremner *et al.*, 1991; Keen & Fuglevand, 2004). In this way, we observed a significant level of common input between the two intrinsic muscles (FDI and thenar) in the vast majority of the contractions, regardless of whether the analysis (population or individual motor neuron level). This is consistent with previous observations made during tasks that required both muscles to produce force in different directions (Del Vecchio *et al.*, 2019). Interestingly, the FDI and thenar can be theoretically activated independently, but they shared a significant level of common input during the two motor tasks that we investigated. Sending common inputs to motor neurons innervating different muscles might be an effective way for the central nervous system to reduce the dimensionality of the control, as suggested by the synergy theory (d'Avella & Bizzi, 2005), and to synchronise their force outputs (Santello & Fuglevand, 2004). In addition, common input control implies the orderly recruitment of motor neurons, as the group of motor neurons receiving common input can only be recruited according to the Henneman's size principle (De Luca & Erim, 1994). Taken together, this suggests that, despite achieving the important goal of reducing the control dimensionality, the presence of common inputs may reduce the ability to make fine motor adjustments. This is particularly important to consider to properly interpret differences between sides, as discussed below.

It is noteworthy that regardless of the analysis, a less common input was observed between intrinsic (thenar or FDI) and extrinsic (FDS) muscles (Fig. 3 and 4), which is consistent with previous observations made on the same muscles and tasks using interferential surface EMG signals (Laine & Valero-Cuevas, 2017). It is also consistent with previous results suggesting that motor neurons from distant muscles may receive common inputs, but in a smaller proportion than that observed between neighbouring synergist muscles (Gibbs *et al.*, 1995).

To the best of our knowledge, the effect of hand dominance on the level of common synaptic input between motor neurons innervating different pools has received limited attention. Hockensmith *et al.* (2005) found that the magnitude of synchrony between two extrinsic hand muscles (flexor pollicis longus and flexor digitorum profundus) was markedly higher in the dominant than in the non-dominant hand. These findings contrast with our results showing either no difference between sides when considering the isometric pinch task, or a lower level of common input for the dominant side when considering the rotation task, regardless of the muscle pair. The discrepancy between our results and those from Hockensmith *et al.* (2005)

might be explained by the fact that they focused on different muscles (two extrinsic hand muscles vs. intrinsic and extrinsic muscles in our study) or by the characteristics of the task (simple pinch task performed at a very low intensity). Of note, the lower level of common input observed in our study during the rotation task was not associated to a difference in force variability between sides. As mentioned above, this lower level of common input may allow more flexibility in the recruitment of motor units and, therefore, in mechanical outputs. In this way, Rossato et al. (2022) observed a redistribution of neural drive across synergist muscles during a fatiguing task, but this was only observed between muscles that shared a low level of common drive. In addition, our results are well in line with previous work, which investigated handedness in precision tasks from force signals, and which showed that the thumb and index finger of the dominant hand might be more independently controlled by the central nervous system than the non-dominant digits (Reilly & Hammond, 2004; Li *et al.*, 2015).

The fact that a dominance effect was only found for the isometric rotation task may be explained by specific mechanical constraints, which required our participants to both pinch and rotate a dial. Based on the previous observation of differential changes in the behaviour of FDI motor units with changes in force direction (Desmedt & Godaux, 1981), overcoming these specific task constraints may have been facilitated by a more independent control of motor neurons. Because rotating a dial is almost always performed with the dominant hand in daily life, an optimal level of common inputs may have been fine-tuned with task repetition. This is consistent with previous work reporting a fractionation of synergies (i.e. an increase in the number of common inputs) during development (Dominici *et al.*, 2011; Cheung *et al.*, 2020). However, we cannot exclude an alternative explanation whereby the lower common inputs observed in the dominant hand are the cause rather than the consequence of handedness.

#### *Methodological considerations.*

This study requires the consideration of three main methodological aspects. First, despite the fact that the borders of the FDS muscle were located with B-mode ultrasound prior to the electrode placement, we cannot ascertain the selectivity of the measurements to the FDS motor units, as the borders of the grid were likely close to neighbouring muscles. It is therefore possible that the electrode picked up activity from neighbouring muscles. However, it is likely that if it happened, it did not differ between sides, which makes us confident in our main conclusion about the effect of dominance on the common input involving the FDS muscle. Furthermore, even though cross talk can greatly affect interferential EMG signals (Germer *et al.*, 2021), it is not a major issue when identifying motor units. Indeed, only a small proportion

(< 1%) of motor units were identified as ‘cross-talk’ units in previous studies that verified that the identified motor units did originate from the target muscles on which the grid was placed and did not originate from crosstalk from a neighbouring muscle (Hug *et al.*, 2021c; Rossato *et al.*, 2022). Second, despite the fact that we identified a similar (or even a higher) number of motor units than in previous HDsEMG studies that targeted the same muscles (Del Vecchio *et al.*, 2019; Tanzarella *et al.*, 2021), we failed to perform each analysis for all of our participants. However, we used two complementary approaches, which, taken together, allowed us to strengthen our main conclusions. Finally, we tested only three left-handed participants. Although this represents the proportion of left-handers in the general population, it is important to note that certain features of the pyramidal tract projecting to the right side of the spinal cord tend to be different from those projecting to the left, regardless of handedness (Nathan *et al.*, 1990). As such, some of the differences that we observed might be related to side preference rather than hand preference.

## Conclusions

By identifying the behaviour of single motor neurons over three hand muscles, we demonstrated that there is a reduced common synaptic input between motor neurons innervating different muscles in the dominant compared to the non-dominant hand. This could confer greater flexibility in the recruitment of motor units to comply with task constraints. Further research is needed to determine whether the difference between the dominant and non-dominant arm is the cause or the consequence of handedness.

## **Conclusion :**

L’objectif de cette étude était d’identifier une différence de contrôle moteur en lien avec le niveau de dextérité différent mesuré entre la main dominante et non-dominante. Pour cela, le niveau de commande commune innervant les unités motrices d’un ou plusieurs muscles a été comparé entre la main dominante et non dominante. Après avoir différencié le niveau de dextérité des mains dominante et non-dominante, nous avons identifié plusieurs unités motrices grâce à un algorithme de séparation de sources, puis nous avons comparé le niveau de commande commune estimé par cohérence. Nous observons que les unités motrices issues de différents muscles de la main dominante partagent moins de commande commune par rapport à celles de la main non-dominante durant la tâche isométrique de « dévisser un bouchon de bouteille ». Cependant, nous n’observons aucune différence de commande commune pour la

tâche plus habituelle de « pinch grip ». Un niveau plus bas de commande commune confèrerait à la main dominante une plus grande flexibilité dans le recrutement des unités motrices et donc dans le mouvement réalisé. Il reste toutefois à savoir si cette différence de contrôle moteur entre la main dominante et non-dominante, ayant une dextérité différente, est la cause ou la conséquence du fait d'utiliser une main plus que l'autre dans la vie quotidienne. De plus, il serait intéressant de savoir si ces résultats seraient retrouvés entre des participants ayant un niveau d'expertise différent pour la réalisation d'un geste précis de la main comme la couture.

### **III Partie : Discussion générale**

---

Ce travail de thèse avait pour but d'identifier les facteurs de performance et de mieux comprendre la réalisation d'un geste précis de la main tel que le « point-main » de couture et les sollicitations musculo-articulaires induites, afin d'améliorer la formation en lien avec la possible survenue de TMS.

Pour répondre à notre objectif, nos travaux étaient basés sur une approche expérimentale comparant le mouvement, ou le contrôle moteur sous-jacent au mouvement, selon différents niveaux d'expertise. Dans un premier temps, sur la base d'une analyse cinématique fine du membre supérieur et des doigts, ils ont montré que l'expertise du geste de couture est associée à la réalisation d'un geste plus rapide, régulier et spécifique. En effet, l'ensemble des experts réalisaient un geste mobilisant peu leurs articulations proximales et d'avantage leurs articulations distales par rapport aux débutants. Leur geste serait ainsi plus économe et permettrait une plus grande précision de mouvement de la main. Dans un second temps, grâce à la même analyse cinématique combinée avec une approche EMG, nous avons observé que le geste de couture est adapté à la dureté du matériau sur lequel il est pratiqué. Nous avons remarqué que la contribution de chaque articulation dans le geste évoluait afin de s'adapter aux forces requises par la tâche et de préserver les muscles et articulations impliqués. Enfin, à l'aide de l'analyse HD-EMG, nous avons observé la commande nerveuse et avons montré que le niveau de commande commune entre les unités motrices de différents muscles est plus faible pour la main dominante par rapport à la main non-dominante. Ces résultats suggéreraient que la meilleure dextérité démontrée par la main dominante serait associée à un contrôle moteur plus élaboré, permettant plus de flexibilité dans le geste. La relation cause/conséquence de ce lien reste à définir, mais il semble que l'apprentissage et les habitudes de pratiques soit à l'origine de ces capacités.

Dans cette partie, nous discuterons tout d'abord les résultats de nos travaux afin de mettre en avant les déterminants de l'expertise du geste de couture. Nous proposerons ensuite des applications pratiques pour la couture. Enfin, nous discuterons des méthodes mises en place durant nos expérimentations et des améliorations pertinentes pour des perspectives de recherche.

### **III.1 Déterminants de l'expertise du geste de couture**

#### **III.1.1 Un geste adaptable et économe**

L'expertise d'un geste, dont les principales caractéristiques ont été décrites dans la revue de littérature (IV.1.), peut être atteinte avec la pratique, suite à l'acquisition et l'optimisation de ce dernier (Nelson 1983; Azari et al, 2020; Diedrichsen et Kornysheva 2015 ; Cheung et al. 2020). Afin de parvenir à maîtriser un geste à la manière d'un expert, le débutant devra tout d'abord acquérir une nouvelle gestuelle qui nécessite l'acquisition de nouveaux patterns d'activation musculaire, c'est-à-dire de nouvelles combinaisons de plusieurs synergies musculaires (III.6. ; IV.4.) (Cheung et al. 2020 ; Diedrichsen et Kornysheva 2015 ; d'Avella et Lacquaniti 2013). La pratique amène progressivement à acquérir de nouvelles synergies musculaires, ou d'adapter des synergies déjà acquises, pertinentes à combiner, pour répondre aux contraintes du nouveau geste (Cheung et al. 2020; Diedrichsen et Kornysheva 2015). L'atteinte de l'expertise requiert donc une phase d'apprentissage qui résulte de l'acquisition d'un nouveau geste puis de l'optimisation de celui-ci en lien avec les sensations et les résultats obtenus lors de la pratique (Nelson 1983; Diedrichsen et Kornysheva 2015; Cheung et al. 2020; Azari et al. 2020). Dans la littérature, on retrouve ce processus d'optimisation pour un geste de préhension. Par exemple la marge de sécurité (Westling et Johansson 1984), mais aussi le phénomène de co-contraction (Amarantini et Bru 2015) sont minimisés avec l'expertise, permettant de diminuer les forces superflues.

Les résultats de nos travaux suggèrent également que le geste est optimisé suite à l'atteinte de l'expertise. L'étude 1 montre notamment que les experts de la couture sur textile adoptent un geste qui serait plus économe tout en favorisant la précision du geste. En effet, en gardant le bras près du corps, et mobilisant d'avantage leurs articulations distales (poignets, doigts), les couturières adoptent une position évitant les efforts inutiles, elles évitent de bouger l'ensemble du bras (ex : abduction de l'épaule) et préviennent ainsi les fatigues précoces pouvant être à l'origine de TMS. L'adaptation de la posture et de l'implication de chaque articulation dans la tâche semble être importante pour l'efficacité et l'économie du geste (Lin et al. 2012; Yao et Billard 2019). Lorsqu'on observe le geste de couture sur cuir (étude 2) par rapport au geste de couture sur textile (étude 1), on s'aperçoit, mis à part des similitudes inhérentes au maniement de l'aiguille, que la contribution de chaque articulation dans le geste évolue. Le geste est adapté aux contraintes de la tâche, c'est à dire à la rigidité du cuir qui impose d'exercer plus de force pour insérer l'aiguille et tirer le fil. Les articulations et muscles des doigts sont intensément sollicités pour tenir fermement l'aiguille, tandis que le reste du membre supérieur participe à

insérer et guider l'aiguille. Ainsi l'amplitude de mouvement des doigts, permettant la manipulation du fil et de l'aiguille pour la couture sur textile, est restreinte, au profit d'articulations plus proximales actionnées par des muscles plus forts (poignet, coude et épaule). L'utilisation accrue de l'épaule induit toutefois une augmentation de la prévalence des TMS pour cette articulation (Dianat 2016), ce qui permet aux muscles et articulations des doigts déjà très sollicités d'être préservés d'efforts trop importants. Une analyse comparative des activations musculaires relevées dans les études 2 et 3 pour la préhension de l'aiguille (étude 2) ou pour la « pinch grip » (étude 3) est présentée Figure 35. Cette analyse montre des pourcentages d'activation moyens, ou maximaux, largement inférieurs pour le FDS en comparaison au FDI. En effet, le FDI est activé entre 2,2 à 2,7 fois plus que le FDS quelle que soit la tâche considérée (« pinch-grip » ou couture sur cuir) et 1,7 fois plus que les muscles de l'éminence thénar (THE) pour la « pinch grip ».

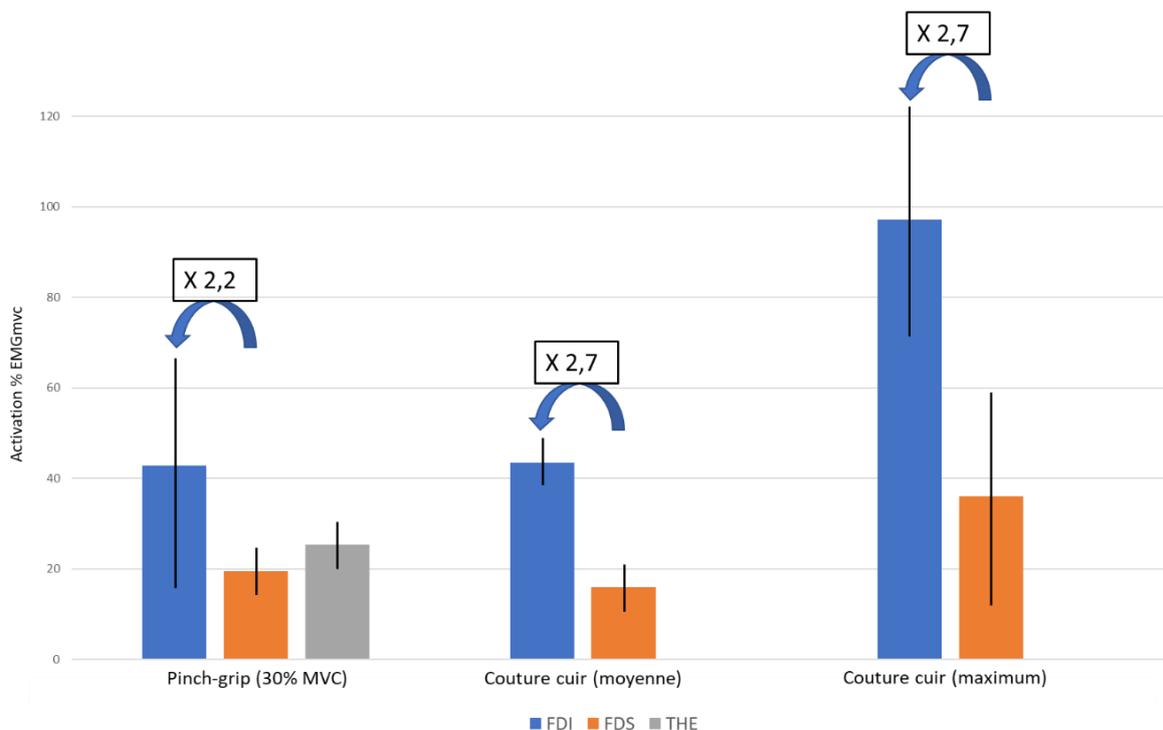


Figure 35 – Comparaison de l'activation (%EMGmvc) des muscles FDI (premier interosseux dorsal), FDS (fléchisseur superficiel des doigts) et THE (éminence thénar) durant une contraction isométrique en « pinch-grip » à 30% de MVC (données issues de l'Etude 3), puis de l'activation moyenne et maximale du FDI et FDS durant le cycle de couture sur cuir (données issues de l'Etude 2).

Ces résultats soulignent le rôle prépondérant du FDI dans l'exécution de la pince pouce-index, et pourraient être expliqués par le fait que ce muscle agit pour la flexion et l'adduction de l'articulation MCP du pouce et la flexion et l'abduction de l'articulation MCP de l'index. Il permet ainsi de rapprocher ces deux doigts à l'image d'un muscle de la mâchoire. Pour tenir fermement l'aiguille l'activation du FDI est très importante, il exercerait donc beaucoup de force (Disselhorst-Klug et al. 2009). Toutefois dans d'autres conditions, le FDI semble également être à l'origine de faibles variations de force exercées par les doigts propice à la précision du geste (Maier et Hepp-Reymond 1995 ; Desmedt et Godaux 1981).

### **III.1.2 Un contrôle moteur élaboré, permettant un geste précis.**

En plus de l'optimisation du geste dans un but d'économie et de préservation des structures musculo-articulaires, le geste semble également devenir plus précis avec l'expertise. L'étude 1 suggère que la plus grande amplitude de mouvement observée au niveau des doigts et du poignet chez les experts offrirait une meilleure orientation de la main favorable à un geste plus précis. De plus, dans le geste de couture, les experts semblent démontrer une grande dextérité par la manipulation précise de l'aiguille et la coordination de plusieurs doigts (Andersen et Siebner 2018; Sobinov et Bensaïma 2021), pouvant intervenir indépendamment les uns des autres (Häger-Ross et Schieber 2000; Reilly et Hammond 2006), pour guider, insérer l'aiguille ou tirer le fil. Afin de mieux comprendre la manière dont le geste est optimisé pour devenir plus précis, nous nous sommes intéressés au contrôle moteur sous-jacent au mouvement, selon le niveau de dextérité.

Lors de l'étude 3, nous avons tout d'abord confirmé, en accord avec la littérature, que la main dominante faisait preuve d'une meilleure dextérité par rapport à la main non-dominante, par sa capacité à réaliser des mouvements de doigts plus coordonnés et à manipuler des objets plus rapidement (Hervé et al. 2005; Reilly et Hammond 2006; Walker et Henneberg 2014). La notion de « dominance » ou de « latéralité » signifie que nous avons une préférence à utiliser une main plus que l'autre, la main dominante bénéficie donc d'une expérience de pratique plus importante que la main non-dominante et détient des capacités motrices supérieures (Andersen et Siebner 2018; Walker et Henneberg 2014; Hervé et al. 2005). Même si l'ordre de la relation cause-conséquence entre une dextérité supérieure et la préférence d'utilisation de la main dominante n'est pas établie (Andersen et Siebner 2018), nous définissons ici la main dominante comme la main « experte », caractérisée par son expérience de pratique et ses capacités motrices

supérieures (Amunts et al. 1997; Hervé et al. 2005; Reilly et Hammond 2006; Walker et Henneberg 2014). En effet, Amunts et al. 1997 montrent, lors du même test de dextérité (finger tapping test ; étude 3 ; Hervé et al. 2005), que des musiciens expérimentés ont de meilleures capacités motrices par rapport à des débutants, mais aussi que la main dominante a de meilleures capacités motrices par rapport à la main non-dominante pour les deux groupes observés. La main non-dominante des musiciens expérimentés étant plus entraînée que celle des débutants, la différence entre leurs deux mains est toutefois plus faible. Ainsi, dans une volonté d'observer l'évolution du contrôle moteur en lien avec l'optimisation du geste de couture acquis avec l'expertise (étude 1), nous définissons la main dominante comme la main « experte » et comparons la commande nerveuse entre la main dominante et non-dominante (étude 3). Nos résultats montrent que le niveau de commande commune entre les unités motrices de muscles différents est plus faible pour la main dominante. Cela implique que les unités motrices des muscles de la main dominante sont recrutées de manière plus indépendante, permettant de dissocier et d'ajuster leur recrutement selon leur avantage mécanique et les contraintes de la tâche (Desmedt et Godaux 1981). Ainsi, comme il a été suggéré (étude 3; Li et al. 2015), le contrôle des muscles des doigts de la main dominante serait plus indépendant et permettrait de gagner en précision. Ces résultats sont visibles seulement pour une tâche complexe et peu pratiquée par la main non-dominante : « dévisser un bouchon de bouteille » (étude 3, Reilly et Hammond 2006). La pratique régulière de la « pinch-grip » par les deux mains atténuerait l'effet de l'expérience de la main dominante (Amunts et al. 1997). Nos résultats sont cohérents avec ceux relevés dans la littérature, qui montrent une différence de dextérité, ou d'indépendance de mouvement des doigts, entre la main dominante et non-dominante pour des tâches complexes coordonnant plusieurs doigts et impliquant vitesse et/ou précision (Walker et Henneberg 2007; Reilly et Hammond 2006; Li et al. 2015), tandis que pour une tâche simple, ne mobilisant qu'un doigt, aucune différence n'est observée (Reilly et Hammond 2006, Hager-Ross et Schieber 2000). Le plus faible niveau de commande commune observé pour la main dominante implique que les unités motrices soient contrôlées par un nombre plus important de synergies musculaires, lesquelles auraient pu être réorganisées au cours de l'optimisation du geste avec la pratique (Tanzarella et al. 2021; Cheung et al. 2020; Li et al. 2015; Diedrichsen et Kornysheva 2015). La main dominante disposerait donc d'adaptations du système nerveux afin de contrôler efficacement le nombre conséquent de synergies musculaires. Cette suggestion est en accord avec certains travaux montrant que la main dominante bénéficie d'une aire motrice pré-corticale plus grande et intensément activée (Volkman et al. 1998; Amunts et al. 1997), offrant des réseaux de neurones plus complexes (Amunts et al. 1997; Krings et al. 2000;

Andersen et Siebner 2018). Ce phénomène est également observé pour différents niveaux d'expertise, lors de la comparaison de pianistes experts et non-experts (Kami et al. 1995; Elebert et al. 1995; Jäncke et al. 2000; Amunts et al. 1997). En effet, comme c'est le cas entre la main dominante et non-dominante, un meilleur niveau d'expertise des pianistes est corrélé à une meilleure dextérité et à de plus grandes aires du cortex prémoteur pour la zone des doigts, offrant des réseaux de neurones plus complexes (Amunts et al. 1997). Ces travaux confortent le rapprochement que nous faisons lors de l'étude 3 entre la dominance et l'expertise. Cependant afin de confirmer notre hypothèse, selon laquelle la main dominante pourrait être définie comme la main experte par son expérience de pratique et ses capacités motrices supérieures, il serait intéressant d'observer si nos résultats montrant un contrôle moteur plus élaboré et associé à une meilleure dextérité pour la main dominante par rapport à la main non-dominante, pourraient être retrouvés entre un groupe d'experts en couture et un groupe de débutants. Cette perspective permettrait d'établir le lien entre la préférence d'utilisation de la main dominante et ses capacités motrices supérieures. De plus, identifier une corrélation entre l'expertise, une meilleure dextérité, et un niveau faible de commande commune intermusculaire, permettrait de mettre en avant les adaptations nerveuses associées à l'optimisation du geste (Amunts et al. 1997).

## **III.2 Applications pratiques pour le geste de couture**

### **III.2.1 Préconisations à destination des entreprises**

Les résultats obtenus suite aux travaux menés dans cette thèse (2.3. Études) permettent d'établir des préconisations à destination des entreprises travaillant dans la confection textile ou dans la maroquinerie dont les employés sont amenés à pratiquer le geste de couture à la main. Ces préconisations sont établies dans un but d'améliorer la formation et l'apprentissage du geste, mais aussi de prévenir la survenue de TMS. Elles sont basées sur l'analyse et la comparaison du geste de couture d'experts et de débutants sur des matières textile ou cuir.

En se basant sur nos résultats, montrant que les expertes réalisent un geste mobilisant peu leurs articulations proximales et d'avantage leurs poignets et leurs doigts. Il semble important d'encourager à maintenir le bras stable, posé sur la table ou le long du corps afin d'éviter les sollicitations inutiles de l'épaule (Figure 36) et de maintenir les mains stables pour gagner en précision. Même si la flexion du coude et la rotation externe de l'épaule participent à tendre le

fil, le bras peut être conservé le long du corps ou posé sur la table, favorisé par la présence de supports appropriés.

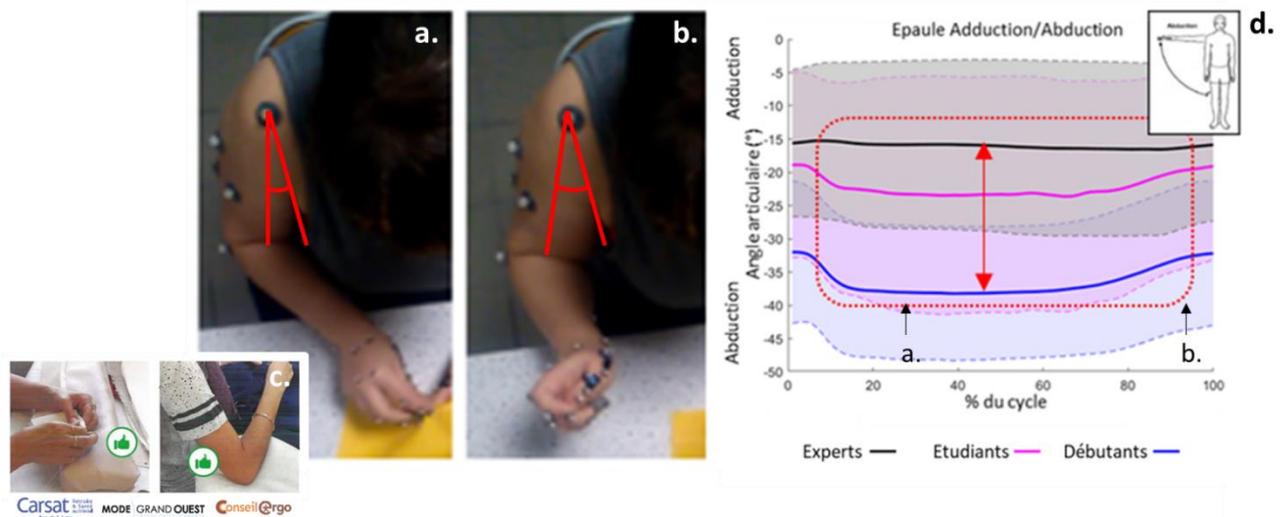


Figure 36 - Illustration de la position du bras par rapport au corps (a. et b.) et à la table (a. et c.). Comparaison de l'adduction/abduction de l'épaule, plus faible pour les experts, par rapport à des étudiants et des débutants lors du geste de couture (d.).

Les mouvements du poignet sont importants pour orienter idéalement la main et permettre une action précise des doigts (Figure 37 a. & b.). L'orientation de la main participe aussi à pousser l'aiguille par un mouvement de supination (Figure 37 b.), puis à tendre le fil (Figure 37 c.) par un mouvement de supination et d'extension du poignet et permet de limiter les mouvements de l'ensemble du bras. Ainsi, il semble important de favoriser les mouvements du poignet, tout en le maintenant dans des amplitudes peu extrêmes, en effet, il est recommandé d'éviter toute flexion/extension ( $>20^\circ$ / $>30^\circ$ ) ou adduction/abduction ( $>10^\circ$ / $10^\circ$ ) trop ample du poignet pour prévenir les TMS.

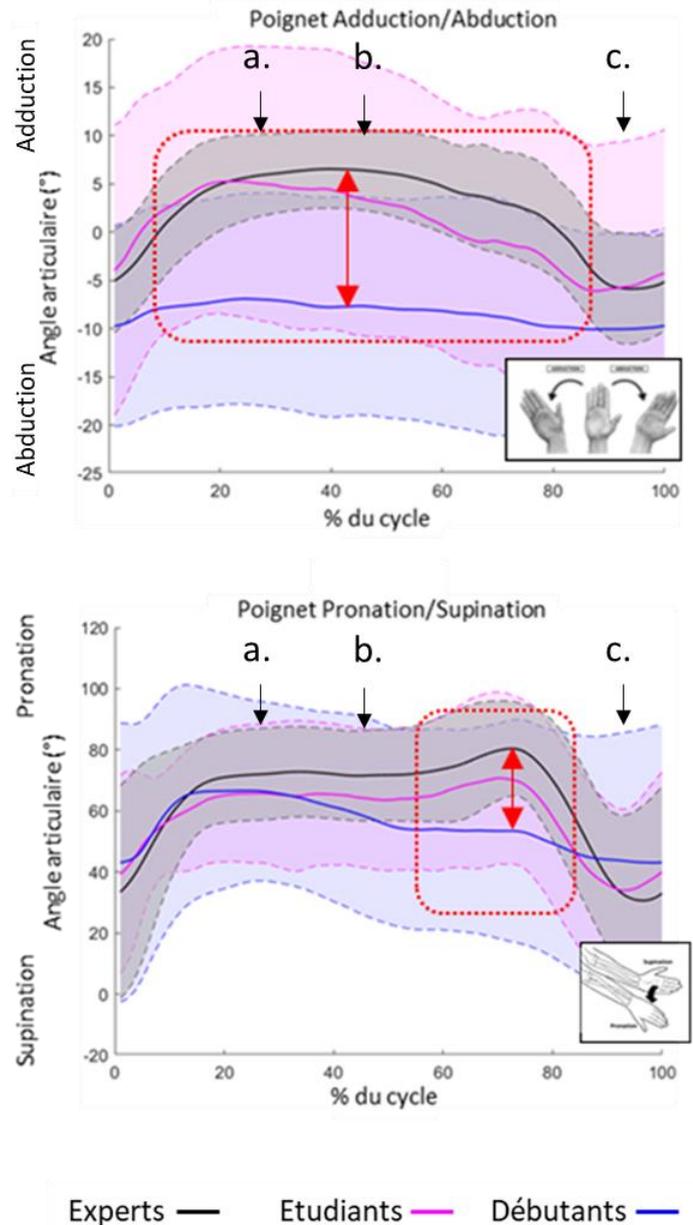
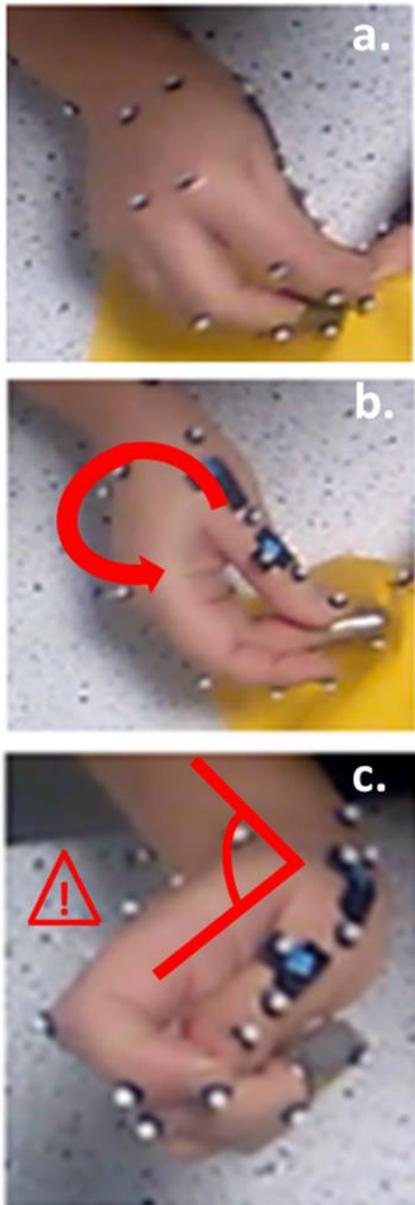


Figure 37 - Illustration et comparaison du geste du poignet entre des experts, des étudiants et des débutants lors du geste de couture. a. placement précis de l'aiguille, b. insertion de l'aiguille par une flexion du majeur et une supination de la main, c. tension du fil par une extension de l'index (MCP), une flexion du majeur et une extension et abduction du poignet.

Les mouvements des doigts sont essentiels pour la manipulation de l'aiguille et du fil, ce sont eux qui permettent la précision finale du travail. En plus de guider précisément l'aiguille, les doigts participent à tendre le fil. En effet, la participation commune des articulations des doigts et du membre supérieur permet de tendre efficacement le fil, sans mouvement extrême de

chacune d'entre elles. Ainsi, il est suggéré de favoriser les mouvements amples ( $>15^\circ$ ) et précis des doigts. Par exemple, l'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne de l'index participe à tendre le fil (Figure 38 c.). Le majeur lui agit efficacement, avec la supination de la main, pour pousser l'aiguille à travers le tissu (Figure 38 b.), puis aussi pour tendre le fil (Figure 38 c.).

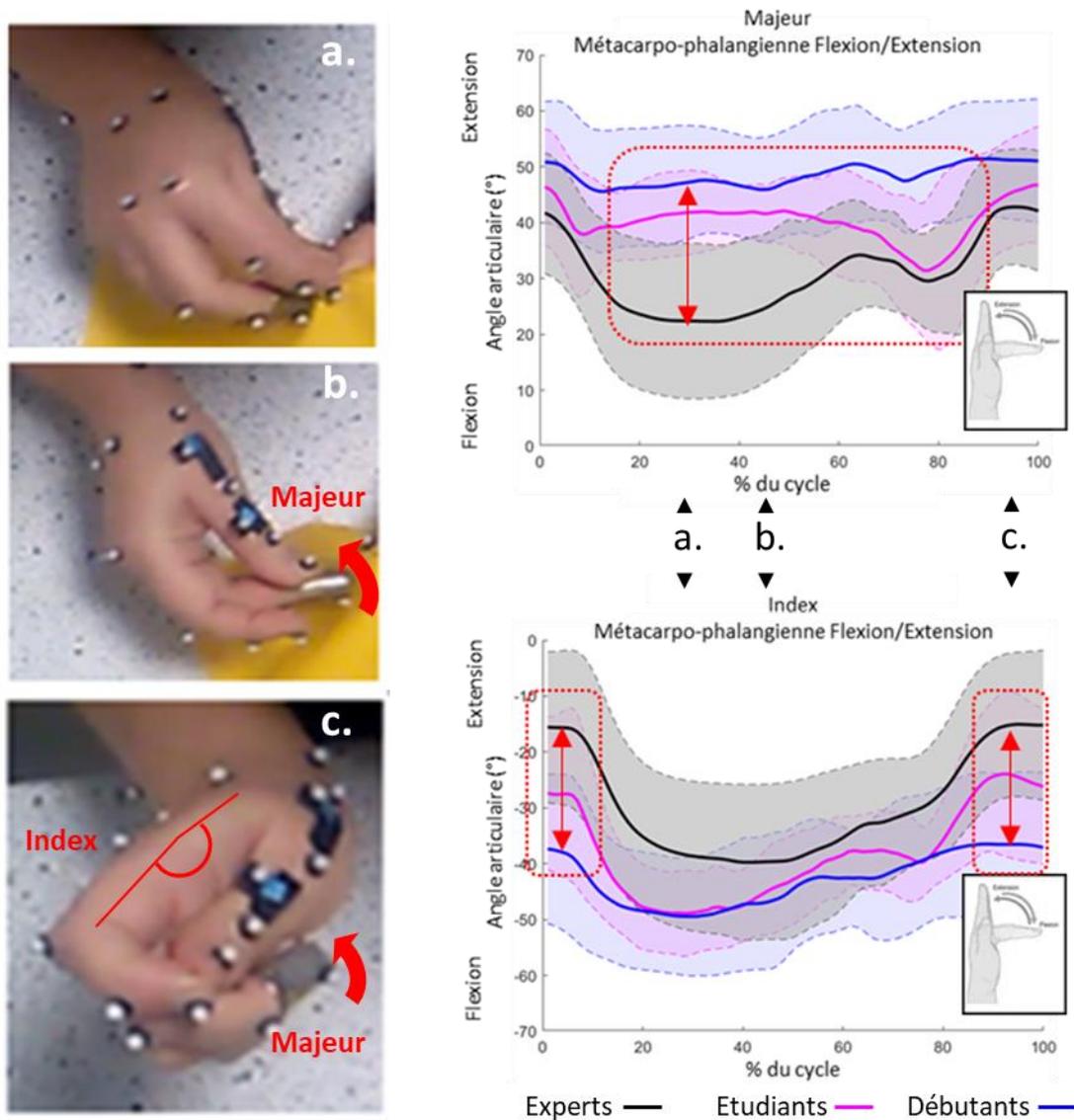
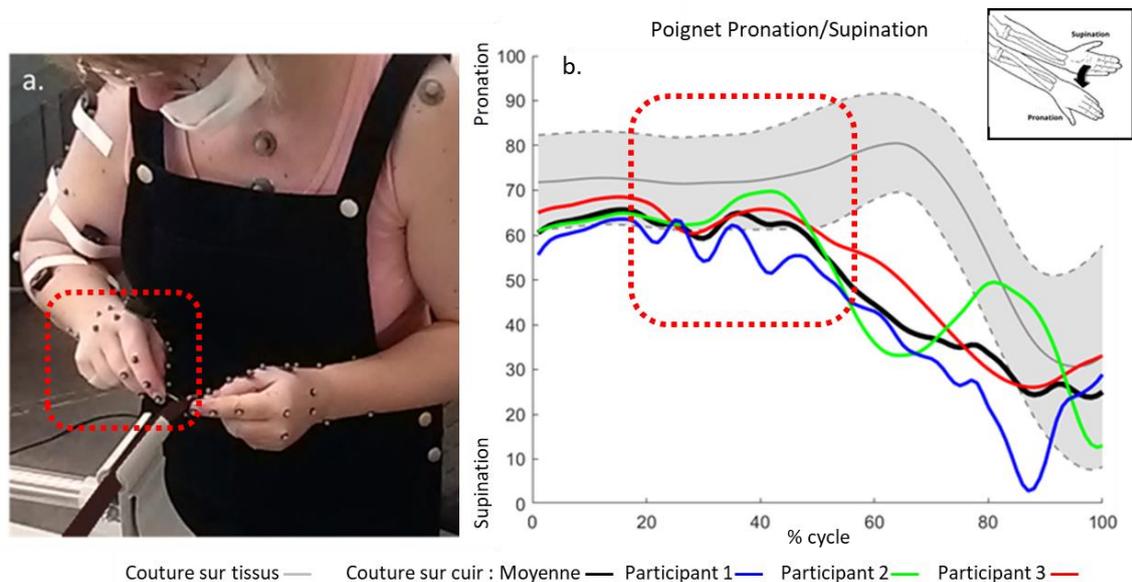


Figure 38 - Illustration et comparaison du geste des doigts entre des experts, des étudiants et des débutants lors du geste de couture. a. placement précis de l'aiguille, b. insertion de l'aiguille par une flexion du majeur et une supination de la main, c. tension du fil par une extension de l'index (MCP), une flexion du majeur et une extension et abduction du poignet.

Afin d'acquérir un geste efficace conduisant le débutant à maîtriser un geste d'expert, la difficulté de l'apprentissage doit être progressive pour que l'individu soit en capacité de traiter les nouvelles informations et de guider son geste. La répétition du geste ou d'exercices, en se concentrant sur des aspects de plus en plus précis (« ressentir avoir le bras proche du corps », « pousser l'aiguille à l'aide de la pointe du majeur associée à une rotation du poignet... »), permettra d'automatiser progressivement certaines parties du geste, pour ensuite pouvoir se concentrer sur d'autres parties plus complexes.

Lorsque la rigidité de la matière à coudre devient plus importante, les forces nécessaires pour tenir et insérer l'aiguille à travers la matière augmentent et le geste doit être adapté pour rester efficace et éviter des contraintes articulaires trop importantes. En effet, même si un mauvais geste n'induit pas de douleur immédiate, sa répétition fréquente durant les journées de travail favorisent les fatigues musculo-articulaires précoces pouvant induire des TMS. Par exemple, la résistance du cuir lors de l'insertion de l'aiguille oblige les doigts à tenir fermement l'aiguille (Figure 39 a.), tandis que les autres articulations du membre supérieur poussent l'aiguille à travers la matière. Il semble important de favoriser la pronation/supination de la main pour faire glisser l'aiguille et alléger les contraintes au niveau de l'épaule, comme on le voit par les ondulations des courbes représentant les pronation/supination successives de la main sur la Figure 39 b. Garder les bras proches du corps et les articulations dans des positions non-extrêmes (abduction et flexion de l'épaule  $< 60^\circ$ , flexion du coude  $< 120^\circ$ , flexion/extension du poignet  $< 20/30^\circ$ , adduction/abduction du poignet  $< 10/10^\circ$ ) permet d'éviter toute sollicitation articulaire trop importante à cette instant ou les contraintes sont élevées (Figure 39 a.).



*Figure 39 - Illustration de la préhension de l'aiguille et représentation de l'importance de la pronation/supination de la main (poignet) dans le geste de couture sur cuir par rapport à la couture sur tissus. Les ondulations de la courbe représentant la pronation/supination de la main montre son importance pour l'insertion de l'aiguille.*

Lors de la couture sur cuir le fil doit être tendu fermement, les doigts doivent donc tenir fermement l'aiguille et le fil par un mode de préhension mobilisant toute la main (Figure 40 a.), tandis que l'ensemble des articulations du bras agissent pour tendre le fil. Face à la nécessité d'exercer beaucoup de force, il est recommandé d'être positionné proche de l'objet et de maintenir les articulations dans des positions non-extrêmes (cf. ci-dessus), comme on le voit pour le poignet (Figure 40 a.), afin d'agir principalement avec une extension du coude et de l'épaule mobilisant des muscles puissants (Figure 40 b.).

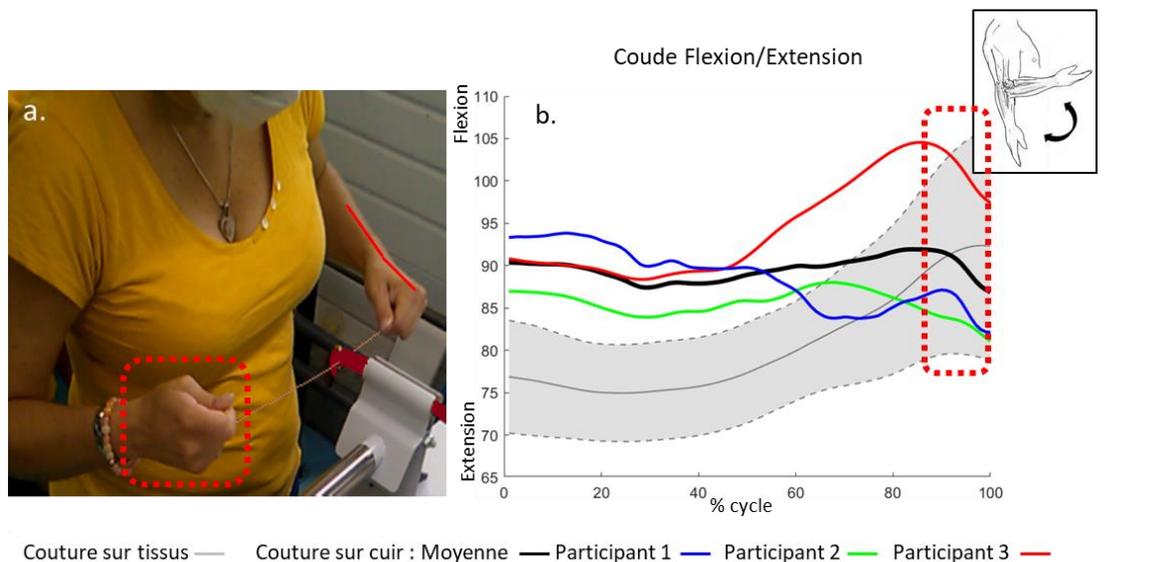


Figure 40 - Illustration de la préhension de l'aiguille et du fil et représentation de l'importance de l'extension du coude pour tendre le fil dans le geste de couture sur cuir. La main tient fermement l'aiguille et le fil en « power-grip », le poignet est maintenu droit et le coude participe à tendre le fil par son extension.

Le caractère hautement répétitif du geste est une des causes principales du risque de TMS, surtout quand l'exécution de forces élevées sont nécessaires pour réaliser la tâche. En effet, la répétition fréquente d'un geste induisant des sollicitations musculo-articulaires légèrement trop importantes peut mener à des TMS. Il est donc recommandé de :

- Acquérir un geste optimisé évitant tout mouvement inutile.
- Conserver une position confortable.
- Varier les tâches, pour solliciter d'autres muscles/articulations.
- Observer des temps de repos conséquent.
- Améliorer ses capacités physiques, par des exercices de renforcement (activités physiques, yoga...), des étirements.

### III.2.2 Propositions d'adaptations ergonomiques et protocoles d'évaluation

Nos travaux ont permis d'observer que le muscle FDI (premier interosseux dorsal), participant à la flexion de l'index et du pouce, c'est-à-dire à rapprocher ces deux doigts pour tenir l'aiguille,

est très sollicité durant le geste de couture sur cuir (Figure 41 a.). En se basant sur les résultats de précédents travaux, il apparaît que les forces exercées sur l'aiguille, et potentiellement la force produite par le FDI, pourraient être diminuées si la surface de l'aiguille était plus adhésive (Westling et Johansson 1984), ou si l'écartement entre le pouce et l'index lors de la prise de l'aiguille était plus important (écartement optimale 5,5 cm ; Vigouroux et al. 2011). Une adaptation du caractère adhésif de la surface de l'aiguille et/ou l'ajout de « prothèse de doigts » (Figure 41 b.) augmentant l'épaisseur des doigts permettrait de diminuer les forces exercées et potentiellement l'effort de l'ensemble des muscles de la main et du poignet. Ces adaptations permettraient de diminuer le risque de TMS mais il faudrait s'assurer qu'elles n'induisent pas une diminution de la précision du geste (Finneran et O'Sullivan 2013).

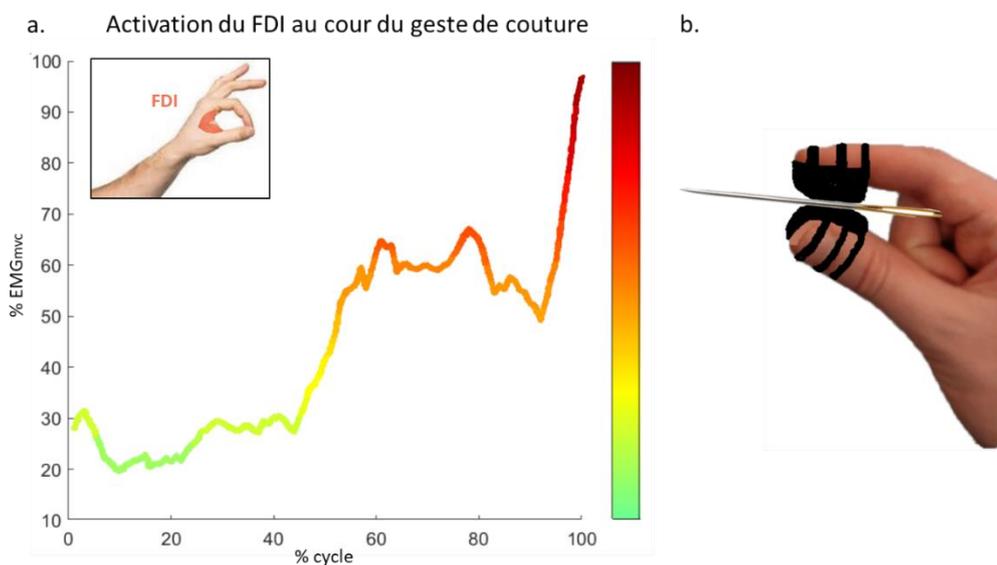


Figure 41 - Activation du FDI durant le geste de couture sur cuir (a.) et proposition d'une « prothèse de doigts » permettant de diminuer les forces exercées par les muscles de la main pour tenir l'aiguille (b.).

Nos travaux ont également permis d'enregistrer la cinématique du geste de couture et ont identifié certains facteurs de performance constitutifs d'un geste expert type. En plus de l'évaluation habituelle de la qualité du travail réalisé, les données de cinématique pourraient servir à évaluer le niveau d'expertise des couturières, mais aussi à identifier des axes d'amélioration du geste afin d'être plus efficace et de prévenir l'apparition de TMS. Sous réserve de détenir un système d'analyse cinématique permettant de calculer les angles articulaires durant le geste, les entreprises pourraient comparer le geste d'apprenties couturières

à celui d'experts types. Nous avons identifié plusieurs mouvements essentiels pour le geste expert de couture présentés dans la Figure 42 (cf. 2.3.1. Etude 1). Les « corridors » représentant les angles articulaires optimaux durant le geste de couture feraient office de cible pour l'apprentie couturière dont le geste est analysé. En comparant les angles articulaires calculés à partir de l'analyse de son geste, aux « corridors » présentés figure 42, l'apprentie obtiendrait un feedback direct et pourrait corriger progressivement son geste.

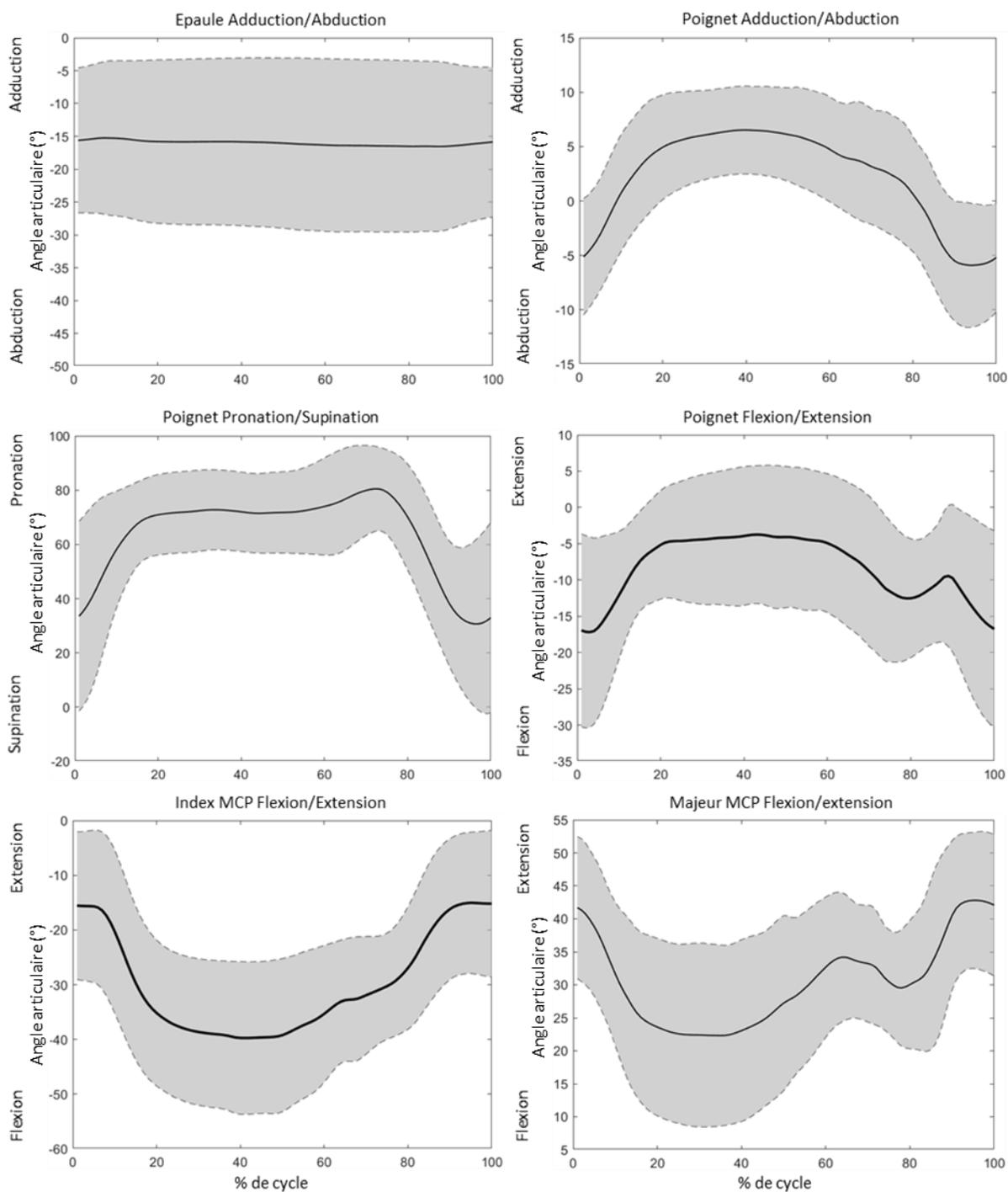


Figure 42 - "Corridors" représentant les mouvements essentiels pour le geste expert de couture. Le trait plein représente le mouvement expert moyen, les traits pointillés représentent les écarts-types. Le mouvement expert moyen peut être utilisé comme cible lors de l'apprentissage du geste de couture. MCP : articulation métacarpo-phalangienne.

### **III.3 Limites et propositions d'expérimentations complémentaires**

Au-delà des limites en lien avec les méthodes utilisées (2.2 Techniques de mesure & 2.3 Etudes), une des principales limites de cette thèse est le manque de précision ou de consistance dans la détermination de l'expertise parmi nos trois études. Pour les études 1 et 2, l'expertise est définie en se basant seulement sur les années d'expérience des participants, malgré que la qualité du travail réalisé fût supérieure pour les experts (alignement, régularité des points de couture), ce critère était seulement observé de manière subjective. De plus, le nombre d'années d'expérience des participants constituant le groupe « expert » était différent d'une étude à l'autre, nous comparons le geste d'un groupe d'experts ayant  $14 \pm 10$  ans d'expérience (étude 1) à d'autres ayant seulement  $1,2 \pm 0,2$  ans d'expérience (étude 2). Cette différence, laisserait à penser que le niveau d'expertise n'est pas le même entre les groupes. Toutefois, l'ensemble des couturières pratiquent quotidiennement le geste de couture, leurs compétences en lien avec leur expérience de pratique sont donc développées, ce qui limiterait les différences de niveau (Amunts et al. 1997). Cet effet d'atténuation pourrait s'observer pour l'étude 1 où le geste du groupe expert comporte peu de différences par rapport à celui des intermédiaires, tandis que les différences avec le groupe de novices sont beaucoup plus marquées. Lors de l'étude 3, nous évaluons précisément les capacités motrices de la main, cependant pour observer les adaptations du contrôle moteur en lien avec l'expertise et la dextérité, nous avons été contraints de comparer le niveau de commande commune intermusculaire associé à la main dominante (main experte) et non-dominante (main non-experte), plutôt qu'entre experts et débutants comme il était initialement prévu. En effet, en raison de l'épidémie de covid-19 et des difficultés rencontrées pour collaborer avec les entreprises, nous avons échoué à recruter un nombre suffisant de couturière expertes. De plus, nous nous serions également confrontés à la difficulté d'obtenir des signaux corrects sur cette population, ce qui aurait probablement conduit à une longue collecte de données avec une partie inexploitable. En effet, la technique d'analyse de l'HD-EMG est sensible à l'épaisseur de la couche des tissus adipeux sous-cutanés qui atténue l'amplitude du signal (Farina et al. 2004) et limite le nombre d'unités motrices identifiées par l'algorithme de décomposition. Dans notre cas, la population de couturière était composée de femmes âgées de  $42.5 \pm 14.2$  ans, dont l'épaisseur des tissus adipeux sous-cutanés sur l'avant-bras pouvait être préjudiciable pour nos mesures. Toutefois, malgré que les femmes aient en moyenne des muscles plus fins et une proportion de masse grasse plus importante que les hommes, nous avons obtenues de bons résultats pour trois participantes lors de l'étude 3. Ces éléments de contexte expliquent les raisons qui nous ont amené à comparer la main dominante

à la main non-dominante des participants jeunes et sportifs. Dans la perspective de futurs travaux complémentaires, visant à observer si les résultats obtenus entre la main dominante et non-dominante, seraient retrouvés entre un groupe d'experts en couture et un groupe de débutants, il sera essentiel que le recrutement des participants soit basé sur une population plus large, privilégiant les individus ayant peu de tissus adipeux sur l'avant-bras et la main.

D'autre part, un des objectifs de nos travaux était de contribuer à une meilleure compréhension de la survenue des TMS, cependant, nos analyses ne quantifient pas précisément les contraintes articulaires, elles se basent essentiellement sur les mesures EMG et sur la cinématique du geste. Dans un premier temps, il serait pertinent d'effectuer une étude prospective afin de déterminer les facteurs de risque des TMS pour le geste de couture. Dans un second temps, la quantification de la force produite, en lien avec l'analyse cinématique permettrait d'estimer précisément les contraintes articulaires durant le geste de la main (Goislard de Monsabert et al. 2012). De plus, l'utilisation de modèles requérant l'association des mesures d'angles articulaires, de la force produite et d'activations musculaires, permettrait de quantifier les tensions tendineuses (Vigouroux et al. 2007). Ainsi, dans la perspective de futurs travaux, il serait pertinent de combiner ces mesures et d'adapter les modèles existants à notre contexte pour quantifier les contraintes articulaires, notamment pour décrire celles intervenant durant le geste de couture sur cuir, dans un but d'adapter le mouvement selon un compromis entre l'efficacité et la préservation de l'intégrité physique.

## Conclusion

---

Conformément à nos objectifs, ce travail de thèse nous a permis d'identifier certains déterminants de la performance du geste expert de couture et d'appréhender certains facteurs de risque de TMS inhérent à la réalisation du geste. La poursuite de nos objectifs nous a également permis d'observer l'adaptation du geste et des capacités motrices selon les contraintes de la tâche et l'expérience de pratique. Ces derniers résultats mettent avant l'importance de la pratique du geste pour son apprentissage et son optimisation. De manière concrète, nos résultats font l'objet de préconisations à destination des entreprises du textile. Elles ont pour but de participer à l'amélioration de la formation des couturières, mais aussi à la prévention de TMS. Malgré certaines limitations, l'utilisation de nos méthodes de mesure et d'analyses adaptées à la main et à l'ensemble du membre supérieur peuvent contribuer à réaliser de futurs travaux ayant pour but d'analyser la commande nerveuse ou la cinématique du geste de nos mains.

Dans la continuité de nos travaux, montrant une optimisation du geste en lien avec l'expertise, il serait intéressant de voir si cette optimisation est directement corrélée à des adaptations au niveau du contrôle moteur. Comme nous l'avons fait entre la main dominante et non-dominante lors de l'étude 3, après avoir évalué la dextérité, nous pourrions comparer le niveau de commande commune intermusculaire pour des muscles de la main entre des experts en couture et des débutants. L'obtention de résultats démontrant une meilleure dextérité et un niveau de commande commune intermusculaire plus faible pour les experts indiquerait une adaptation du contrôle moteur en lien avec leur pratique et expliquerait la meilleure dextérité dont ils font preuve.

## Bibliographie

---

- Abbas, M.F., Faris, R.H., Harber, P.I., Mishirky, A.M., El-Shahaly, H.A., Waheeb, Y.H., et Kraus, J.F. 2001. « Worksite and personal factors associated with carpal tunnel syndrome in an Egyptian electronics assembly factory ». *International journal of occupational and environmental health* 7 (1): 31-36.
- Ajiboye, A., et Weir, R.F. 2009. « Muscle synergies as a predictive framework for the EMG patterns of new hand postures ». *Journal of neural engineering* 6 (3): 036004.
- Amarantini, D., et Bru, B. 2015. « Training-related changes in the EMG–moment relationship during isometric contractions: Further evidence of improved control of muscle activation in strength-trained men? » *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25 (4): 697-702.
- Amunts, K., Schlaug, G., Jancke, L., Steinmetz, H., Schleicher, A., et Zilles, K. 1997. « Hand skills covary with the size of motor cortex: a macrostructural adaptation ». *Hum Brain Mapp* 5: 206-15.
- An, K.N., Ueba, Y., Chao, E.Y., Cooney, W.P., et Linscheid, R.L. 1983. « Tendon excursion and moment arm of index finger muscles ». *Journal of biomechanics* 16 (6): 419-25.
- Andersen, K.W., et Siebner, H.R. 2018. « Mapping dexterity and handedness: recent insights and future challenges ». *Current opinion in behavioral sciences* 20: 123-29.
- d'Avella, A., et Bizzi, E. 2005. « Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors ». *Proceedings of the national academy of sciences* 102 (8): 3076-81.
- d'Avella, A., et Lacquaniti, F. 2013. « Control of reaching movements by muscle synergy combinations ». *Frontiers in computational neuroscience* 7: 42.
- Avrillon, S., Del Vecchio, A., Farina, D., Pons, J., Vogel, C., Umehara, J., et Hug, F. 2021. « Individual differences in the neural strategies to control the lateral and medial head of the quadriceps during a mechanically constrained task ». *Journal of Applied Physiology* 130 (1): 269-81.
- Aymard, C., Baret, M., Katz, R., Lafitte, C., Penicaud, A., et Raoul, S. 2001. « Modulation of presynaptic inhibition of Ia afferents during voluntary wrist flexion and extension in man ». *Experimental brain research* 137 (1): 127-31.
- Azari, D., Miller, B., Le, B., Greenberg, C., et Radwin, R. 2020. « Quantifying surgeon maneuvers across experience levels through marker-less hand motion kinematics of simulated surgical tasks ». *Applied Ergonomics* 87: 103136.
- Baker, S., Pinches, E., et Lemon, R. 2003. « Synchronization in monkey motor cortex during a precision grip task. II. Effect of oscillatory activity on corticospinal output ». *Journal of neurophysiology* 89 (4): 1941-53.
- Baldwin, M., Cooke, D., Goldring, A., et Krubitzer, L. 2018. « Representations of fine digit movements in posterior and anterior parietal cortex revealed using long-train intracortical microstimulation in macaque monkeys ». *Cerebral Cortex* 28 (12): 4244-63.
- Begon, M., et Lacouture, P. 2005. « Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif.-Partie 2: estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette ». *Science & Motricité* 2: 35-60.

- Bernstein, N. 1966. « The co-ordination and regulation of movements ». *The co-ordination and regulation of movements*.
- Biewener, A., et Patek, S. 2018. *Animal locomotion*. Oxford University Press.
- Biryukova, E.V., Roby-Brami, A., Frolov, A.A., et Mokhtari, M. 2000. « Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings ». *Journal of biomechanics* 33 (8): 985-95.
- Bizzi, E., et Cheung, V.C.K. 2013. « The neural origin of muscle synergies ». *Frontiers in computational neuroscience* 7: 51.
- Bremner, F.D., Baker, J.R., et Stephens, J.A. 1991. « Variation in the degree of synchronization exhibited by motor units lying in different finger muscles in man. » *The Journal of physiology* 432 (1): 381-99.
- Breslin, D. 1996. « Motor-learning theory and the neurodevelopmental treatment approach: A comparative analysis ». *Occupational Therapy in Health Care* 10 (1): 25-40.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., et Chiari, L. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background ». *Gait & posture* 21 (2): 186-96.
- Carment, L., Abdellatif, A., Lafuente-Lafuente, C., Pariel, S., Maier, M.A., Belmin, J., et Lindberg, P.G. 2018. « Manual dexterity and aging: a pilot study disentangling sensorimotor from cognitive decline ». *Frontiers in neurology* 9: 910.
- Cereatti, A., Camomilla, V., et Cappozzo, A. 2004. « Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution ». *Journal of biomechanics* 37 (3): 413-16.
- Cerveri, P., Lopomo, N., Pedotti, A., et Ferrigno, G. 2005. « Derivation of centers and axes of rotation for wrist and fingers in a hand kinematic model: methods and reliability results ». *Annals of Biomedical Engineering* 33 (3): 402-12.
- Chanin, N. 2018. *The Geometry of Hand-sewing: A Romance in Stitches and Embroidery from Alabama Chanin and the School of Making*. Abrams.
- Chao, E.Y. 1989. *Biomechanics of the hand: a basic research study*. World Scientific.
- Chao, E.Y., Opgrande, J.D., et Axmear, F.E. 1976. « Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions ». *Journal of biomechanics* 9 (6): 387-IN2.
- Cheung, V., Cheung, B., Zhang, J., Chan, Z., Ha, S., Chen, C.Y., et Cheung, R. 2020. « Plasticity of muscle synergies through fractionation and merging during development and training of human runners ». *Nature communications* 11 (1): 1-15.
- Cheze, L., Dumas, R., Comtet, J.J., Rumelhart, C., et Fayet, M. 2009. « A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics ». *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 12 (3): 277-82.
- Cook, T., Rosecrance, J., Zimmermann, C., Gerleman, D., et Ludewig, P. 1998. « Electromyographic analysis of a repetitive hand gripping task ». *International journal of occupational safety and ergonomics* 4 (2): 185-200.
- Cooney, W.P., Lucca, M.J., Chao, E.Y., et Linscheid, R.L. 1981. « The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint ». *Journal of bone and joint surgery* 63 (9): 1371-81.

- Costa, R., Cohen, D., et Nicoletis, M. 2004. « Differential corticostriatal plasticity during fast and slow motor skill learning in mice ». *Current Biology* 14 (13): 1124-34.
- Cutkosky, M.R. 1989. « On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. » *IEEE Transactions on robotics and automation* 5 (3): 269-79.
- Danion, F., Latash, M.L., Li, Z.M., et Zatsiorsky, V.M. 2000. « The effect of fatigue on multifinger co-ordination in force production tasks in humans ». *The Journal of physiology* 523 (Pt 2): 523.
- Danna-Dos Santos, A., Poston, B., Jesunathadas, M., Bobich, L.R., Hamm, T.M., et Santello, M. 2010. « Influence of fatigue on hand muscle coordination and EMG-EMG coherence during three-digit grasping ». *Journal of neurophysiology* 104 (6): 3576-87.
- Datta, A.K., et Stephens, J.A. 1990. « Synchronization of motor unit activity during voluntary contraction in man. » *The Journal of physiology* 422 (1): 397-419.
- de la Rocha, J., Doiron, B., Shea-Brown, E., Josić, K. & Reyes, A. 2007. « Correlation between neural spike trains increases with firing rate ». *Nature* 16, 802-806
- De Laveaga, A., Wadman, M.C., Wirth, L., et Hallbeck, M.S. 2012. « Ergonomics of novices and experts during simulated endotracheal intubation ». *Work* 41 (Supplement 1): 4692-98.
- De Leva, P. 1996. « Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters ». *Journal of biomechanics* 29 (9): 1223-30.
- De Luca, C.J. 1979. « Physiology and mathematics of myoelectric signals ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, n° 6: 313-25.
- De Luca, C.J., et Erim, Z. 2002. « Common drive in motor units of a synergistic muscle pair ». *Journal of neurophysiology* 87 (4): 2200-2204.
- De Luca, C.J., et Erim, Z. 1994. « Common drive of motor units in regulation of muscle force ». *Trends in neurosciences* 17 (7): 299-305.
- De Luca, C.J., LeFever, R.S., McCue, M.P., et Xenakis, A.P. 1982. « Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions ». *The Journal of physiology* 329 (1): 129-42.
- Del Vecchio, A., Germer, C.M., Elias, L.A., Fu, Q., Fine, J., Santello, M., et Farina, D. 2019. « The human central nervous system transmits common synaptic inputs to distinct motor neuron pools during non-synergistic digit actions ». *The Journal of physiology* 597 (24): 5935-48.
- Del Vecchio, A., Holobar, A., Falla, D., Felici, F., Enoka, R., et Farina, D. 2020. « Tutorial: analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals ». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 53: 102426.
- Deluzio, K.J., et Astephen, J.L. 2007. « Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis ». *Gait & posture* 25 (1): 86-93.
- Desmedt, J., et Godaux, E. 1981. « Spinal motoneuron recruitment in man: Rank deordering with direction but not with speed of voluntary movement ». *Science* 214 (4523): 933-36.
- Dianat, I. 2016. « Musculoskeletal symptoms among handicraft workers engaged in hand sewing tasks ». *Journal of occupational health*, 15-0196.

- Diedrichsen, J., et Kornysheva, K. 2015. « Motor skill learning between selection and execution ». *Trends in cognitive sciences* 19 (4): 227-33.
- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., et Rau, G. 2009. « Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications ». *Clinical biomechanics* 24 (3): 225-35.
- Domalain, M. 2010. « Modélisation biomécanique de la main pour l'estimation des contraintes du système musculo-squelettique lors de la préhension pouce-index ». PhD Thesis, Aix-Marseille 2.
- Dominici, N., Ivanenko, Y., Cappellini, G., d'Avella, A., Mondì, V., Cicchese, M., Fabiano, A., Silei, T., Di Paolo, A., et Giannini, C. 2011. « Locomotor primitives in newborn babies and their development ». *Science* 334 (6058): 997-99.
- van Duinen, H., et Gandevia, S. 2011. « Constraints for control of the human hand ». *The Journal of physiology* 589 (23): 5583-93.
- Ehrsson, H., Geyer, S., et Naito, E. 2003. « Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations ». *Journal of neurophysiology*.
- Elbert, T., Pantev, C., Wienbruch, C., Rockstroh, B., et Taub, E. 1995. « Increased cortical representation of the fingers of the left hand in string players ». *Science* 270 (5234): 305-7.
- Enoka, R. 2008. *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics.
- Enoka, R., et Duchateau, J. 2015. « Inappropriate interpretation of surface EMG signals and muscle fiber characteristics impedes understanding of the control of neuromuscular function ». *Journal of Applied Physiology* 119 (12): 1516-18.
- Farina, D., Merletti, R., et Enoka, R.M. 2004. « The extraction of neural strategies from the surface EMG ». *Journal of applied physiology* 96 (4): 1486-95.
- Farina, D., Merletti, R., et Enoka, R.M. 2014. « The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update ». *Journal of Applied Physiology* 117 (11): 1215-30.
- Farina, D., et Negro, F. 2012. « Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies ». *IEEE Reviews in biomedical engineering* 5: 3-14.
- Farina, D., et Negro, F. 2015. « Common synaptic input to motor neurons, motor unit synchronization, and force control ». *Exercise and sport sciences reviews* 43 (1): 23-33.
- Farina, D., Negro, F., Muceli, S., et Enoka, R.M. 2016. « Principles of motor unit physiology evolve with advances in technology ». *Physiology* 31 (2): 83-94.
- Farina, D., Rehbaum, H., Holobar, A., Vujaklija, I., Jiang, N., Hofer, C., Salminger, S., van Vliet, H.W., et Aszmann, O. 2014. « Noninvasive, accurate assessment of the behavior of representative populations of motor units in targeted reinnervated muscles ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 22 (4): 810-19.
- Farina, D., et Negro, F. 2015. « Common Synaptic Input to Motor Neurons, Motor Unit Synchronization, and Force Control ». *Exercise and Sport Sciences Reviews* 43 (1): 23-33. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000032>.

- Fernandes, L.F.R.M., et Barros, R.M.L. 2012. « Grip pattern and finger coordination differences between pianists and non-pianists ». *Journal of electromyography and kinesiology* 22 (3): 412-18.
- Ferrari, A., Cutti, A.G., et Cappello, A. 2010. « A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols ». *Gait & posture* 31 (4): 540-42.
- Finneran, A., et O’Sullivan, L. 2013. « Effects of grip type and wrist posture on forearm EMG activity, endurance time and movement accuracy ». *International Journal of Industrial Ergonomics* 43 (1): 91-99.
- Fish, J., et Soechting, J.F. 1992. « Synergistic finger movements in a skilled motor task ». *Experimental Brain Research* 91 (2): 327-34.
- Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P., et Colloud, F. 2014. « Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints ». *Multibody System Dynamics* 31 (4): 433-49.
- Fohanno, V., Lacouture, P., et Colloud, F. 2013. « Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain ». *Journal of biomechanics* 46 (6): 1053-59.
- Forsberg, H., Eliasson, A.C., Kinoshita, H., Johansson, R.S., et Westling, G. 1991. « Development of human precision grip I: basic coordination of force ». *Experimental brain research* 85 (2): 451-57.
- de Freitas, P., Freitas, S., Lewis, M., Huang, X., et Latash, M. 2019. « Individual preferences in motor coordination seen across the two hands: Relations to movement stability and optimality ». *Experimental brain research* 237 (1): 1-13.
- Fuglevand, A.J. 2011. « Mechanical properties and neural control of human hand motor units ». *The Journal of physiology* 589 (23): 5595-5602.
- Gentner, R., et Classen, J. 2006. « Modular organization of finger movements by the human central nervous system ». *Neuron* 52 (4): 731-42.
- Germer, C., Farina, D., Elias, L., Nuccio, S., Hug, F., et Del Vecchio, A. 2021. « Surface EMG cross talk quantified at the motor unit population level for muscles of the hand, thigh, and calf ». *Journal of Applied Physiology* 131 (2): 808-20.
- Gibbs, J., Harrison, L.M. & Stephens, J.A. 1995. « Organization of inputs to motoneurone pools in man ». *J Physiol* 485 ( Pt 1), 245-256.
- Goislard de Monsabert, B. 2014. « Individualisation des paramètres musculaires pour la modélisation musculo-squelettique de la main: application à la compréhension de l’arthrose ». PhD Thesis, Aix-Marseille Université.
- Goislard de Monsabert, B., Rossi, J., Berton, E., et Vigouroux, L. 2012. « Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. » *Medicine and science in sports and exercise* 44 (10): 1906-16.
- Gray, H. 1878. *Anatomy of the human body*. Vol. 8. Lea & Febiger.
- Gribble, P., Mullin, L., Cothros, N., et Mattar, A. 2003. « Role of cocontraction in arm movement accuracy ». *Journal of neurophysiology* 89 (5): 2396-2405.

- Grobler, S.H., Ferreira, N., Lumley, M., Moore, R., et Mostert-Wentzel, K. 2010. « Effect of a work-based physiotherapy and ergonomics programme on work-related upper-extremity musculo skeletal disorders in car-seat seamstresses ».
- Guiard, Y. 1987. « Asymmetric division of labor in human skilled bimanual action: The kinematic chain as a model ». *Journal of motor behavior* 19 (4): 486-517.
- ter Haar Romeny, B.M., van der Gon, J.J., et Gielen, C.C.A.M. 1984. « Relation between location of a motor unit in the human biceps brachii and its critical firing levels for different tasks ». *Experimental neurology* 85 (3): 631-50.
- Häger-Ross, C., et Schieber, M.H. 2000. « Quantifying the independence of human finger movements: comparisons of digits, hands, and movement frequencies ». *Journal of Neuroscience* 20 (22): 8542-50.
- Henneman, E. 1957. « Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge ». *Science* 126 (3287): 1345-47.
- Hervé, P.Y., Mazoyer, B., Crivello, F., Perchey, G., et Tzourio-Mazoyer, N. 2005. « Finger tapping, handedness and grey matter amount in the Rolando's genu area ». *Neuroimage* 25 (4): 1133-45.
- Hockensmith, G., Lowell, S., et Fuglevand, A. 2005. « Common input across motor nuclei mediating precision grip in humans ». *Journal of Neuroscience* 25 (18): 4560-64.
- Hofstad, E.F., Vapenstad, C., Chmarra, M.K., Lango, T., Kuhry, E., et Marvik, R. 2013. « A study of psychomotor skills in minimally invasive surgery: what differentiates expert and nonexpert performance ». *Surgical endoscopy* 27 (3): 854-63.
- Holdefer, R.N., et Miller, L.E. 2002. « Primary motor cortical neurons encode functional muscle synergies ». *Experimental Brain Research* 146 (2): 233-43.
- Hug, F., Avrillon, S., Del Vecchio, A., Casolo, A., Ibanez, J., Nuccio, S., Rossato, J., Holobar, A. & Farina, D. 2021a. « Analysis of motor unit spike trains estimated from high-density surface electromyography is highly reliable across operators ». *J Electromyogr Kinesiol* 58, 102548.
- Hug, F., Avrillon, S., Sarcher, A., Del Vecchio, A., et Farina, D. 2021. « Networks of common inputs to motor neurons of the lower limb reveal neural synergies that only partly overlap with muscle innervation ». *bioRxiv*.
- Hug, F., Del Vecchio, A., Avrillon, S., Farina, D., et Tucker, K. 2021. « Muscles from the same muscle group do not necessarily share common drive: evidence from the human triceps surae ». *Journal of Applied Physiology* 130 (2): 342-54.
- Jackson, J.E. 2005. *A user's guide to principal components*. Vol. 587. John Wiley & Sons.
- Jäncke, L., Shah, N.J., et Peters, M. 2000. « Cortical activations in primary and secondary motor areas for complex bimanual movements in professional pianists ». *Cognitive Brain Research* 10 (1-2): 177-83.
- Johansson, R.S., et Vallbo, A.B. 1979. « Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. » *The Journal of physiology* 286 (1): 283-300.
- Kamen, G., Greenstein, S.S., et De Luca, C.J. 1992. « Lateral dominance and motor unit firing behavior ». *Brain research* 576 (1): 165-67.

- Kami, A., Meyer, G., Jezzard, P., Adams, M., Turner, R., et Ungerleider, L. 1995. « Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning ». *Nature* 377 (6545): 155-58.
- Keen, D., et Fuglevand, A. 2004. « Common input to motor neurons innervating the same and different compartments of the human extensor digitorum muscle ». *Journal of Neurophysiology* 91 (1): 57-62.
- Keenan, K., Farina, D., Maluf, K., Merletti, R., et Enoka, R. 2005. « Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram ». *Journal of Applied Physiology* 98 (1): 120-31.
- Kilbreath, S.L., et Gandevia, S.C. 1994. « Limited independent flexion of the thumb and fingers in human subjects. » *The Journal of Physiology* 479 (3): 487-97.
- Kilbreath, S.L., Gorman, R.B., Raymond, J., et Gandevia, S.C. 2002. « Distribution of the forces produced by motor unit activity in the human flexor digitorum profundus ». *The Journal of physiology* 543 (1): 289-96.
- Kornysheva, K., Sierk, A., et Diedrichsen, J. 2013. « Interaction of temporal and ordinal representations in movement sequences ». *Journal of Neurophysiology* 109 (5): 1416-24.
- Krings, T., Töpper, R., Foltys, H., Erberich, S., Sparing, R., Willmes, K., et Thron, A. 2000. « Cortical activation patterns during complex motor tasks in piano players and control subjects. A functional magnetic resonance imaging study ». *Neuroscience letters* 278 (3): 189-93.
- Kutch, J.J., et Valero-Cuevas, F.J. 2012. « Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin ». *PLoS computational biology* 8 (5): e1002434.
- Laine, C., Martinez-Valdes, E., Falla, D., Mayer, F., et Farina, D. 2015. « Motor neuron pools of synergistic thigh muscles share most of their synaptic input ». *Journal of Neuroscience* 35 (35): 12207-16.
- Laine, C.M., et Valero-Cuevas, F.J. 2017. « Intermuscular coherence reflects functional coordination ». *Journal of neurophysiology* 118 (3): 1775-83.
- Laine, C.M., Yavuz, S.U., et Farina, D. 2014. « Task-related changes in sensorimotor integration influence the common synaptic input to motor neurones ». *Acta Physiologica* 211 (1): 229-39.
- Laitenberger, M., Raison, M., Périé, D., et Begon, M. 2015. « Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model ». *Multibody system dynamics* 33 (4): 413-38.
- Lambert-Shirzad, N., et Van der Loos, H.F.M. 2017. « On identifying kinematic and muscle synergies: a comparison of matrix factorization methods using experimental data from the healthy population ». *Journal of neurophysiology* 117 (1): 290-302.
- Lang, C., et Schieber, M. 2004. « Human finger independence: limitations due to passive mechanical coupling versus active neuromuscular control ». *Journal of neurophysiology* 92 (5): 2802-10.
- Lawrence, J.H., et De Luca, C.J. 1983. « Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles ». *Journal of Applied Physiology* 54 (6): 1653-59.
- Lee, D., et Seung, H. 1999. « Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization ». *Nature* 401 (6755): 788-91.

- Lemon, R. 2008. « Descending pathways in motor control ». *Annu. Rev. Neurosci.* 31: 195-218.
- Lemon, R., Johansson, R.S., et Westling, G. 1995. « Corticospinal control during reach, grasp, and precision lift in man ». *Journal of Neuroscience* 15 (9): 6145-56.
- Li, K., Wei, N., Yue, S., Thewlis, D., Fraysse, F., Immink, M., et Eston, R. 2015. « Coordination of digit force variability during dominant and non-dominant sustained precision pinch ». *Experimental Brain Research* 233 (7): 2053-60.
- Li, Z.M., Latash, M.L., et Zatsiorsky, V.M. 1998. « Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem ». *Experimental brain research* 119 (3): 276-86.
- Lin, Z., Uemura, M., Zecca, M., Sessa, S., Ishii, H., Tomikawa, M., Hashizume, M., et Takanishi, A. 2012. « Objective skill evaluation for laparoscopic training based on motion analysis ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60 (4): 977-85.
- Long, I.I., Conrad, P.W., Hall, E.A., et Furler, S.L. 1970. « Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling: an electromyographic study ». *JBJS* 52 (5): 853-67.
- Madarshahian, S., et Latash, M. 2022. « Effects of hand muscle function and dominance on intra-muscle synergies ». *Human Movement Science* 82: 102936.
- Madarshahian, S., Letizi, J., et Latash, M. 2021. « Synergic control of a single muscle: The example of flexor digitorum superficialis ». *The Journal of Physiology* 599 (4): 1261-79.
- Maier, M., et Hepp-Reymond, M.C. 1995. « EMG activation patterns during force production in precision grip ». *Experimental Brain Research* 103 (1): 108-22.
- Maillet, J., Rossi, J., Hug, F., Proquez, J.J., et Nordez, A. 2022. « Influence of experience on kinematics of upper limbs during sewing gesture ». *Applied Ergonomics* 102: 103737.
- McIsaac, T., et Fuglevand, A. 2007. « Motor-unit synchrony within and across compartments of the human flexor digitorum superficialis ». *Journal of neurophysiology* 97 (1): 550-56.
- McNatt, S.S., et Smith, C.D. 2001. « A computer-based laparoscopic skills assessment device differentiates experienced from novice laparoscopic surgeons ». *Surgical Endoscopy* 15 (10): 1085-89.
- Megali, G., Sinigaglia, S., Tonet, O., Cavallo, F., et Dario P. 2006. « Understanding expertise in surgical gesture by means of Hidden Markov Models ». In *International conference on biomedical robotics and biomechatronics, 2006.*, 625-30. IEEE.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R., et Yemm, R. 1973. « Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions ». *The Journal of physiology* 230 (2): 371-90.
- Min, S.N., Kim, J.Y., et Parnianpour, M. 2012. « The effects of safety handrails and the heights of scaffolds on the subjective and objective evaluation of postural stability and cardiovascular stress in novice and expert construction workers ». *Applied ergonomics* 43 (3): 574-81.
- Napier, J. 1956. « The prehensile movements of the human hand ». *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 38 (4): 902-13.
- Nathan, W., Smith, M., et Deacon, P. 1990. « The corticospinal tracts in man: course and location of fibres at different segmental levels ». *Brain* 113 (2): 303-24.

- Negro, F. & Farina, D. 2012. « Factors influencing the estimates of correlation between motor unit activities in humans ». *PLoS One* 7, e44894.
- Negro, F., Holobar, A., et Farina, D. 2009. « Fluctuations in isometric muscle force can be described by one linear projection of low-frequency components of motor unit discharge rates ». *The Journal of physiology* 587 (24): 5925-38.
- Negro, F., Muceli, S., Castronovo, A.M., Holobar, A., et Farina, D. 2016. « Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation ». *Journal of neural engineering* 13 (2): 026027.
- Nelson, W. 1983. « Physical principles for economies of skilled movements ». *Biological cybernetics* 46 (2): 135-47.
- Newell, K.M., et Vaillancourt, D. 2001. « Dimensional change in motor learning ». *Human movement science* 20 (4-5): 695-715.
- Newell, K.M., et Van Emmerik, R.E.A. 1989. « The acquisition of coordination: Preliminary analysis of learning to write ». *Human Movement Science* 8 (1): 17-32.
- Nielsen, J. 2016. « Human spinal motor control ». *Annual review of neuroscience* 39: 81-101.
- Nordstrom, M.A., Fuglevand, A.J., et Enoka, R.M. 1992. « Estimating the strength of common input to human motoneurons from the cross-correlogram. » *The Journal of physiology* 453 (1): 547-74.
- Oldfield, R. 1971. « The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory ». *Neuropsychologia* 9 (1): 97-113.
- Overduin, S., d'Avella, A., Roh, J., Carmena, J., et Bizzi, E. 2015. « Representation of muscle synergies in the primate brain ». *Journal of Neuroscience* 35 (37): 12615-24.
- Palmer, K.T., Harris, E.C., et Coggon, D. 2007. « Carpal tunnel syndrome and its relation to occupation: a systematic literature review ». *Occupational Medicine* 57 (1): 57-66.
- Parlitz, D., Peschel, T., et Altenmüller, E. 1998. « Assessment of dynamic finger forces in pianists: effects of training and expertise ». *Journal of biomechanics* 31 (11): 1063-67.
- Pataky, T.C., Vanrenterghem, J., et Robinson, M.A. 2015. « Zero-vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis ». *Journal of biomechanics* 48 (7): 1277-85.
- Penfield, W., et Rasmussen, T. 1950. « The cerebral cortex of man; a clinical study of localization of function. »
- Plamondon, A., Delisle, A., Bellefeuille, S., Denis, D., Gagnon, D., Larivière, C., et IRSST MMH Research Group. 2014. « Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task ». *Applied ergonomics* 45 (3): 471-81.
- Punnett, L., Robins, J., Wegman, D., et Keyserling, W. 1985. « Soft tissue disorders in the upper limbs of female garment workers ». *Scandinavian journal of work, environment & health*, 417-25.
- Purdy, K., Lederman, S., et Klatzky, R. 1999. « Manipulation with no or partial vision. » *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 25 (3): 755.

- Ranney, D., Wells, R., et Moore, A. 1995. « Upper limb musculoskeletal disorders in highly repetitive industries: precise anatomical physical findings ». *Ergonomics* 38 (7): 1408-23.
- Reilly, K.T., et Hammond, G.R. 2004. « Human handedness: is there a difference in the independence of the digits on the preferred and non-preferred hands? » *Experimental Brain Research* 156 (2): 255-62.
- Reilly, K.T., et Hammond, G.R. 2006. « Intrinsic hand muscles and digit independence on the preferred and non-preferred hands of humans ». *Experimental brain research* 173 (4): 564-71.
- Rossato, J., Tucker, K., Avrillon, S., Lacourpaille, L., Holobar, A., et Hug, F. 2022. « Less common synaptic input between muscles from the same group allows for more flexible coordination strategies during a fatiguing task ». *Journal of neurophysiology* 127 (2): 421-33.
- Rossi, J., Goislard de Monsabert, B., Berton, E., et Vigouroux, L. 2015. « Handle shape affects the grip force distribution and the muscle loadings during power grip tasks ». *Journal of applied biomechanics* 31 (6): 430-38.
- Ryu, J.H., Miyata, N., Kouchi, M., Mochimaru, M., et Lee, K.H. 2006. « Analysis of skin movement with respect to flexional bone motion using MR images of a hand ». *Journal of biomechanics* 39 (5): 844-52.
- Sainburg, R.L. 2002. « Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness ». *Experimental brain research* 142 (2): 241-58.
- Sakakura, Y., Kamei, M., Sakamoto, R., Morii, H., Itoh-Masui, A., Kawamoto, E., Imai, H., Miyabe, M., et Shimaoka, M. 2018. « Biomechanical profiles of tracheal intubation: a mannequin-based study to make an objective assessment of clinical skills by expert anesthesiologists and novice residents ». *BMC medical education* 18 (1): 293.
- Sakamoto, H., Sano, J., et Yamada, R. 1982. « Studies on Hand-Sewing Analysis of Sewing Motion by Hands ». *Journal of Home Economics of Japan* 33 (10): 536-43.
- Sakamoto, H., Sano, J., et Yamada, R. 1985. « Study on Hand Sewing (Part 3) Patterns of Sewing Motion by Hands ». *Journal of Home Economics of Japan* 36 (1): 29-34.
- Santello, M., Baud-Bovy, G., et Jörntell, H. 2013. « Neural bases of hand synergies ». *Frontiers in computational neuroscience* 7: 23.
- Santello, M., Flanders, M., et Soechting, J.F. 1998a. « Postural hand synergies for tool use ». *Journal of neuroscience* 18 (23): 10105-15.
- Santello, M., Flanders, M., et Soechting, J.F. 2002. « Patterns of hand motion during grasping and the influence of sensory guidance ». *Journal of Neuroscience* 22 (4): 1426-35.
- Santello, M., et Fuglevand, A. 2004. « Role of across-muscle motor unit synchrony for the coordination of forces ». *Experimental brain research* 159 (4): 501-8.
- Schieber, M. 1995a. « Muscular production of individuated finger movements: the roles of extrinsic finger muscles ». *Journal of Neuroscience* 15 (1): 284-97.
- Schieber, M.H. 2001. « Constraints on somatotopic organization in the primary motor cortex ». *Journal of neurophysiology* 86 (5): 2125-43.
- Schieber, M., et Santello, M. 2004. « Hand function: peripheral and central constraints on performance ». *Journal of applied physiology* 96 (6): 2293-2300.

- Schmied, A., Vedel, J.P., et Pagni, S. 1994. « Human spinal lateralization assessed from motoneurone synchronization: dependence on handedness and motor unit type. » *The Journal of physiology* 480 (2): 369-87.
- von Schroeder, H., et Botte, M. 1993. « The functional significance of the long extensors and juncturae tendinum in finger extension ». *The Journal of hand surgery* 18 (4): 641-47.
- Semmler, J.G., et Nordstrom, M. 1995. « Influence of handedness on motor unit discharge properties and force tremor ». *Experimental Brain Research* 104 (1): 115-25.
- Semmler, J.G., Nordstrom, M., et Wallace, C. 1997. « Relationship between motor unit short-term synchronization and common drive in human first dorsal interosseous muscle ». *Brain research* 767 (2): 314-20.
- Semmler, J.G., Sale, M.V., Meyer, F.G., et Nordstrom, M.A. 2004. « Motor-unit coherence and its relation with synchrony are influenced by training ». *Journal of neurophysiology* 92 (6): 3320-31.
- Shaeffer, C. 1993. *Couture sewing techniques*. Taunton Press.
- Shin, H.W. 2018. « Case study of flipped learning applied to hand sewing class in home economics education ». *Journal of Korean Home Economics Education Association* 30 (4): 127-39.
- Sobinov, A.R., et Bensmaia, S.J. 2021. « The neural mechanisms of manual dexterity ». *Nature Reviews Neuroscience*, 1-17.
- Soechting, J.F., et Flanders, M. 1997. « Flexibility and repeatability of finger movements during typing: analysis of multiple degrees of freedom ». *Journal of computational neuroscience* 4 (1): 29-46.
- Soechting, J.F., et Lacquaniti, F. 1989. « An assessment of the existence of muscle synergies during load perturbations and intentional movements of the human arm ». *Experimental brain research* 74 (3): 535-48.
- Supuk, T.G., Harwin, W., et Zanchi, V. 2004. « Calculating positions of the finger joints centres of rotations in flexion-extension movement from reflective markers ». In *Proceedings of The IMEKO, IEEE, SICE 2nd International Symposium on Measurement, Analysis and Modeling of Human Functions*, 363-66. Citeseer.
- Suzuki, A., et Furuta, S. 1994. « A study of motion analysis of hand-sewing with a computer system A comparison in the motion of Unshin between skillful and unskillful subjects ». *The Japanese Journal of Ergonomics* 30 (5): 323-29.
- Tanzarella, S., Muceli, S., Del Vecchio, A., Casolo, A., et Farina, D. 2020. « Non-invasive analysis of motor neurons controlling the intrinsic and extrinsic muscles of the hand ». *Journal of Neural Engineering*.
- Tanzarella, S., Muceli, S., Santello, M., et Farina, D. 2021. « Synergistic Organization of Neural Inputs from Spinal Motor Neurons to Extrinsic and Intrinsic Hand Muscles ». *Journal of Neuroscience* 41 (32): 6878-91.
- Thakur, P., Bastian, A., et Hsiao, S. 2008. « Multidigit movement synergies of the human hand in an unconstrained haptic exploration task ». *Journal of Neuroscience* 28 (6): 1271-81.
- Tiffin, J., et Asher, E. 1948. « The Purdue Pegboard: norms and studies of reliability and validity. » *Journal of applied psychology* 32 (3): 234.

- Tresch, M., et Bizzi, E. 1999. « Responses to spinal microstimulation in the chronically spinalized rat and their relationship to spinal systems activated by low threshold cutaneous stimulation ». *Experimental brain research* 129 (3): 401-16.
- Tresch, M., et Jarc, A. 2009. « The case for and against muscle synergies ». *Current opinion in neurobiology* 19 (6): 601-7.
- Uemura, M., Tomikawa, M., Kumashiro, R., Miao, T., Souzaki, R., Ieiri, S., Ohuchida, K., Lefor, A.T., et Hashizume, M. 2014. « Analysis of hand motion differentiates expert and novice surgeons ». *Journal of surgical research* 188 (1): 8-13.
- Vereijken, B., Emmerik, R., Whiting, H., et Newell, K. 1992. « Free (z) ing degrees of freedom in skill acquisition ». *Journal of motor behavior* 24 (1): 133-42.
- Vigouroux, L., Domalain, M., et Berton, E. 2011. « Effect of object width on muscle and joint forces during thumb–index finger grasping ». *Journal of applied biomechanics* 27 (3): 173-80.
- Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Amarantini, D., et Moutet, F. 2007. « Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production ». *Journal of biomechanics* 40 (13): 2846-56.
- Volkman, J., Schnitzler, A., Witte, O.W., et Freund, H.J. 1998. « Handedness and asymmetry of hand representation in human motor cortex ». *Journal of neurophysiology* 79 (4): 2149-54.
- Wainstein, J., et Nailor, T. 2006. « Tendinitis and tendinosis of the elbow, wrist, and hands. » *Clinics in occupational and environmental medicine* 5 (2): 299-322.
- Walker, L., et Henneberg, M. 2007. « Writing with the non-dominant hand: Cross-handedness trainability in adult individuals ». *Laterality* 12 (2): 121-30.
- Waters-Metenier, S., Husain, M., Wiestler, T., et Diedrichsen, J. 2014. « Bihemispheric transcranial direct current stimulation enhances effector-independent representations of motor synergy and sequence learning ». *Journal of Neuroscience* 34 (3): 1037-50.
- Weiss, E., et Flanders, M. 2004. « Muscular and postural synergies of the human hand ». *Journal of neurophysiology* 92 (1): 523-35.
- Westling, G., et Johansson, R. 1984. « Factors influencing the force control during precision grip ». *Experimental brain research* 53 (2): 277-84.
- Wiesendanger, M., Rouiller, E., Kazennikov, O., et Perrig, S. 1996. « Is the supplementary motor area a bilaterally organized system? » *Advances in neurology* 70: 85-93.
- Williams, E., et Baker, S. 2009. « Renshaw cell recurrent inhibition improves physiological tremor by reducing corticomuscular coupling at 10 Hz ». *Journal of Neuroscience* 29 (20): 6616-24.
- Winges, S., Kornatz, K., et Santello, M. 2008. « Common input to motor units of intrinsic and extrinsic hand muscles during two-digit object hold ». *Journal of neurophysiology* 99 (3): 1119-26.
- Winges, S.A., et Santello, M. 2004. « Common input to motor units of digit flexors during multi-digit grasping ». *Journal of neurophysiology* 92 (6): 3210-20.
- Wu, G., Van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, G., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, AR, McQuade, K, et Wang, X. 2005. « ISB recommendation on definitions of joint

coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand ». *Journal of biomechanics* 38 (5): 981-92.

Zatsiorsky, V., Li, Z.M., et Latash, M. 1998. « Coordinated force production in multi-finger tasks: finger interaction and neural network modeling ». *Biological cybernetics* 79 (2): 139-50.

Zhang, X., Lee, S.W., et Braido, P. 2003. « Determining finger segmental centers of rotation in flexion–extension based on surface marker measurement ». *Journal of biomechanics* 36 (8): 1097-1102.

Zhou, X.H., Bian, G.B., Xie, X., Hou, Z.G., Li, R.Q., et Zhou, Y.J. 2019. « Qualitative and Quantitative Assessment of Technical Skills in Percutaneous Coronary Intervention: In Vivo Porcine Studies ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.

## Annexes

---

### Annexe 1 : Disposition des marqueurs anatomiques

« C7 » était placé sur la cervicale n°7, « ST » sur la partie la plus haute du sternum et « STX » sur le processus xiphoïde.

Pour le côté droit (dominant) : "RSH" a été placé sur la partie latérale de l'acromion. "RU1", "RU2", "RU3" était un groupe de marqueurs placés sur la face latérale du bras. « REM » et « REL » ont été placés respectivement sur l'épicondyle médial et latéral du coude. « RU » et « RR » ont été placés sur la face externe de l'ulnaire et du radius à 5 cm en amont du poignet et « RWU » et « RWR » sur la tête distale de l'ulnaire et du radius respectivement.

Pour la main droite (dominante) : "RC1", "RC2" et "RC3" ont été placés sur la tête proximale des 1er, 2e et 3e métacarpiens. « RMT » et « RPT » ont été placés sur un corps rigide sur le métacarpien du pouce et la première phalange du pouce (pour observer la rotation du pouce). « RM1 », « RM2 » et « RM3 » ont été placés sur la tête distale des 1er, 2e et 3e métacarpiens. « RPP1 », « RPP2 » et « RPP3 » ont été placés sur les articulations interphalangiennes proximales des 1er, 2e et 3e doigts. « RPM2 » et « RPM3 » ont été placés sur les articulations interphalangiennes distales des 2e et 3e doigts. « RPD1 », « RPD2 » et « RPD3 » ont été placés sur la tête distale de la phalange distale.

Pour le côté gauche (non dominant) : "LSH" a été placé sur la partie latérale de l'acromion. "LU1", "LU2", "LU3" était un groupe de marqueurs placés sur la face latérale du bras. « LEM » et « LEL » ont été placés respectivement sur l'épicondyle médial et latéral du coude. « LU » et

« LR » ont été placés sur la face externe de l'ulnaire et du radius à 5 cm en amont du poignet et « LWU » et « LWR » sur la tête distale de l'ulnaire et du radius respectivement.

Pour la main gauche (non dominante) : "LC1", "LC2" et "LC3" ont été placés sur la tête proximale des 1er, 2e et 3e métacarpiens. « LMT » et « LPT » ont été placés sur un corps rigide sur le métacarpe et la première phalange du pouce (pour observer la rotation du pouce). « LM1 », « LM2 » et « LM3 » ont été placés sur la tête distale des 1er, 2e et 3e métacarpiens. « LPP1 » et « LPP2 » et a été placé sur les articulations interphalangiennes proximales des 1er et 2e doigts. « RPM2 » a été placé sur les deuxièmes articulations interphalangiennes du 2ème doigt. « RPD1 » et « RPD2 » ont été placés sur la tête distale de la phalange distale.