

THÈSE DE DOCTORAT

Soutenance à Aix-Marseille Université

Prévue le 28 Avril 2022 par

Mathieu CAUMES

Rôle de la relation de force-longueur sur la coordination musculaire et la production de force avec la main : Approche par modélisation biomécanique

Discipline

Sciences du Mouvement Humain

Spécialité

Biomécanique

École doctorale

ED 463 Sciences du Mouvement Humain

Laboratoire/Partenaires de recherche

Institut des Sciences du Mouvement E. J. Marey –
UMR 7287 CNRS

Composition du jury

François HUG
Université Côte d'Azur
Président du jury

Georges DUMONT
ENS Rennes
Rapporteur

Franck QUAINÉ
Université de Grenoble
Rapporteur

Delphine CHADEFaux
Université de Sorbonne Paris
Nord
Examinatrice

Eric BERTON
Aix-Marseille Université
Directeur de thèse

Benjamin GOISLARD DE
MONSABERT
Aix-Marseille Université
Co-Directeur de thèse

Affidavit

Je soussigné, Mathieu Caumes, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de Eric Berton et Goislard de Monsabert Benjamin, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect à la fois de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche et de la charte d'Aix-Marseille Université relative à la lutte contre le plagiat.

Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Marseille le 04/02/2022



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la [Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Liste de publications et participation aux conférences

Liste des publications réalisées dans le cadre du projet de thèse :

1. Caumes, M., Goislard de Monsabert, B., Hauraix, H. et al. Complex couplings between joints, muscles and performance : the role of the wrist in grasping. *Sci Rep* 9, 19357 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55443-w>
2. Goislard de Monsabert, B., Hauraix, H., Caumes, M. et al. Modelling force-length-activation relationships of wrist and finger extensor muscles. *Med Biol Eng Comput* 58, 2531–2549 (2020). <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02239-0>

Participation aux conférences et écoles d'été au cours de la période de thèse :

1. Caumes M, Goislard de Monsabert B, Hauraix H, Berton E, Vigouroux L (2019) “Using musculoskeletal modelling to clarify the effect of wrist posture on muscle force-generating capacities and maximal grip force during a power grip task”. 44th Congress of the Société de Biomécanique. Oct 2019
2. Caumes M, Goislard de Monsabert B, Hauraix H, Berton E, Vigouroux L (2020) “Using musculoskeletal modelling to clarify the effect of wrist posture on muscle force-generating capacities and maximal grip force during a power grip task”. Fifth BoHNeS Colloquium. Jan 2020
3. Caumes M, Vigouroux L, Berton E, Goislard de Monsabert B (2021) “The effect of wrist posture on grip and muscle force capacities : comparison of a prehensile and a non-prehensile task”. XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics. July 2021
4. Caumes M, Vigouroux L, Berton E, Goislard de Monsabert B (2021) “The effect of wrist posture on finger and muscle force capacities : comparison of a prehensile and a non-prehensile task”. 46th Congress of the Société de Biomécanique. Oct 2021

Résumé

La main nous permet de réaliser au quotidien une multitude de tâches en interaction avec notre environnement, de manipuler des objets de formes et poids variés, impliquant des niveaux de force élevés ou des gestes fins. Cette capacité d'adaptation est possible grâce à une trentaine de muscles et une vingtaine d'articulations qui permettent une multitude de combinaisons d'action des doigts et du poignet. Comment le système neuro-musculosquelettique coordonne-t-il ces multiples structures pour produire un geste ou une force, cela reste un questionnement majeur pour la compréhension du mouvement humain. Notamment, on comprend peu de quelle manière les capacités de production de force de chaque muscle influent sur leur coordination face à une tâche par manque de données quantifiées. Mes travaux de thèse avaient pour but d'explorer le rôle de la mécanique musculaire, en particulier des aspects de « force-longueur », sur les coordinations musculaires et la capacité à produire de la force avec la main. Pour y arriver, j'ai développé un modèle musculosquelettique de la main et un protocole de mesure permettant d'étudier l'effet de la posture et de l'activation sur la force maximale que le muscle peut produire. Ces outils ont été employés dans deux études s'intéressant aux facteurs associés aux dimensions de l'objet et aux types d'application de force, préhension ou appui. Ces études ont permis de montrer que selon la tâche, les capacités d'un muscle spécifique semblent guider les variations de la force maximale que l'on peut exercer, notamment les extenseurs des doigts ou du poignet, dans les tâches préhensiles. Cependant, les résultats suggèrent que la posture optimale pour produire de la force correspondrait à un équilibre permettant une configuration efficiente pour l'ensemble des muscles impliqués. Ces travaux doctoraux suggèrent que lors de la préhension les capacités musculaires exercent une influence forte sur les coordinations musculaires et sur les niveaux de force exercés avec la main. Ils apportent aussi des données essentielles pour les ergonomes et la compréhension des facteurs de risque des troubles musculosquelettiques en reliant directement une posture à un état favorable du système musculosquelettique.

Mots clés : coordination, préhension, modèle musculosquelettique, muscle extrinsèque, Force-Longueur, posture

Abstract

The hand allows us to perform a multitude of tasks in daily interaction with our environment, to manipulate objects of various shapes and weights, involving high levels of force or fine gestures. This adaptation capacity is made possible by the abundant anatomy of the hand, including more than thirty muscles and twenty joints and allowing a multitude of combinations of finger and wrist actions. How the neuro-musculoskeletal system coordinates these multiple structures to produce a force remains a major question in the understanding of human movement. In particular, there is little understanding of how the force production capabilities of each muscle influence their coordination to accomplish a task due to a lack of quantified data. The aim of this thesis work was to explore the role of muscle mechanics, in particular aspects of 'force-length', on muscle coordination and the ability to produce force with the hand. To achieve this, I developed a musculoskeletal model of the hand and a measurement protocol to study the effect of posture and activation on the maximum force that the muscle can produce. These tools were used in two studies that focused on factors associated with object size and the types of force application, grasping or supporting. This work showed that depending on the task, the ability of a specific muscle seemed to guide the variations of maximum hand force, notably the finger or wrist extensors in prehensile tasks. However, the results also suggest that the optimal posture for producing force would correspond to an equilibrium providing an efficient configuration for all the muscles involved. This doctoral work suggests that during prehension, muscular capabilities have a strong influence on muscle coordination and force levels exerted with the hand. They also provide essential data for ergonomists and the understanding of risk factors for musculoskeletal disorders by directly linking a posture to a favourable state of the musculoskeletal system.

Keywords: coordination, grip, musculoskeletal model, extrinsic muscle, force-length, posture

Remerciements

Près de 4 années, 7 déménagements, une pandémie mondiale, me voici au bout de ce travail. Ce fut mouvementé, confiné, difficile, mais aussi instructif, enrichissant et épanouissant. Et si j'ai pu arriver au bout de cette thèse, ce n'est pas tout seul, mais bien entouré.

Avant tout, je voudrais remercier celui qui fut le gouvernail de cette aventure, Benjamin, qui par vent et marée a toujours su être là pour me pousser dans mes retranchements et me rediriger vers le bon cap lorsque je m'égarais. Je ne saurais le remercier assez pour cela, merci. Je remercie aussi Eric Berton sans qui je n'aurais pas pu réaliser cette thèse, et qui sait apprécier de bons pas de danse quand il en voit. Aussi, que serait une virée en bateau sans un phare pour nous guider? Ce rôle c'est Laurent qui l'a tenu, toujours ravi de m'apporter sa science, son regard pertinent et éclairé. Je le remercie d'avoir détecté un potentiel pour mener à bien cette thèse, malgré le satellite que je suis, fraîchement débarqué des tropiques, en m'acceptant à mon premier stage de master. Je le dois aussi à Hugo, maître de l'échographe, qui a hissé les voiles de cette aventure au travers de ce premier stage de master, qui a été déterminant pour la suite de mon parcours. Je remercie aussi toute l'équipe "Performance Motrice et Modélisation Multi-Echelle", en particulier Guillaume et Laure, pour leurs analyses justes et précises, et leur soutien.

Je remercie particulièrement Franck Quaine et George Dumont Chèze qui ont accepté d'être rapporteurs de ce document de thèse. Merci également aux autres membres du jury, Delphine Chadeaux et François Hug pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux. Je remercie l'ensemble du personnel de la Faculté des Sciences du Sport d'Aix-Marseille et de l'Institut des Sciences Du Mouvement Etienne Jules-Marey et du Technosport de m'avoir offert le cadre idéal pour réaliser cette thèse. Je tiens à remercier particulièrement Alain Donneaud pour sa réactivité et son ingéniosité dans la création des dispositifs qui m'ont permis de réaliser mes études. Enfin je remercie l'École Doctorale des Sciences du Mouvement Humain de m'avoir accordé la bourse nécessaire à la réalisation de ma thèse, et spécialement Nathalie Perrin pour sa disponibilité et sa réactivité.

Faire une thèse, c'est aussi se retrouver dans le même bateau appelé doctorant. Cette galère partagée, ce sont des rencontres qui vous marquent. Que seraient ces 4 années sans ce quatuor magique? À Théo, compagnon de bureau, soulagé, je pense, que je parte pour ne plus m'entendre chanter. Entre fond d'écran insolite, discussions et éclats de rire, je ne me suis pas ennuyé. À Loïc, extravagant, compagnon de karaoké et imitateur né de l'âne de Shrek. À Benjamin, son autodérision, ses blagues nulles et son optimisme à toute épreuve. Merci à vous trois, pour ces pauses déjeuner toujours sous le signe de l'humour, ces parties de fléchettes endiablées et ces soirées mémorables.

J'étais pourtant sûr d'avoir mis ma doudoune à l'endroit... Et promis, au prochain déménagement, la pizza sera payée en avance. Je n'oublie pas Aimie, fière bretonne d'Orléans, discrète, mais toujours prête à nous suivre dans nos délires, aussi loin qu'ils puissent aller.

Faire une thèse, c'est la partie visible de l'iceberg. La partie immergée, ce sont tous les moments et toutes personnes qui nous portent et nous soutiennent et nous font changer d'air. L'air marin du sud tout d'abord, Clara et Quentin, toujours prêts pour boire un coup, jouer du Pink Floyd à l'espace julien, et attendre des heures devant les arènes de Nîmes. On passera sur cette première soirée mémorable pour certains, oubliés pour d'autres. Quand il s'agit de s'évader, je souhaite aussi remercier Marion et Laurent, qui m'ont permis régulièrement de me plonger dans des univers où le dé fait loi, aussi dure qu'elle soit. Repose en paix, Tacfin, shamrock a su prendre la relève. Pour vous, c'est une autre aventure qui commence sous le nom de Linoa. Je remercie aussi Michèle et Philippe, d'avoir accepté un réunionnais esseulé pour le confinement, avec un accueil toujours chaleureux. Pour rester à Marseille, un petit mot pour les membres de mon jeune groupe (on lui trouvera un nom), Faustine, Loïc et Matthieu. On avance doucement, mais sûrement pour notre première scène. Et aussi, Capucine, qui a su révéler en moi cette passion pour le chant. Merci à vous de me donner l'occasion d'exprimer à voix haute, parfois trop saturée, mes émotions.

Il y a les amis qu'on se fait au cours d'une thèse, et il y a ceux qu'on avait avant d'entamer cette expédition. 10000 km et quelques années nous séparent, et pourtant quand je reviens, ces années deviennent hier. À Leouche, Thilde et Yo, la team, la vraie. Aux twix, Fantine et Celeste, et Isa, compagnons de cordée jusqu'aux coins les plus reculés de Mada. Sans oublier, Mahéno et Momo, pour ces intense parties de beach volley.

Il y a aussi les expatriés, ces amis de longue date. Irvin, discret, à qui je réussirai à soutirer une boîte de zwan. Nico, plus récemment, briseur de genou certifié aux jeux de combat. Alexandre dont la générosité n'a d'égal que sa capacité à swiper. Romain, pragmatique et prompt à débattre sans fin, même si l'on partage le même point de vue. Et Matthias, dont les talents de pianiste m'inspirent, que je côtoie depuis tant d'années, qu'importe la distance, et sur qui j'ai toujours pu compter. Un jour, nous jouerons pour la fête de la musique, Metallica oblige. Merci à vous pour ces discussions et week-ends chargés.

Et puis, il y a la famille. Qu'importe la distance, du Poitou à la Réunion, en passant par l'Amérique, je sais qu'elle me soutiendra toujours. Ces pique-niques du dimanche, ces cousinades, les retrouvailles sont toujours une bouffée d'air frais, qu'il est bon de se sentir chez soi. Une pensée pour mes deux cousins, Jean-Louis et Olivier, qui ne pourront me voir devenir docteur, mais qui m'ont apporté le goût pour la musique, et l'envie d'en jouer, qui me suivra tout au long de ma vie. Samuel, mon frère, qui me suit de loin, toujours bienveillant. Déjà docteur, qui lui soigne les gens, il reste un modèle pour moi, et sur lequel je peux compter. Et il y a Maman et Papa, mes supporters les plus fervents, à qui je dois tant et qui ont su me porter la ou je me trouve et me permettre de concrétiser une des plus grandes étapes de ma vie. Merci.

Enfin, s'il y a bien une rencontre qui m'a marqué durant ces 4 années et sans qui je

n'aurais sûrement pas pu arriver jusqu'au bout, c'est Claire. Merci à toi, ta gentillesse, ton soutien et ta patience, car il en a fallu pour supporter la tête en l'air que je suis. Merci pour tous ces petits moments complices qui m'ont fait sourire quand je me perdais dans mes données, mon manuscrit. À moi de te soutenir à présent, car c'est ton tour maintenant.

Et je n'oublie pas Indy, petite boule de poil blanc et roux qui me manque et Ora, entre ange et démon, morsure et ronronnement, qui m'a accompagné sur cette dernière année.

Merci à tous.

Table des matières

Affidavit	2
Liste de publications et participation aux conférences	3
Résumé	4
Abstract	5
Remerciements	6
Table des matières	9
Table des figures	12
Liste des tableaux	14
Liste des acronymes	15
Préambule	18
1 Introduction	20
1.1 Description de l'anatomie de la main et ses particularités	20
1.1.1 Ossature et articulations	20
1.1.2 Musculature	24
1.1.3 Conclusion Anatomie	30
1.2 La préhension, complexité et abondance	31
1.2.1 Défi de la préhension	31
1.2.2 Préhension et environnement	34
1.2.3 Préhension et Posture Articulaire	38
1.2.4 Préhension et mécanique musculaire	39
1.3 Quantifier la mécanique musculaire	47
1.3.1 Mesures directes	47
1.3.2 Mesures périphériques	48
1.3.3 Modèles biomécaniques numériques	54
1.4 Objectifs	56
2 Etudes Méthodologiques : développement d'outils méthodologiques d'évaluation de l'état musculaire	58

2.1	Etudes sur les relations de force-longueur-activation de muscles de la préhension	58
2.1.1	Développement des modèles de force-longueur-activation	58
2.1.2	Détermination des relations force-longueur-activation	61
2.1.3	Analyse des relations force-longueur-activation	65
2.2	Modélisation musculosquelettique et données d'entrée	70
2.2.1	Description du modèle musculosquelettique de la main	70
2.2.2	Données d'entrée du modèle	86
2.2.3	Force Externe	88
2.3	Résumé	90
3	Couplages complexes entre les articulations, les muscles et la performance : le rôle du poignet dans la préhension	91
3.1	Résumé	91
3.1.1	Objectif	91
3.1.2	Méthodologie	91
3.1.3	Résultats et Discussion	92
3.2	Introduction	92
3.3	Results	94
3.3.1	Experimental Data	95
3.3.2	Modelling	96
3.4	Discussion	99
3.5	Methods	104
3.5.1	Participants	104
3.5.2	Experimental Procedure	104
3.5.3	Material	105
3.5.4	Data Processing	106
3.5.5	Musculoskeletal Model	106
3.5.6	Statistical Analysis	107
3.6	Conclusion	109
3.7	Conclusion du Chapitre 3	109
4	Rôle de la mécanique musculaire sur les coordination musculaires et la force de préhension : Comparaison d'une tâche préhensile et non préhensile	111
4.1	Résumé	113
4.1.1	Objectif	113
4.1.2	Méthodologie	113
4.1.3	Résultats et Discussion	113
4.2	Introduction	114
4.3	Materials & Methods	116
4.3.1	Participants	116
4.3.2	Experimental Procedure	116
4.3.3	COVID-Specific Measures	117

4.3.4	Material	117
4.3.5	Data Processing	119
4.3.6	Musculoskeletal Model	121
4.3.7	Statistical Analysis	121
4.4	Results	121
4.4.1	Experimental Data	121
4.4.2	Modelling	125
4.5	Discussion	128
4.6	Conclusion	134
4.7	Conclusion sur le chapitre 4	135
5	Discussion	137
5.1	Modélisation musculosquelettique et force-longueur	138
5.1.1	Modèles de force-longueur-activation	138
5.1.2	Modèle géométrique des tendons	140
5.1.3	Modèle musculosquelettique direct de la préhension	142
5.2	Coordination musculaire et préhension	143
5.3	Posture et ergonomie	147
6	Conclusion	149
	Bibliographie	150
	ANNEXES	173
A	Article : "Complex couplings between joints, muscles and performance : the role of the wrist in grasping"	173
B	Article : "Modelling force-length-activation relationships of wrist and finger extensor muscles"	187
C	Résultats supplémentaires de l'étude 2	207

Table des figures

1.1	Illustration des os de la main	21
1.2	Illustration de la disposition des os du carpe.	23
1.3	Illustration des mouvements de la main	24
1.4	Illustration du mécanisme extenseur	25
1.5	Muscles Extrinsèques et du poignet	28
1.6	Section Transversale du poignet	29
1.7	Illustration d'activités manuelles	32
1.8	Illustration de l'effet de la taille d'un objet sur la force de préhension	34
1.9	Schéma des contraintes mécaniques au poignet selon la préhension	36
1.10	Figure de la posture spontanée du poignet pour fournir de la force	40
1.11	La relation force-vitesse de raccourcissement et d'allongement du muscle.	43
1.12	Schéma des filaments glissant et illustration de l'effet de l'activation sur la longueur optimale	45
1.13	Illustration d'electromyographie intramusculaire et de surface	51
1.14	Image imagerie à résonance magnétique (IRM) transversale du poignet et image échographique d'un intrinsèque	52
2.1	Relation de force-longueur-activation moyennes des quatres muscles principaux de la préhensions	60
2.2	Image échographique de la jonction myo-tendineuse et du dispositif expérimental pour l'échographie	62
2.3	Description du traitement réalisé pour développer la relation de force-longueur-activation	63
2.4	Représentation schématique de l'index d'architecture	64
2.5	Relation de force-longueur-activation moyennes des quatres muscles principaux de la préhension	66
2.6	Comparaison des modèles de force-longueur-activation.	69
2.7	Représentation des modèles géométriques utilisés pour les doigts	72
2.8	Illustrations du trajet des tendons au poignet en flexion et extension et du modèle associé	73
2.9	Schéma simplifié de la méthode de "shortest path"	74
2.10	Illustration de la différence entre un modèle fonctionnel et anatomique	76
2.11	Illustration des contraintes d'optimisation des cylindres	77
2.12	Illustration des cylindres utilisés pour les extenseurs EDC et ECR	79
2.13	Illustration des cylindres utilisés pour FDS et FCR	80
2.14	Bras de levier obtenues par optimisation comparé aux données de la littérature	82

2.15	Excursion des tendons obtenues par optimisation comparés aux données d'excursion de la littérature	83
2.16	Photographie du placement des marqueurs cinématiques sur l'index et le poignet.	88
2.17	Photographie du dispositif utilisé en power grip	89
3.1	Figure of wrist angle and maximum grip force against wrist postures	95
3.2	Muscle force and length against wrist postures	97
3.3	Normalised force against length of the four muscles.	100
3.4	Predictive model of the ΔL_{norm} criterion and normalised grip force against wrist angle.	102
3.5	Pictures of the emg and marker placement, and of the four postures for the power grip task.	105
3.6	Schematic of the geometrical model and figure the force-length-activation model for each muscles.	108
4.1	Picture of the wrist posture in pinch or press	118
4.2	Picture of the électromyographie (EMG) electrodes and device	120
4.3	Mean angles of index and wrist joints against wrist postures	122
4.4	Mean normalised maximum grip force against wrist postures in pinch and press.	124
4.5	Normalised EMG, force and length of edc, ECR, FCR and FDS muscles against wrist posture for pinch and press.	126
4.6	Force Length relationship of the four muscles with values from experiments for pinch and press	130
4.7	Figure of ΔL_{norm} criterion against wrist angle for pinch and press	133
.1	Activité musculaires mesurée lors de l'étude 2	208

Liste des tableaux

2.1	Table des angles utilisés lors du protocole de mesure échographique. .	61
3.1	Results of the regression analysis on force an length against maximum grip force	98
3.2	Mean anthropometric data of the participants in cm and age in years. .	104
4.1	Mean anthropometric data of the participants in cm.	116
4.2	Table resuming regression results for pinch and press	127
.1	Tableau récapitulatif des régressions et du critère d’Akaike	207

Liste des acronymes

APL

Abducteur long du pouce. [27](#)

CMC

carpo-métacarpienne. [22](#), [41](#)

DIP

interphalangienne distale. [22](#), [25](#), [27](#), [41](#), [71](#)

ECR

extensor carpi radialis. [58–62](#), [65](#), [67](#), [70](#), [78–81](#), [86](#), [87](#), [94–101](#), [105–107](#), [109](#), [110](#), [115](#), [116](#), [119–121](#), [125–131](#), [135](#), [139](#), [144](#), [146](#), [147](#), [208](#)

ECRB

extensor carpi radialis brevis. [29](#), [147](#)

ECRL

extensor carpi radialis longus. [29](#), [41](#)

ECU

extensor carpi ulnaris. [29](#), [116](#), [119](#), [120](#), [146](#)

EDC

extensor digitorum communis. [27](#), [30](#), [41](#), [53](#), [59–62](#), [65–67](#), [70–72](#), [78–81](#), [86](#), [87](#), [94](#), [96–101](#), [105–107](#), [109](#), [110](#), [115](#), [116](#), [119–121](#), [125–127](#), [129–131](#), [135](#), [136](#), [144](#), [147](#), [208](#)

EDM

extensor digiti minimi. [27](#)

EEG

électro-encéphalogramme. [42](#)

EI

Extensor indicis. [27](#)

EMG

électromyographie. [13](#), [42](#), [49–51](#), [62](#), [120](#), [140](#)

EPB

Extenseur court du pouce. [27](#)

EPL

Extenseur long du pouce. [27](#)

FCR

flexor carpi radialis. [29](#), [58](#), [59](#), [61](#), [62](#), [67](#), [69](#), [70](#), [78–81](#), [86](#), [94](#), [96–101](#), [105–107](#), [109](#), [110](#), [115](#), [116](#), [119–121](#), [128](#), [130–132](#), [135](#), [139](#), [146](#)

FCU

flexor carpi ulnaris. [29](#), [116](#), [119](#), [120](#), [131](#), [146](#)

FDP

flexor digitorum profundus. [27](#), [47](#), [59](#)

FDS

flexor digitorum superficialis. [27](#), [30](#), [41](#), [47](#), [58](#), [59](#), [61](#), [62](#), [66](#), [67](#), [69–72](#), [78–81](#), [86](#), [87](#), [94](#), [96–101](#), [103](#), [105–107](#), [109](#), [115](#), [116](#), [119–121](#), [127](#), [128](#), [130–132](#), [135](#), [139](#), [144](#)

FLA

force-longueur-activation. [57](#), [67](#), [68](#), [70](#), [71](#), [84](#), [87](#), [88](#), [138](#), [139](#), [142](#)

FPL

fléchisseur long du pouce. [27](#)

IP

interphalangienne. [21](#)

IRM

imagerie à résonance magnétique. [12](#), [51–53](#), [141](#)

MCP

métacarpo-phalangienne. [22](#), [25](#), [27](#), [30](#), [60](#), [66](#), [71](#), [72](#)

MCP1

métacarpo-phalangienne. [22](#)

PCSA

aire de section de coupe physiologique. [42](#), [51](#), [53](#), [54](#)

PIP

interphalangienne proximale. [22](#), [25](#), [27](#), [30](#), [41](#), [71](#)

REQM

Racine de l'erreur quadratique moyenne. [69](#)

SNC

système nerveux central. [46](#), [110](#), [144](#)

TMC

trapézo-métacarpienne. [22](#)

UMT

unité muscle-tendon. [62](#), [65](#), [70](#), [71](#), [84](#), [140](#)

Préambule

Avez-vous déjà regardé attentivement votre main ? Cette petite partie de notre corps à laquelle nous accordons peu d'attention au quotidien, mais que nous utilisons dans un grand nombre de tâches au cours d'une journée, comme s'alimenter, boire et parfois même communiquer. Les nombreuses actions que la main nous permet sont possibles grâce à son architecture singulière, incluant un pouce opposable et des doigts mobiles. Nos mains ont souvent été une source d'inspiration, et ce dès les premières peintures sur les parois des grottes préhistoriques représentant des mains, en passant par les célèbres mains de Michel Ange sur les toits de La chapelle Sixtine, aux plus récents Pouces et main de César qui arborent la France. Hautement symbolique, elle représente avant tout l'ingéniosité humaine et le savoir-faire, le fait main.

Bien que le pouce opposable et la préhension ne soient pas propres à l'homme, sa complexité et sa finesse se sont particulièrement développées. Avec un seul et même outil, nous sommes en mesure de produire un nombre conséquent d'actions telles que grimper, tirer, soulever, écrire, dessiner ou jouer d'un instrument. Sous une telle versatilité se cache une architecture complexe de muscles, os et articulations qui a inspiré les chercheurs dans de nombreux domaines afin de comprendre comment ces structures se coordonnent pour nous permettre de saisir, tenir et manipuler des objets. La main nous permet de réaliser aussi bien des prises puissantes à pleine main telles que conduire avec un volant ou réaliser une frappe avec une raquette de tennis, que des manipulations plus fines du bout des doigts, comme écrire au stylo ou peindre au pinceau. Nous sommes également capables d'interagir avec l'environnement sans saisir, en appuyant avec les doigts ou la paume, comme lorsque l'on joue du piano, que l'on utilise un clavier ou que l'on pousse une porte. Tous ces mouvements sont possibles grâce au bras et l'avant-bras au bout desquels s'articule la main, et qui vont permettre de l'orienter et de la positionner en fonction des objets que nous manipulons et des obstacles à éviter. Mais toute la finesse de la préhension se joue à l'interaction entre l'objet saisi et les doigts, ces derniers appliquant et coordonnant les forces permettant de saisir et maintenir des objets aux tailles et formes variées. Ces forces de préhension vont être le résultat d'une interaction complexe entre les caractéristiques des objets saisis, les postures articulaires des doigts et les forces développées par les muscles. Mieux comprendre ces liens entre objets, posture et muscles est au centre des problématiques d'ergonomie et des troubles musculosquelettiques du membre supérieur. En effet, les efforts importants que nous produisons et des postures inadaptées représentent des facteurs de risques biomécaniques majeurs dans l'apparition de ces pathologies. Comprendre les mécanismes à l'origine de la force de préhension apporterait une meilleure connaissance des facteurs de risques

des troubles musculosquelettiques, et améliorerait leur prévention, notamment lors de la conception d'objets ou d'espaces de travail. Ce travail de thèse discute de ces problématiques en tentant d'éclairer les liens entre coordination musculaire, posture et performance. En particulier, ces travaux étudieront la place particulière du poignet dans la biomécanique de la préhension. Pour une même prise, cette articulation peut prendre de nombreuses postures et représente un « degré de liberté » dans notre interaction avec les objets. Pour autant, son changement de posture peut résulter en une modification significative de la longueur des muscles et la position des tendons par rapport aux articulations qui peut impacter la production et la transmission des forces musculaires pour exercer une force de préhension.

Ce travail vise à questionner comment, malgré des changements internes importants, nous arrivons à coordonner nos articulations et nos muscles pour appliquer des forces avec les doigts pour saisir et manipuler. L'introduction générale de cette thèse décrit tout d'abord les points anatomiques essentiels de la main pour étudier la coordination musculaire. Cette description est suivie par une revue de littérature sur les caractéristiques qui vont déterminer la production de force dans la préhension.

1. Introduction

1.1. Description de l'anatomie de la main et ses particularités

Pour aborder les questionnements liés à la production de force musculaire dans la préhension ainsi que les interactions entre postures articulaires et forces musculaires, il est essentiel de décrire l'anatomie du système musculosquelettique de la main. Connaître cette anatomie est également nécessaire pour mieux comprendre les muscles touchés par les troubles musculosquelettiques et les mécanismes d'apparition de ces pathologies. La main constitue en effet un système riche dont les caractéristiques permettent de saisir et manipuler, une faculté unique dans le corps humain et centrale dans la vie quotidienne. La production de forces avec les doigts nous permet de manipuler les objets, et nous semble naturelle au quotidien. Pourtant, elle résulte de la coordination d'une trentaine de muscles qui actionnent les nombreux os de la main. Pour comprendre comment le système musculosquelettique s'organise face à une tâche de manipulation d'objet, le placement des muscles les uns par rapport aux autres et leurs actions au niveau des articulations représentent une base d'étude cruciale. Ces particularités anatomiques vont en effet être déterminantes pour comprendre la répartition des forces entre les muscles lors de la préhension. Cette section a pour objectif de décrire les points anatomiques principaux nécessaires à la compréhension de ce travail de thèse. Elle vise à mettre en évidence les spécificités de l'architecture de la main et l'abondance de muscles et os qui sont au service de la préhension, ainsi que la place singulière et originale de l'articulation du poignet et des muscles qui passent par cette articulation.

1.1.1. Ossature et articulations

La main se situe à l'extrémité distale du membre supérieur, après l'avant-bras. Elle est composée de 27 os qui se divisent en trois sous-groupes : les phalanges, les métacarpes et le carpe. Son organisation ressemble à celle du pied et de la jambe, avec des différences spécifiques liées à l'évolution et au passage à la bipédie. Principalement, ces différences sont visibles au niveau du pouce, et de la proportion entre les différents os. Les doigts ont les phalanges beaucoup plus longues par rapport aux petits os du carpe en comparaison avec les petites phalanges du pied et les os du tarse de taille plus importante. Cette différence d'architecture va déterminer une des caractéristiques de la main : sa mobilité. Les paragraphes suivants présenteront l'anatomie ostéoarticulaire de la main. Elle décrira les os, les articulations et les mouvements possibles de

ces articulations. Cette description se fera depuis les extrémités, les doigts, jusqu'à l'avant-bras.

1.1.1.1. Les doigts

Les doigts représentent les segments les plus mobiles et caractéristiques de la main. On le ressent facilement en explorant l'ensemble des mouvements que l'on peut réaliser avec nos doigts. Pour autant, pris un à un, leurs mouvements sont moins complexes et multiples, et très similaires entre eux. Ceci est dû à une organisation quasi identique des doigts longs au contraire du pouce qui a une architecture particulière. Ce dernier est constitué de deux phalanges, et les doigts longs, index, majeur, annulaire et auriculaire, sont constitués de trois phalanges. En partant de l'extrémité, on retrouve les phalanges distales et proximales pour le pouce, et distales, médiales et proximales pour les doigts longs. Les phalanges sont suivies par les métacarpes. Au nombre de cinq, un pour chaque doigt, ils sont à la base de ces derniers et forment avec les os du carpe, la paume de la main.

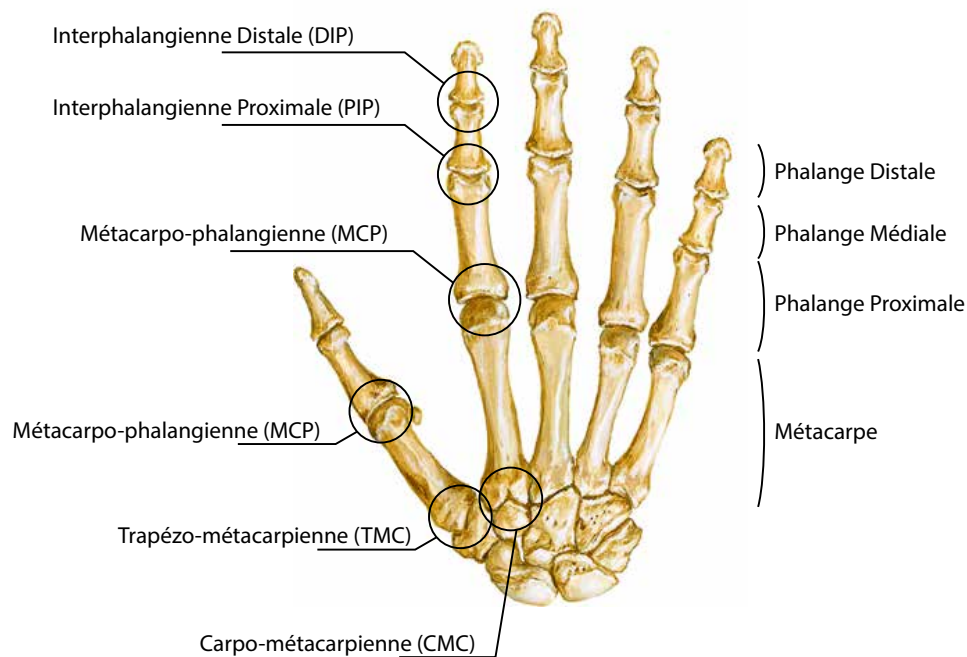


FIGURE 1.1. – Illustration des os de la main et des articulations par Netter (2011). Vue postérieure dans le plan frontal (NETTER et al. 2019)

Les articulations sont au nombre de trois pour le pouce et de quatre pour les doigts longs. L'articulation **interphalangienne (IP)** du pouce relie les phalanges proximales

et distales du pouce. La **métacarpo-phalangienne (MCP1)** relie la phalange proximale au premier métacarpe, qui s'articule avec le trapèze dans l'articulation **trapézo-métacarpienne (TMC)** (Figure 1.1). Ces articulations déterminent les mouvements du pouce qui s'effectuent dans des plans spécifiques à la mobilité particulière du pouce. COONEY et al. (1981) définissent les mouvements du pouce à partir d'une posture de référence qui consiste à apposer la pulpe du pouce sur le côté latéral de l'index. La flexion-extension va correspondre à éloigner (extension) ou rapprocher (flexion) le pouce du petit doigt, et l'abduction-adduction consiste à éloigner (abduction) ou rapprocher (adduction) le pouce de la paume.

Pour les doigts longs, trois articulations permettent les mouvements entre les phalanges et les métarpes. La plus distale relie la phalange distale et médiale est appelée l'**interphalangienne distale (DIP)**. L'articulation qui relie la phalange médiale à la phalange proximale est appelée l'**interphalangienne proximale (PIP)**. Enfin, la phalange proximale s'articule avec le métacarpe et est nommée **métacarpo-phalangienne (MCP)** (Figure 1.1). Ces trois articulations sont très mobiles en flexion-extension, mouvement qui consiste à rapprocher (flexion) ou éloigner (extension) le bout des doigts de la paume, perpendiculairement au plan de la main. L'articulation **MCP** permet aussi des mouvements d'abduction-adduction, qui se font dans le plan de la paume de la main. Ce mouvement d'abduction-adduction consiste à rapprocher (adduction) ou éloigner (abduction) les doigts les uns des autres. L'amplitude est plus réduite que celle de la flexion-extension. Chacun des métarpes s'articule avec les différents os du carpe en une articulation appelée **carpo-métacarpienne (CMC)**. À l'exception de celle du pouce, les articulations **MCP** des doigts longs sont relativement peu mobiles. Celles des deux et troisième métarpes sont pratiquement fixes tandis que celles du quatrième et du cinquième permettent une légère mobilité pour faciliter l'opposition avec le pouce.

1.1.1.2. Le poignet et l'avant-bras

Le poignet est l'interface entre l'avant-bras et la main. Il représente tout un complexe de petits os qui vont assurer à la fois une grande mobilité pour la main et une base stable pour les doigts, aidée par un réseau ligamentaire et tendineux très dense et complexe.

Le poignet est constitué de huit os, répartis en deux rangées de quatre os (Figure 1.2). La rangée distale est composée du trapèze, du trapézoïde, du capitatum et de l'hamatum. La rangée proximale est composée du scaphoïde, du lunatum, du triquetrum et du pisiforme. Dans l'avant-bras se trouvent deux os longs, le radius et l'ulna. Il est possible de simplifier l'ensemble de la mobilité du carpe avec trois degrés de liberté, deux pour le poignet et un pour l'avant-bras. Pour les décrire, il est possible de se référer à la position de la main par rapport à l'avant-bras. Ainsi, le premier mouvement est la flexion-extension, qui consiste à rapprocher la paume de l'avant-bras (flexion) ou rapprocher le dos de la main de l'avant-bras (extension) (Figure 1.3). C'est la rotation la plus importante, avec environ 150° de plage articulaire (RYU et al. 1991 ;

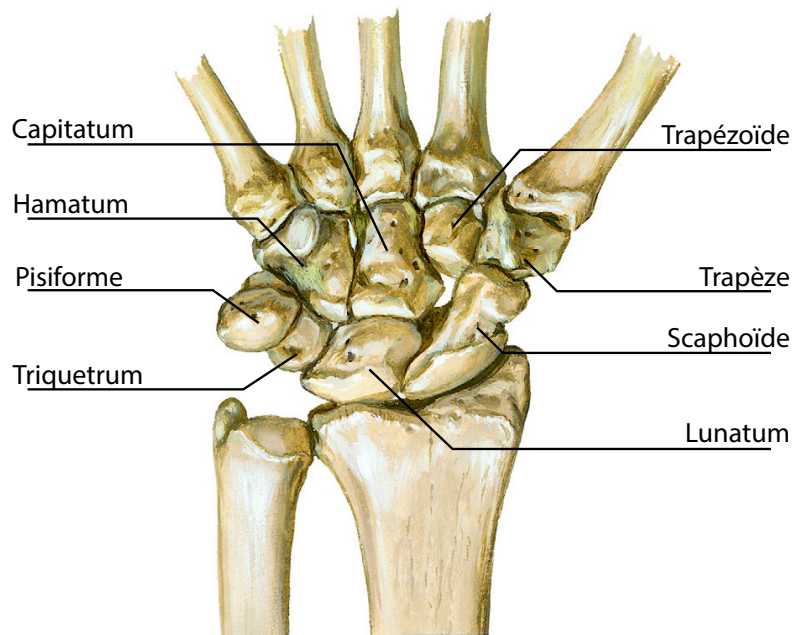


FIGURE 1.2. – Illustration de la disposition des os du carpe. Vue postérieure dans le plan frontal par (NETTER et al. 2019)

BOONE et AZEN 1979; PALMER et al. 1985). Le deuxième mouvement est la déviation ulnaire ou radiale, qui consiste à rapprocher le pouce (déviation radiale) ou l'annulaire (déviation ulnaire) de l'avant-bras (Figure 1.3). Ce mouvement correspond à une abduction/adduction, mais l'utilisation du terme déviation ulnaire/radiale permet d'éviter une confusion due aux changements d'orientations de la main autour de son axe longitudinal. Son amplitude est plus réduite et est d'environ 50°. Le dernier degré de liberté, la pronosupination, qui consiste à faire tourner la main autour de son axe longitudinal dans le sens trigonométrique (pronation), ou horaire (supination) (Figure 1.3). Il résulte de la rotation du radius autour de l'ulna au niveau des articulations radio-ulnaires. Le mouvement de prono-supination est parfois associé aux mouvements du poignet mais n'a pas été considéré comme degré de liberté du poignet dans ce travail doctoral. Enfin, le radius et l'ulna s'articulent avec l'humérus dans l'articulation huméro-radiale et huméro-ulnaire, plus généralement regroupée sous le terme de « coude ».

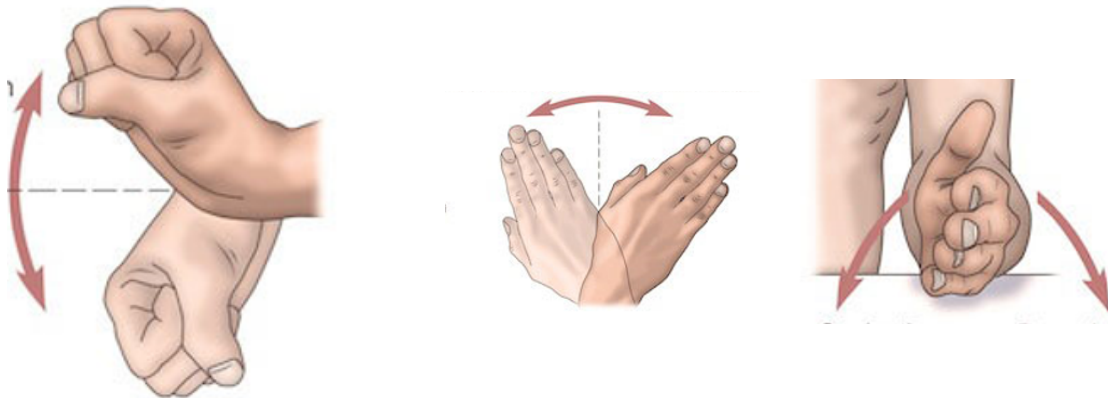


FIGURE 1.3. – Illustration des mouvements de la main. De gauche à droite, la flexion/extension, la déviation radiale/ulnaire et la pronosupination.

L'architecture ostéoarticulaire de la main et du poignet est complexe et abondante en os, articulation et degrés de liberté. Cette richesse va être mobilisée par une organisation musculaire elle aussi riche et complexe. Cette abondance va être déterminante puisque tout le jeu de la préhension consistera à placer l'ensemble de ces degrés de liberté dans la posture adéquate pour tenir un objet. Le poignet sera au cœur de cette problématique, car il représente la base de l'équilibre global de la main. Avec sa grande plage articulaire, les postures extrêmes du poignet vont placer les muscles dans des situations défavorables mécaniquement et potentiellement être à l'origine de troubles musculosquelettiques. C'est donc un facteur important à prendre en compte pour évaluer les coordinations musculaires.

1.1.2. Musculature

La position et l'orientation des muscles par rapport aux articulations déterminent leurs actions au niveau des doigts et du poignet. Cette base de connaissance est nécessaire pour étudier la coordination des nombreuses actions musculaires dans la préhension. La musculature de la main se distingue par un nombre important de muscles, et une localisation singulière des muscles actionnant les doigts. En effet, les doigts ont la particularité au niveau des phalanges, d'être principalement constitués de tissus adipeux, ligamentaire et tendineux. Les muscles les mettant en mouvement se situent en effet dans la paume de la main et l'avant-bras. Il est possible de les distinguer en trois catégories. Les muscles intrinsèques à la main, qui ont leur origine dans la paume ou le dos de la main, les muscles extrinsèques à la main qui ont une origine dans l'avant-bras et s'insèrent sur les doigts, et les muscles propres au poignet s'insérant sur le carpe et les métacarpes. La description des muscles se fera en fonction

de ces catégories, en commençant par les intrinsèques de la main, puis les muscles extrinsèques, pour finir par les muscles propres au poignet.

1.1.2.1. Muscles des doigts

Muscles intrinsèques On appelle muscles intrinsèques à la main, les muscles qui ont leur origine et leur insertion dans la main. Ces muscles s'insèrent dans la paume et jusqu'au mécanisme extenseur, au niveau des phalanges intermédiaires. Ce mécanisme extenseur est un réseau tendineux complexe qui englobe les phalanges sur leur face dorsale (Figure 1.4) (ZANCOLLI 1970).

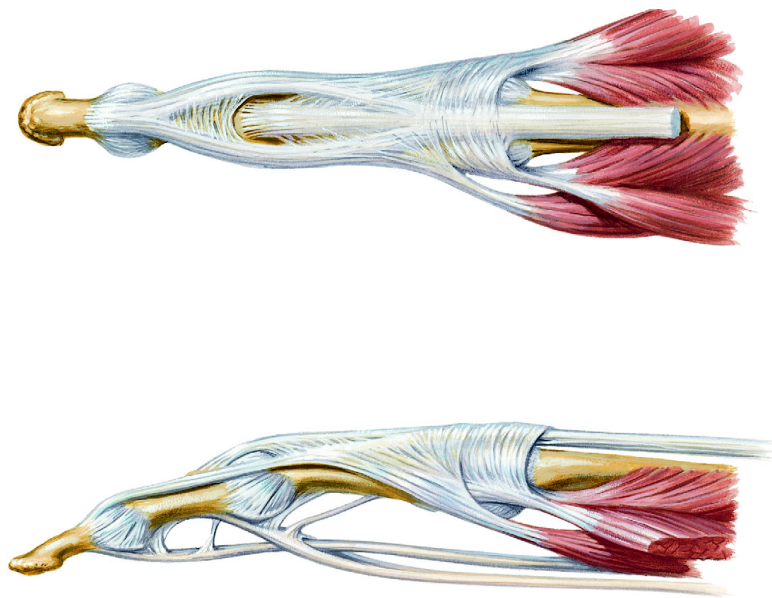


FIGURE 1.4. – Illustration du mécanisme extenseur par (NETTER et al. 2019). En haut : Vue dorsale. En bas : Vue latérale

Cette configuration permet de contrôler indépendamment les articulations **MCP**, **PIP** et **DIP** en combinant l'action des extenseurs à l'action des fléchisseurs (LI 2002). De taille très réduite, les muscles intrinsèques ne représentent pas les moteurs les plus puissants des doigts longs, mais participent à leur mouvement (LEE et al. 2008). En effet, certains muscles intrinsèques vont même impacter directement les efforts de muscles plus grands de l'avant-bras en venant s'insérer sur leur tendon. Les intrinsèques du pouce sont plus volumineux et ont une place plus importante dans les mouvements plus nombreux et variés du pouce.

On dénombre 17 muscles intrinsèques, tous se trouvent dans la main, jusqu'aux premières phalanges. Ce nombre important de muscles dans un volume réduit est un bon exemple de la complexité de l'architecture musculaire de la main. Parmi ces 17 muscles, on distinguera des muscles intrinsèques communs aux différents doigts et

des muscles intrinsèques spécifiques au pouce, à l'index et à l'annulaire.

On trouve sur la face palmaire des métacarpes :

- Les lombricaux, qui ont la particularité d'avoir pour origine les tendons des muscles fléchisseurs des doigts profonds et de s'insérer sur ce mécanisme extenseur. Ces muscles participent principalement aux mouvements fins d'abduction-adduction.
- Les interosseux palmaires ont pour origines les faces latérales des différents métacarpes et s'insèrent sur les bord des phalanges proximales.

et sur la face dorsale :

- Les interosseux dorsaux ont pour origines les faces latérales des différents métacarpes et s'insèrent conjointement sur les phalanges proximales et rejoignent le mécanisme extenseur.

Les muscles propres à l'auriculaire sont l'opposant, l'abducteur et le court fléchisseur du petit doigt. L'abducteur du petit doigt a pour origine le pisiforme et le tendon du fléchisseur du carpe ulnaire, et s'insère sur la base de la 5^e phalange proximale. L'opposant et le court fléchisseur du petit doigt ont pour origine le rétinaculum fléchisseur et l'hamatum, et s'insèrent sur le métacarpe pour l'opposant, et la 5^e phalange proximale pour le fléchisseur. Ces muscles participent avant tout à des mouvements plus fins du 5^e métacarpe, plus mobile que les autres, en abduction et légèrement en flexion.

Le pouce possède sa propre musculature intrinsèque qui inclue le court fléchisseur, l'adducteur, le court abducteur et l'opposant. Ils ont pour origine les os du carpe (trapézoïde, scaphoïde ou hamatum) et le rétinaculum des fléchisseurs, et s'insèrent sur le premier métacarpe ou la base de la première phalange du pouce.

L'implication des intrinsèques dans les mouvements globaux est encore sujet à débat mais ils participent activement aux mouvements des doigts. Comprendre leur place dans la préhension nécessite des études spécifiques et adaptées à ces muscles de petites tailles, mais reste délicat compte tenu de la complexité de l'architecture du mécanisme extenseur et des tissus ligamentaires et tendineux de la main.

Muscles extrinsèques Les muscles principaux à l'origine des forces appliqués par les doigts ne se situent pas dans la main, mais ont leur ventre musculaire dans l'avant-bras, et leur origine se trouve sur le radius, l'ulna et parfois l'humérus. Leur tendons passent par le poignet et longent les différents métacarpes pour s'insérer sur les phalanges et sont donc dits « extrinsèques » à la main et aux doigts. Ainsi, les tendons de ces muscles vont traverser et donc agir sur plusieurs articulations : on parle ainsi de muscles « pluriarticulaires ». **La propriété d'action pluriarticulaire des muscles extrinsèques représente un mécanisme central dans la production de force avec la main puisque ces muscles agissent à la fois au niveau des articulations des doigts et du poignet.** On dénombre neuf muscles extrinsèques, que l'on peut différencier par leurs fonctions et leur positionnement.

Dans la loge antérieure, ou face palmaire, de l'avant-bras se trouveront les fléchisseurs, et dans la loge postérieure, côté dos de la main, les extenseurs. Comme pour les intrinsèques, on distingue les muscles des doigts longs et des muscles spécifiques au pouce, à l'index ou l'annulaire.

Pour le pouce, il y a un seul muscle dans la face palmaire, le **fléchisseur long du pouce (FPL)** qui a pour origine la face palmaire du radius, et s'insère à la base de la première phalange proximale. Dans la loge dorsale, vont se trouver l'**Abducteur long du pouce (APL)**, l'**Extenseur long du pouce (EPL)** et l'**Extenseur court du pouce (EPB)**. L'**APL** a pour origine la face dorsale de l'ulna et la membrane interosseuse (tissu conjonctif entre l'ulna et le radius) et s'insère sur la base du premier métacarpe. **EPB** a pour origine la face dorsale du radius et la membrane interosseuse, et s'insère à la base de la première phalange. **EPL** a pour origine la face dorsale de l'ulna et la membrane interosseuse et s'insère à la base de la phalange distale.

L'index possède un muscle propre, qui est l'**Extensor indicis (EI)**. Il a pour origine la surface dorsale de l'ulna et la membrane interosseuse, et s'insère sur le mécanisme extenseur de l'index.

L'auriculaire possède aussi un muscle propre, l'**extensor digiti minimi (EDM)**. Il a pour origine l'épicondyle latéral de l'humérus et la face dorsale de l'ulna, et s'insère sur le mécanisme extenseur de l'auriculaire. **Les muscles extrinsèques des doigts longs ont une anatomie singulière. D'un tendon d'origine commun dans l'avant-bras, le muscle va se séparer en différents chefs musculaires et tendons, spécifiques à chaque doigt long.** Il existe deux muscles fléchisseurs des doigts, un superficiel et un profond. Ils forment la majorité de la masse musculaire de la face interne de l'avant-bras.

Le **flexor digitorum superficialis (FDS)** est constitué de deux chefs qui ont respectivement pour origine la partie médiale de la tête humérale et la face supérieure et palmaire du radius (Figure 1.5). Ses deux chefs se rejoignent en un seul pour ensuite se diviser en quatre faisceaux qui vont s'insérer sur les phalanges médiales des doigts longs. Ses fonctions seront la flexion des articulations du poignet, **MCP** et **PIP**.

Le **flexor digitorum profundus (FDP)** prend son origine sur la face palmaire médiale de l'ulna et comme **FDS**, se divise en quatre chefs qui s'insèrent sur la base palmaire des phalanges distales des doigts longs (Figure 1.5). Ce muscle est fléchisseur de **MCP**, **PIP** et **DIP** ainsi que fléchisseur du poignet. Les huit tendons des fléchisseurs extrinsèques passent au niveau du poignet dans un espace réduit créé par l'agencement des huit os du carpe qui forment une voûte concave du côté palmaire, et enveloppé par le rétinaculum des fléchisseurs. (figure 1.6) Ce passage représente le canal carpien.

Du côté dorsal de l'avant-bras, un seul muscle extrinsèque des doigts longs est présent, l'**extensor digitorum communis (EDC)** (Figure 1.5). Il prend son origine sur l'épicondyle latéral de l'humérus, et se divise en quatre tendons qui s'insèrent sur les faces dorsales des trois phalanges. L'extenseur des doigts permet l'extension d'**MCP**, **PIP** et d'**DIP**, ainsi que l'extension du poignet.

Muscles du poignet Au-delà des muscles extrinsèques présentés précédemment, le poignet est également mobilisé par des muscles qui lui sont propres. Ces muscles

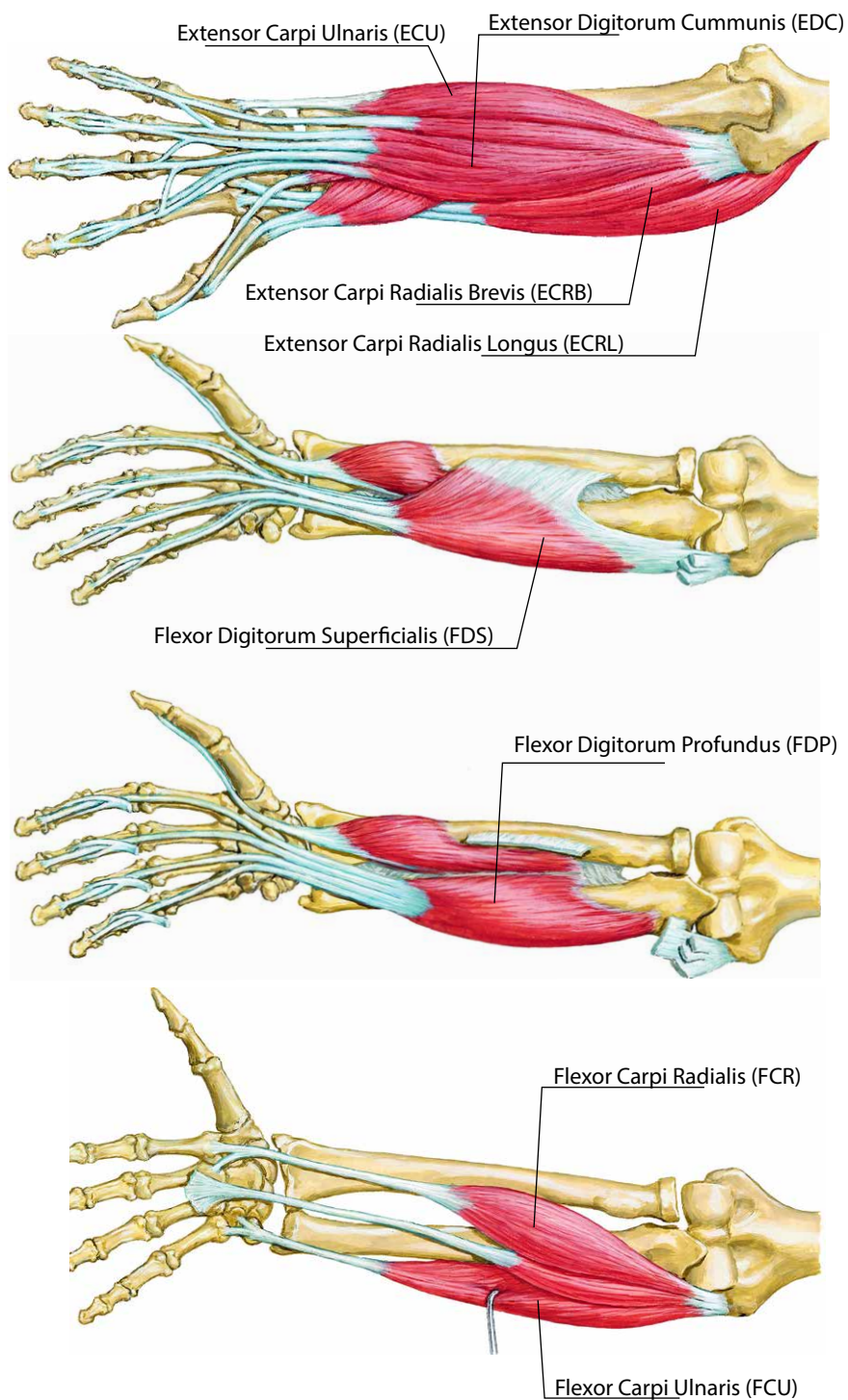


FIGURE 1.5. – Illustrations des muscles extrinsèques et du poignet extenseurs en haut et fléchisseurs en bas. (NETTER et al. 2019)

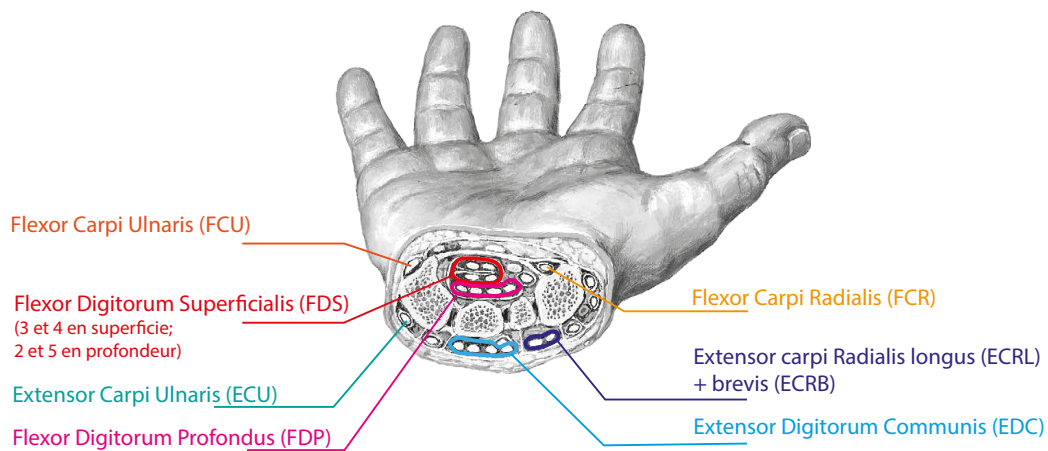


FIGURE 1.6. – Section transversale du poignet montrant le trajet des différents tendons au niveau du carpe. Vue supérieure dans le plan transverse. Tiré de (NETTER et al. 2019)

ont plusieurs actions et sollicitent en même temps mais avec des intensités différentes les deux degrés de liberté du poignet, c'est-à-dire la flexion-extension et la déviation radiale-ulnaire. Un muscle situé dans la face palmaire du côté radial sera fléchisseur et déviateur radial. Un muscle dans la face dorsale du côté ulnaire sera extenseur et déviateur ulnaire.

Dans la loge palmaire, on trouve le **flexor carpi radialis (FCR)** et le **flexor carpi ulnaris (FCU)** (Figure 1.5). Ces muscles ont pour origine l'épicondyle médial de l'humérus. **FCU** possède aussi une origine sur l'olécrane et la bordure dorsale de l'ulna. Ils s'insèrent sur la face palmaire proximale des métacarpes, respectivement, au niveau de la base du second métacarpe et sur la base du cinquième métacarpe. Ils sont tous deux fléchisseurs du carpe, mais ont deux actions opposées en déviation radiale ulnaire, c'est-à-dire déviateur radial pour **FCR** et déviateur ulnaire pour **FCU**.

Dans la loge dorsale on trouve l'**extensor carpi radialis brevis (ECRB)**, l'**extensor carpi radialis longus (ECRL)** et l'**extensor carpi ulnaris (ECU)** (Figure 1.5). Ces muscles ont pour origine l'épicondyle latéral de l'humérus, ainsi que la bordure dorsale de l'ulna pour **ECU**. Ils s'insèrent en face dorsale des métacarpes et vont avoir pour action commune, l'extension du poignet, et des actions en déviation différente selon leur position, radiale pour **ECRB** et **ECRL**, et ulnaire pour **ECU**.

Cette présentation a illustré la musculature abondante de la main, ainsi que des spécificités anatomiques des muscles extrinsèques des doigts traduisant la place centrale du poignet dans l'abondance. Cette richesse de possibilité nous permet une grande variété d'action sur l'environnement et une adaptabilité constante. Néanmoins, du fait de cette complexité, la compréhension de la production de force et de la coordination des actions musculaires restent des questions complexes et continuellement abordées.

1.1.3. Conclusion Anatomie

Les descriptions de l'anatomie osseuse et musculaire mettent en évidence le nombre important de muscles préhenseurs qui actionnent de multiples articulations de la main. Certains muscles centraux dans la production de force avec les doigts, comme **FDS** ou **EDC** vont même agir à la fois sur les articulations du doigt et du poignet. Cet aspect pluriarticulaire des muscles extrinsèques de la main entraîne un couplage direct entre mouvement du poignet et des doigts. Ainsi, lorsque nous contractons un muscle extrinsèque pour bouger un doigt, il va aussi mobiliser le poignet. De manière concrète, la flexion de l'index par **FDS** va engendrer une flexion à **MCP** et **PIP** au niveau des doigts, mais également une flexion au poignet. Cette spécificité nous permet d'interagir avec notre environnement de multiple façons, et de faire face à son caractère imprévisible.

Par exemple, **lorsque nous tenons un objet en main, nous sommes à même de changer de position de poignet pour orienter cet objet dans l'espace tout en conservant une action des doigts pour ne pas faire tomber l'objet.** L'action des muscles extrinsèques doit donc être modulée pour permettre la mobilité du poignet, tout en maintenant un effort musculaire suffisant pour le succès de la préhension. En effet, un changement de posture du poignet peut entraîner une modification de l'état de longueur d'un muscle préhenseur et entraîner une perte de capacité à produire de la force, lié à une relation appelée force-longueur (Section 1.2.4.2). La mobilité du poignet va également impacter les bras de levier des muscles extrinsèques. Ces bras de levier sont définis comme la distance « efficace » du tendon permettant de transmettre la force musculaire. Il dépend de la direction du tendon au passage de l'articulation et de sa position par rapport au centre de rotation. En faisant varier la longueur musculaire et le bras de levier des tendons, un changement de posture du poignet affecte donc la capacité de chaque muscle préhenseur, ce qui par effet cascade peut amener à une réorganisation complète de la répartition de forces entre muscles. **Il y a donc un véritable couplage entre l'action des doigts et la posture du poignet qui va venir impacter la production de force dans la préhension, et la coordination des muscles impliqués.** Ainsi, ce couplage entre posture articulaire et architecture musculaire est au cœur de ce qui définit le système musculosquelettique de la main et représente un défi de compréhension de la préhension.

1.2. La préhension, complexité et abondance

Parmi les mouvements que nous réalisons, la préhension se distingue par sa versatilité et nous permet d'interagir en permanence avec notre environnement. Grâce aux nombreuses structures osseuses et musculaires qui constituent la main, nous sommes à même d'adapter finement les forces appliquées à un objet pour faire face à de nombreuses situations parfois imprévisibles. Plus précisément, en modulant ces forces, nous pouvons saisir des objets aux formes et tailles variables tout en assurant cette préhension malgré des changements de position de la main et des couplages biomécaniques complexes avec le poignet. Pour comprendre la préhension, il faut donc être en mesure d'éclaircir les différents facteurs qui influencent les forces que l'on produit avec les doigts sur l'objet. La production et l'ajustement de la force de préhension nécessaire pour manipuler des objets dépend en effet de multiples contraintes que l'on peut détailler selon trois niveaux : celles propres à l'objet, celles reliées à la posture articulaire et celles associées à la mécanique musculaire. Cette partie va décrire ces trois niveaux cruciaux de la préhension, nécessaire pour comprendre les postures et les forces que nous produisons lors de la préhension.

1.2.1. Défi de la préhension

Cette partie va s'attacher à réaliser une présentation générale de la préhension, ainsi que des différents types de préhension que nous réalisons au quotidien. Cette présentation se déclinera en trois niveaux de compréhension permettant d'éclairer comment la force de préhension est produite et ajustée au travers de modulations des coordinations musculaires.

1.2.1.1. Définition de la préhension

La main permet une grande diversité d'interaction avec l'environnement. Parmi elles, la production de force avec les doigts nous permet d'attraper, soulever, tenir des objets. On parle alors de préhension, qui est la faculté de saisir des objets entre les doigts, en incluant ou non la paume. Pour autant, les actions de la main ne sont pas toujours dans un but préhensile. Des actions comme, pousser une porte, jouer du piano ou taper sur un clavier d'ordinateur représentent des applications de force avec la main ou les doigts considérés comme non préhensibles. Ils nous permettent d'agir sur notre environnement sans pour autant saisir un objet. **Néanmoins, la préhension reste l'action privilégiée et la plus commune, et de ce fait la plus étudiée.** Elle est essentielle dans notre quotidien, pour des tâches comme boire, manger, et pour manipuler des objets de dimension, de forme et de poids très différents.

1.2.1.2. Types de préhension et objets

Face à la grande variété de tâches et d'objets auxquels nous faisons face, on retrouve une diversité quasi infinie de position de nos doigts et donc de façon de réaliser une

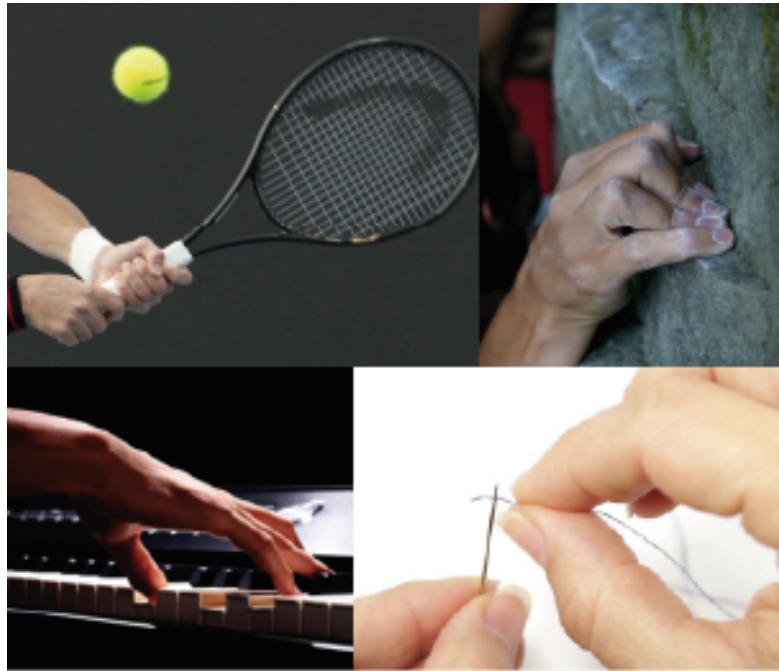


FIGURE 1.7. – Illustration de la diversité de la préhension, avec des tâches d'appuis (piano), de précision (aiguille) et de force (escalade et tennis)

préhension. Cependant, certains auteurs ont tenté de réduire cette diversité en proposant un nombre fini de préhensions et configurations articulaires. Par exemple, la prise utilisée pour se suspendre à une branche sera relativement comparable à celle de la manche d'une raquette de tennis, les deux objets présentant tous deux une forme relativement cylindrique. Dans la littérature, on retrouve différentes taxonomies (NAPIER 1956; FEIX et al. 2016; LANDSMEER 1962). Malgré cette diversité, elles se basent sur une première description donnée par NAPIER (1956) qui représente une classification reproductible et réutilisable pour l'étude de la préhension. Cette classification distingue une première catégorie de préhensions dites de puissance et palmaires, qui s'effectuent par l'action combinée des doigts et de la paume de la main. On y retrouve les manipulations d'objets de taille relativement importante et de formes cylindriques, comme le manche d'une pelle, ou sphériques, comme une balle. L'autre catégorie englobe les préhensions, dites de précisions, ou en pince. L'action se fait avec des points de contact de taille réduite, comme la pulpe d'un ou plusieurs doigts longs et le pouce, avec de faibles niveaux de force. Cette pince peut être réalisée entre le pouce et l'index, par l'opposition de la pulpe des doigts, mais également avec la face latérale de l'index, comme pour tenir une clé. Les taxonomies, plus récentes, détaillent un ensemble d'autres possibilités, mais conservent tout de même cette catégorisation globale selon cet aspect de puissance ou de précision. Ces taxonomies servent à la fois de support d'études pour les chercheurs, mais aussi de cadre d'évaluation pour les ergonomes.

1.2.1.3. Trois niveaux d'analyse

Au-delà de la diversité des préhensions, lorsque nous choisissons une façon de saisir un objet, il est possible de dégager trois niveaux d'analyse de la préhension qui vont permettre d'éclairer comment nous produisons les forces nous permettant de saisir et manipuler les objets.

1. Un premier niveau sera **l'environnement**. Il peut être représenté par les caractéristiques de l'objet saisi ou de la surface avec laquelle nous interagissons. Les propriétés de ces objets ou surfaces vont avoir un effet direct sur cette interaction et sur les forces que l'on va développer. (Section 1.2.2)
2. Le deuxième niveau sera **la posture articulaire**. Il représente toute la chaîne articulaire des doigts et du poignet qui va se coordonner pour s'adapter à l'objet, et influencer les forces exercées sur l'objet (Section 1.2.3)
3. Le troisième niveau sera **la mécanique musculaire**. Il décrira comment les actions musculaires, c'est-à-dire la partie motrice des forces de préhension, sont influencées par les multiples contraintes de l'interaction. (Section 1.2.4)

C'est un couplage entre ces trois niveaux qui vont influencer la production des forces appliquées pour saisir un objet. Cette interaction est pour le moins complexe à étudier du fait du principe de redondance (BERNSTEIN 1967), ou abondance (LATASH 2010). En effet, par essence, l'environnement n'est pas prévisible, et chaque jour nous faisons face à une infinité de possibilités en termes d'objet, obstacle et surface. Face à cette infinité de possibilités, l'architecture du membre supérieur (et du système musculosquelettique en général) a pris comme solution d'avoir un nombre plus élevé de degrés de liberté que nécessaire pour réaliser un mouvement. Par exemple, pour un déplacement donné de la main, il existe un nombre important de façons de bouger l'ensemble des articulations du membre supérieur et du corps pour y arriver. De même, pour une position des doigts sur un objet donné, il existe de nombreuses façons d'appliquer des forces en les répartissant différemment entre les doigts ou entre les muscles. Cette abondance, bien que complexifiant la compréhension du mouvement humain, est gérée au quotidien de manière relativement fluide et nous permet une grande adaptabilité. Adaptabilité nécessaire justement, pour faire face à différents environnements, à des pathologies affectant une articulation ou un muscle ou à des événements non prévus. Un point crucial dans la compréhension de la préhension est donc de savoir comment nous sommes à même de produire des forces avec la main malgré ces trois niveaux d'abondance (environnement, articulations et muscles). Cette partie va donc s'attacher à décrire comment ces différents niveaux définissent les postures articulaires et les coordinations musculaires associées pour produire les forces de préhension.

1.2.2. Préhension et environnement

1.2.2.1. Caractéristiques géométriques de l'objet

Les caractéristiques géométriques de l'objet que nous saisissons définissent le type de préhension que nous employons et donc les postures articulaires des doigts. Cette configuration articulaire va directement impacter la capacité à produire une force en venant modifier l'état des muscles. Une des caractéristiques les plus étudiées est la taille de l'objet qui influence la force maximale de serrage (BLACKWELL et al. 1999; DEMPSEY et AYOUB 1996; IMRHAN 1991; KONG et LOWE 2005; ROSSI et al. 2012). Pour une forme cylindrique, les études se sont penchées sur l'influence du diamètre qui fait varier l'ouverture de la main, c'est à dire la distance entre le pouce et les doigts longs. Pour un objet à saisir entre le pouce et l'index, les auteurs ont étudié la distance entre les deux pulpes, aussi appelée ouverture. Lorsque l'on fait varier la taille de l'objet, et donc cette ouverture, on observe classiquement une relation dite en « U inversé » (Figure 1.8), témoignant de la présence d'une taille optimale d'objet pour exercer une force maximale. On explique cette relation par le fait que le diamètre ou l'ouverture impose une posture de la main. Un changement de cette dimension va influencer toute la chaîne articulaire des doigts, et impacter directement les capacités musculaires en modifiant les bras de leviers et longueurs musculaires. Cette relation a été observée pour différentes préhensions, aussi bien à pleine main (BLACKWELL et al. 1999; KONG et LOWE 2005; LI 2002; O'DRISCOLL et al. 1992), qu'en pinch (IMRHAN et RAHMAN 1995; HALPERN et FERNANDEZ 1996; DEMPSEY et AYOUB 1996; DOMALAIN et al. 2008).

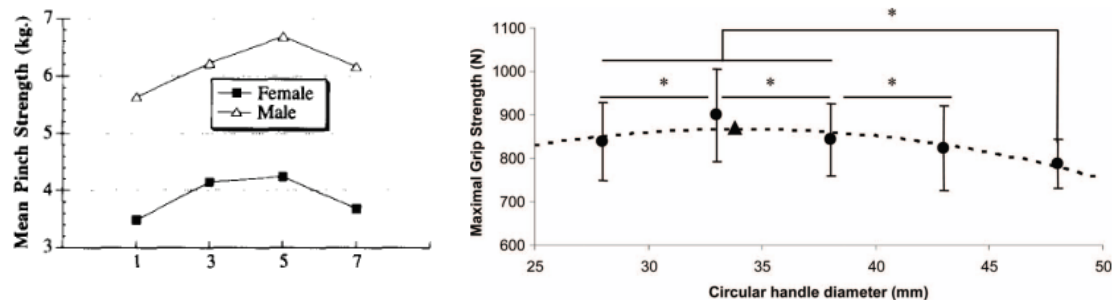


FIGURE 1.8. – Illustration de la présence d'une taille optimale d'objet pour exercer une force maximale en pinch (gauche) et power grip (droite). A gauche, DEMPSEY et AYOUB (1996) ont identifié que la taille permettant d'exercer une plus grande force entre le pouce et l'index est d'environ 5 cm. A droite, ROSSI et al. (2012) on identifié une taille optimale de 33 mm pour le power grip.

Ainsi, les caractéristiques géométriques d'un objet vont être déterminantes sur la posture articulaire que l'on va prendre, et directement impacter le niveau de force que nous sommes en mesure de fournir. Ces caractéristiques reflètent déjà le couplage direct existant entre les différents niveaux d'analyse du système musculosquelettique

lors de la production de force.

1.2.2.2. Coordinations des doigts

L'objet, ou la surface sur laquelle on va interagir, va pouvoir aussi déterminer le nombre de doigts utilisé. Le nombre de doigts a un impact direct sur les forces que l'on est à même de développer. Ainsi, les niveaux de forces développés en préhension à pleine main, avec les cinq doigts, sont environ six fois plus élevés pour une prise en pince pouce-index. De manière plus fine, pour un nombre de doigts fixe, il est possible de combiner leur force de plusieurs façons pour atteindre un même niveau de force totale sur l'objet. On parle ici d'un phénomène de "finger force sharing" qui décrit comment les doigts se coordonnent pour produire une force. Pour le comprendre, on peut prendre l'exemple d'une tâche impliquant l'appui sur une surface avec quatre doigts. Pour un même niveau de force totale sous les doigts, il existe un nombre important, quasi infini, de combinaisons de force possible sous chacun des doigts. En force maximale, on montre cependant que la répartition des doigts est assez constante entre les individus (LI et al. 1998; QUAINÉ et al. 2003). Cette constance s'explique par un principe de *minimisation des moments secondaires*. Le moment primaire représente l'effet direct sur le poignet de la force produite par les doigts tandis que le secondaire est la conséquence de comment se répartissent les forces entre les doigts. Lors d'une tâche d'appui appliquant des efforts perpendiculairement au dos de la main, le moment primaire est un moment de flexion-extension résultant de l'action des doigts sur la table. Le moment secondaire est un moment de pronosupination dont l'intensité et la direction dépendent de la distribution de force entre les doigts. Une répartition impliquant fortement l'index résulterait en un moment de supination tandis qu'une autre sollicitant le petit doigt résulterait en un moment de pronation. Or, il semblerait que la répartition de force « typique » entre les doigts observée chez des participants permettrait de minimiser l'intensité de ce moment secondaire. Cela s'explique par le fait que plus ce moment augmente plus il nécessitera l'équilibration par des muscles, ici pronateurs et supinateurs, perturbant donc la réalisation de la tâche. VIGOUROUX et al. (2011) ont montré qu'en faisant varier les contraintes de moments secondaires, soit en annulant le poids de l'objet, soit en utilisant une prise power grip « adaptée », la répartition de la force sous les doigts était différente. La prise power grip adaptée ferait en effet disparaître la notion de moment secondaire lié à la répartition de force sous les doigts et nécessiterait cependant d'équilibrer un moment au poignet engendré par les muscles fléchisseurs extrinsèques (Figure 1.9). Ainsi, nos capacités à produire une force de préhension et la façon dont nous la produisons en coordonnant les doigts et les muscles semblent influencées par les contraintes de la tâche (préhensile ou non prehensile) ou des contraintes internes, liées à l'architecture musculaire (VIGOUROUX et al. 2011). Encore une fois, bien que les contraintes internes de la tâche soient gérées par une coordination fine entre différents actionneurs, nous réalisons ces coordinations de manière naturelle et inconsciente.

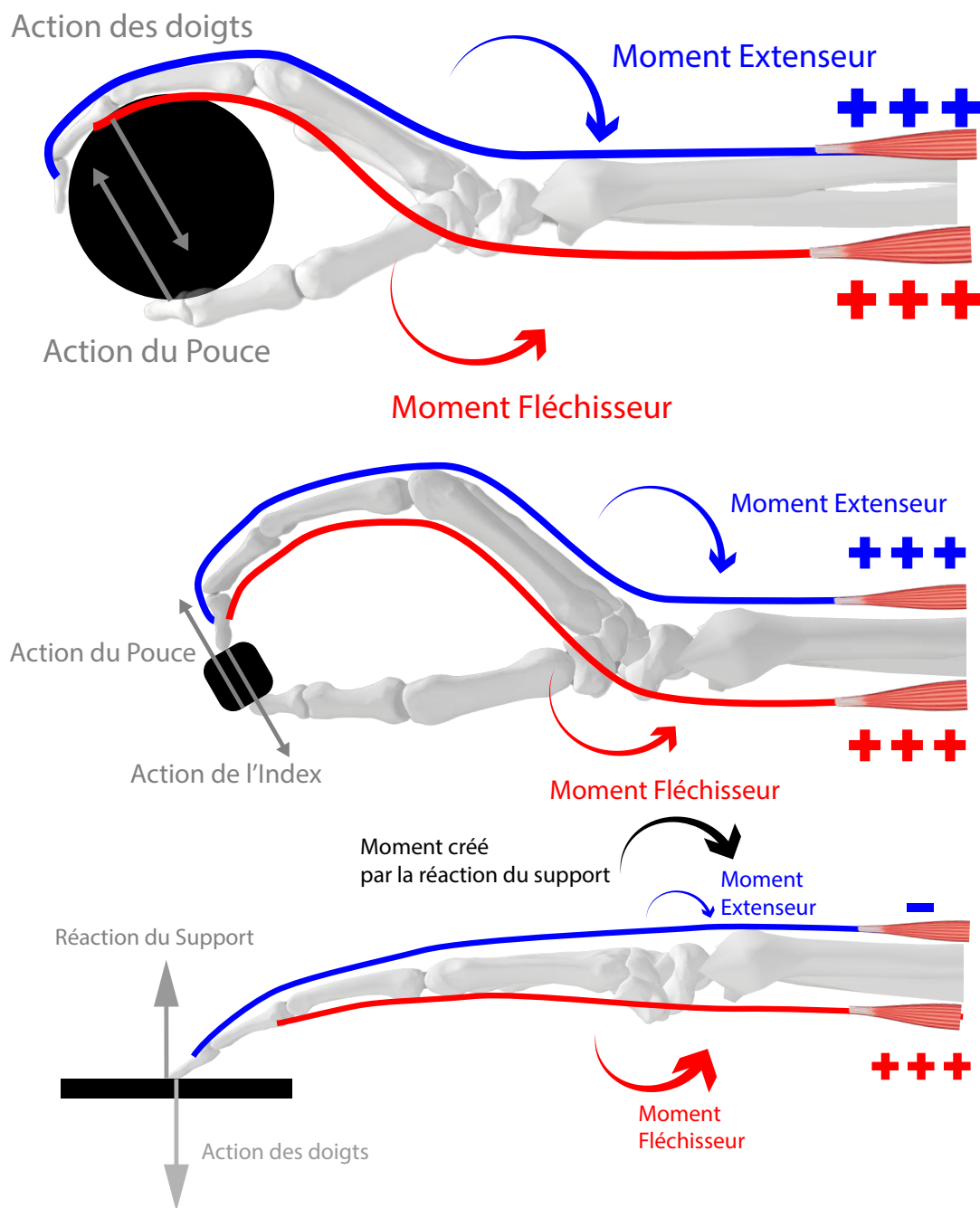


FIGURE 1.9. – Illustration des contraintes mécaniques appliquées aux poignet en fonction de trois types de préhension, à pleine main (en haut), en pince (milieu) et en appui (en bas). Dans la préhension à pleine main, l'action des doigts est annulé par le contact de l'objet avec la paume de la main et le pouce. Le moment fléchisseur au poignet crée par l'action des extrinsèques est donc contré par une action des extenseurs. En pince, le même principe se produit à la différence que l'action de l'index est uniquement contré par le pouce. En appui, il n'y a pas de force opposé créée par la main ou le pouce. Il y a donc uniquement la réaction du support qui équilibre l'action des doigts. Cette réaction du support crée un moment extenseur, diminuant la participation des extenseurs à l'équilibre du poignet.

1.2.2.3. Force sous-maximale

Les études citées dans les deux parties précédentes s'intéressaient au niveau de force maximal que nous développons en grip. En moyenne, la force que l'on peut développer en power grip est de 600 N (DEMPSEY et AYOUB 1996; KONG et LOWE 2005; WANG et al. 2018) et de 100 N en pinch grip (IMRHAN 1991; HALPERN et FERNANDEZ 1996; DOMALAIN et al. 2008). Néanmoins, lorsque nous tenons un objet en main, nous n'appliquons généralement pas la force maximale que nous pouvons développer. Ces niveaux de force donnent une idée de nos capacités, mais ne sont pas envisageables au quotidien. À l'inverse, si l'on applique le minimum de force nécessaire pour soulever un objet, ce dernier serait en permanence à la limite du glissement, représentant un équilibre instable. Pourtant nous arrivons à saisir ces objets fragiles sans les briser, montrant que nous sommes en mesure de fournir un niveau de force adapté à cet objet. Ainsi, dans une préhension de la vie quotidienne, non maximale, des études ont identifié que nous appliquons naturellement un surplus de force par rapport à ce minimum appelé "marge de sécurité" (WESTLING et JOHANSSON 1984; HADJIOSIF et SMITH 2015; DANION 2008). Nous régulons le niveau de force en permanence, en prévision des mouvements que nous envisageons de faire. Cette régulation vise à empêcher que l'objet ne nous échappe par un niveau de force trop proche du seuil d'équilibre, ou à nous épuiser en utilisant un niveau de force trop élevé. Cette marge de sécurité représente donc un élément important à prendre en compte dès lors que l'on va étudier la force de préhension à des niveaux dits sous-maximaux. Néanmoins, la gestion de cette marge de sécurité reste mal comprise, car elle varie selon les propriétés de l'objet, comme la matière à l'interface avec les doigts (KAWAI et al. 1995; de FREITAS et al. 2009; SEO et al. 2011), et également selon des caractéristiques de l'individu comme l'état émotionnel, l'âge (COLE 1991) ou l'entraînement (DANION 2008). À l'inverse, dans des situations où nous sommes amenés à fournir un effort maximal, cette marge de sécurité disparaît au profit de la réalisation de la tâche. Néanmoins, ce contrôle des forces appliquées va nécessiter une coordination fine de l'ensemble des muscles impliqués qui est encore mal comprise aujourd'hui.

1.2.2.4. Conclusion Niveau Objet

L'objet que nous prenons en main et les contraintes de la tâche viennent directement impacter la force de préhension. Les caractéristiques géométriques, comme la forme ou la taille, entraînent des changements de postures articulaires altérant les efforts fournis par les muscles et donc la force totale appliquée à l'objet. De plus, malgré une position des doigts fixe, de multiples répartitions de forces sous les doigts sont possibles mais le choix d'une solution semble guidée par des contraintes dans la tâche ou dans l'architecture musculosquelettique. Pour aller plus loin dans la compréhension des phénomènes de production de force avec la main, il semble donc nécessaire de s'intéresser aux possibilités au niveau articulaire. Les postures imposées par l'objet sont modulables et variables selon le but recherché. De plus, nous avons évoqué au chapitre 1 l'existence d'un couplage fort entre les doigts et la posture du

poignet via les muscles extrinsèques. Pour mieux comprendre la préhension et les efforts que nous produisons, il est donc important de décrire la place de la posture articulaire dans ces questionnements.

1.2.3. Préhension et Posture Articulaire

Avec les 27 articulations très mobiles qui composent le système ostéoarticulaire de la préhension, le nombre de postures possibles est pratiquement infini. On a pu classifier des types de préhension, pince ou pleine main, par exemple, au regard des caractéristiques de l'environnement. Néanmoins, lorsque nous tenons un objet, il est facile de faire varier son positionnement et la posture des doigts. Par exemple, si nous prenons un stylo, nous pouvons déplacer nos doigts de manière à faire rouler l'objet pour explorer les différentes variations de postures qui permettent tout de même de garder l'objet en main. Cette faculté est le résultat de la coordination de plusieurs articulations et illustre le principe de redondance, ici articulaire, théorie apportée par les travaux de (BERNSTEIN 1967). Plusieurs combinaisons de postures articulaires permettent d'arriver au même résultat. La question sous-jacente reste comment et quelle solution est choisie pour tenir cet objet en main. Cette question touche autant la posture des doigts qui peuvent parfois varier malgré des points de contact définis, mais également la posture du poignet qui est amenée à varier pour orienter la main selon les situations.

1.2.3.1. Coordinations des articulations

Ces variations de postures ont été étudiées. (SANTELLO et al. 2002) ont montré que les angles articulaires des doigts étaient similaires entre individus lorsqu'ils attrapaient le même objet, mais que cette dernière pouvait être ajustée. D'une préhension générale adaptée à la forme d'un objet, nous sommes capables de faire varier la posture, pour se repositionner, avoir une meilleure prise, appliquer plus ou moins de force ou le mouvoir. Cela montre que si la forme est un indicateur pour sélectionner une solution, en modifiant les forces appliquées, et donc les efforts fournis par les muscles, il est toujours possible de tenir un même objet. Ainsi, il existe une marge de liberté sur les combinaisons articulaires possibles pour une même préhension, parmi lesquelles nous faisons inconsciemment un choix. Plusieurs théories ont apporté une explication supplémentaire au choix d'une posture particulière. On peut citer la volonté du système à répondre à un critère de minimisation de variables biomécaniques (FLASH et HOGAN 1985; UNO et al. 1989). Ces variables peuvent être de différentes natures, comme la dérivée de l'accélération (FLASH et HOGAN 1985), les moments nets articulaires (UNO et al. 1989) et la dépense énergétique (ANDERSON et PANDY 2001).

1.2.3.2. Place spécifique du poignet

Au-delà du choix de la posture articulaire des doigts, il se pose aussi la question de la posture du poignet. En effet, comme il n'est pas directement influencé par les

caractéristiques de l'objet, nous avons une marge de liberté plus importante pour le choix d'une posture du poignet. Sa posture peut par exemple être ajustée pour orienter la main et l'objet différemment ou éviter un obstacle et nous restons à même de garder l'objet en main. Néanmoins, sa posture a un impact direct sur les forces que nous sommes à même de produire avec la main. L'impact de la posture du poignet sur les forces appliquées par les doigts a été démontré dans une préhension à pleine main (LI 2002; LEE et SECHACHALAM 2016; KONG et LOWE 2005) ainsi que dans des tâches de préhension en pinch (FINNERAN et O'SULLIVAN 2013; DEMPSEY et AYOUB 1996; HALPERN et FERNANDEZ 1996). L'observation commune à ses études est la présence d'une posture optimale, neutre ou légèrement en extension, permettant de produire une force de serrage maximale et une perte de force lorsque le poignet s'éloigne de cette posture, en flexion-extension ou déviation radiale-ulnaire (Figure 1.10). Cette relation en « U-inversé » rappelle celle observée par les auteurs ayant étudié l'effet de la taille de l'objet avec une taille optimale et une perte de force pour des dimensions plus faibles ou plus élevées. Par ailleurs, pour la préhension en pleine main, des auteurs ont mis en évidence que la posture optimale, où la force est maximale, était similaire pour les participants (O'DRISCOLL et al. 1992) (Figure 1.10). Plus surprenant encore, en l'absence de consigne spécifique sur la position du poignet, cette posture optimale était adoptée spontanément par les participants. Il semblerait donc que les mécanismes régissant cette relation entre force maximale et posture de poignet soient partagés entre différents participants. L'hypothèse avancée par les auteurs est basée sur la mécanique musculaire et suggère que la posture optimale permettrait de favoriser la capacité de production de force des muscles. En effet, pour une même tâche de préhension, le changement de posture de poignet va impacter la longueur des muscles et donc leur capacité à produire de la force, au travers de la relation dite de force-longueur (section 2.1.1.1). Cependant, à ce jour, cette hypothèse n'a jamais été démontrée. Il n'y a aucune étude qui a pu mettre en évidence un lien direct entre la posture articulaire, et le choix de cette posture, avec la capacité de production de force des muscles. Pour mieux comprendre ces liens entre performance et posture, il est donc nécessaire de s'intéresser à la mécanique musculaire et son effet dans la production d'une force avec la main.

1.2.4. Préhension et mécanique musculaire

Le muscle représente l'élément moteur de la préhension. Par leurs contractions, ils vont modifier la posture articulaire et créer la force des doigts sur l'objet, nécessaire à le manipuler. Au niveau musculaire, le principe de redondance/d'abondance est aussi présent avec les 30 muscles pour actionner les 21 degrés de liberté des cinq doigts et du poignet. Comme exposé en section 1.1.2, il existe des muscles très différents, situés dans la main ou l'avant-bras, ayant des actions au niveau des doigts, du poignet ou des deux. Une fois encore, cette abondance permet une adaptation à de nombreuses situations, mais complexifie la compréhension biomécanique du système préhenseur. Un questionnement central reste de savoir quel choix de coordination des forces musculaires est fait par le système neuro-musculosquelettique pour produire des

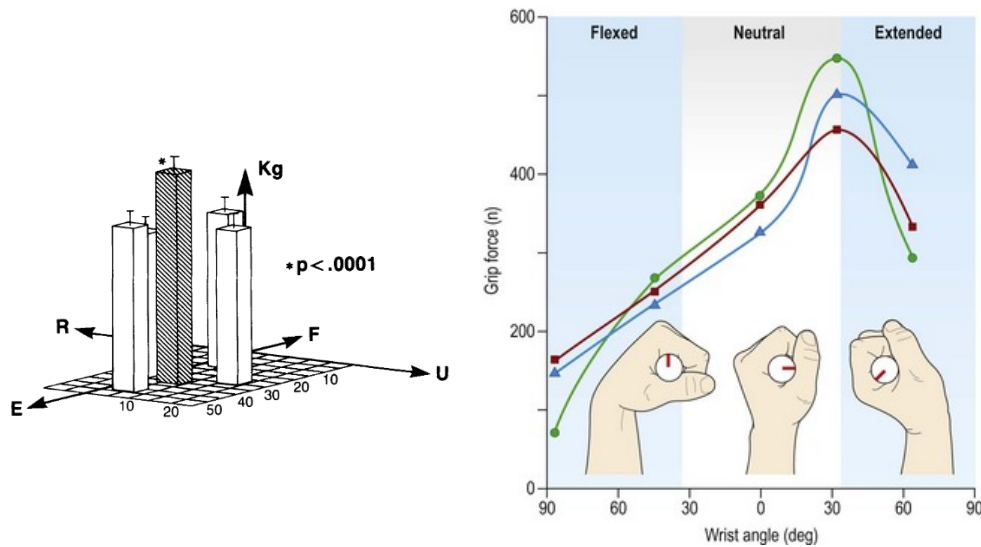


FIGURE 1.10. – A gauche, illustration de la présence d’une posture optimale de poignet pour fournir de la force qui est spontanément prise par des participants (O’DRISCOLL et al. 1992). Ces auteurs ont identifié que cette position correspondant à un poignet à 35 degrés d’extension et 7 degrés de déviation ulnaire. A droite, graphique du niveau de force de grip en fonction de l’angle du poignet et mise en évidence de la posture optimale. Adapté de NEUMANN (2002)

forces lors de la préhension. Ce choix repose sur des contraintes liées à la tâche (évoquées en partie section 1.2.2), mais également des contraintes liées à la mécanique propre du muscle. Cette partie décrira ces phénomènes à l’échelle du muscle et son impact sur la coordination entre les muscles pour produire une force.

1.2.4.1. Coordination des muscles

La préhension implique une trentaine de muscles. De ce fait, même pour un objet et une posture définie, il existe une infinité de coordinations de forces entre les muscles pour produire un même niveau de force de serrage au niveau de l’objet. Cette abondance permet une adaptation importante face aux contraintes de la tâche et permet également de continuer à saisir même lorsque certains muscles sont fatigués ou blessés. Malgré de nombreuses solutions possibles, nous sommes en mesure de sélectionner des coordinations adaptées nous permettant de réaliser nos tâches de tous les jours sans même y penser, ou provoquer de fatigue musculaire excessive. De la même manière qu’au niveau de la redondance articulaire, les critères de sélection d’une solution de coordination musculaire particulière relèvent de toute une littérature. Les études les plus connues utilisent une approche de « dynamique inverse » au sens où elles cherchent à connaître quelles forces musculaires ont été employées pour produire une force. Cette approche consiste à chercher une solution de forces musculaires permettant à la fois de satisfaire l’équilibre mécanique à chaque articulation

et de satisfaire un critère d'optimalité. Deux critères ressortent principalement. Le premier critère d'optimisation, appelé « muscle stress » se base sur une méthode que cherche à minimiser la somme des stress musculaires, calculés en divisant la force des muscles par leur aire de section physiologique, appelée PCSA (CROWNINSHIELD et BRAND 1981 ; ERDEMIR et al. 2007 ; SANCHO-BRU et al. 2014 ; VAN DER HELM et al. 1992). La PCSA est considérée comme étant proportionnelle à la force maximale du muscle au sens où elle représente la quantité de fibres dans le muscle. Le critère « muscle stress » exprime l'idée que la solution choisie minimise la somme des efforts musculaires, tout en prenant en compte leur capacité. Un deuxième critère dit de « minmax » consiste à minimiser la tension du muscle présentant la force musculaire la plus grande pour éviter une sursollicitation d'un muscle. Ces critères reflètent des hypothèses sur le fonctionnement du système neuromusculosquelettique pour choisir une solution de coordination musculaire. Bien qu'ils soient intéressants pour obtenir une idée « mécanique » de la répartition de forces entre muscles, ils restent mal adaptés pour prendre en compte des phénomènes physiologiques tels que la co-contraction. Ce phénomène correspond à la contraction de muscles ayant une action opposée au but de la tâche, muscles dits antagonistes, dont l'implication n'est pas nécessaire, mais permet d'assurer une protection des articulations ou une précision plus accrue. Si la coordination des muscles préhenseurs au niveau des efforts qu'ils produisent est encore mal connue, certains modes de contractions ont été mis en évidence, et trouvent leurs origines dans l'architecture du système musculosquelettique.

En effet, une particularité du système préhenseur déjà décrite au chapitre 1 est la présence de muscles extrinsèques et pluriarticulaires. Ces muscles exercent une action à la fois aux articulations des doigts (DIP, PIP, CMC), mais aussi à l'articulation du poignet. Il existe donc un couplage direct entre l'action des doigts et l'action du poignet. Ce couplage est bidirectionnel, puisque l'action des muscles des doigts va produire des contraintes au poignet, et inversement, les changements de posture du poignet vont influencer les efforts appliqués aux doigts. En effet, l'effort fourni pour la flexion d'un doigt par le muscle FDS correspond à la contraction de fibres dans l'avant-bras dont la force est transmise à la phalange par le tendon de FDS qui traverse donc le poignet et les articulations des doigts. Le trajet de ce tendon, passant par la face palmaire du poignet, va donc créer un moment de flexion au poignet. Ainsi, réaliser une flexion d'un doigt revient aussi à fléchir le poignet. Bien entendu, nous sommes capables de fléchir un doigt sans bouger le poignet. Ceci est possible par une action des muscles extenseurs des doigts, comme EDC, et du poignet, comme ECRL, qui bien qu'antagonistes à la production de force de préhension deviennent nécessaires pour garder le poignet en équilibre (Figure 1.9). Il a été ainsi montré que lors de la préhension le niveau d'activité et de contraintes internes des extenseurs était à un niveau comparable à celui des fléchisseurs (SNIJDERS et al. 1987 ; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b). Ce résultat montre un mode de fonctionnement singulier des muscles préhenseurs. En effet, la co-contraction est habituellement un phénomène courant, mais associé à des aspects de protection d'articulation ou de précision du geste. Pour la préhension, les muscles extenseurs doivent nécessairement se contracter pour empêcher un mouvement de poignet en contrebalançant l'action

des fléchisseurs extrinsèques qui, en produisant les actions de serrage, créent un moment de flexion au poignet. Néanmoins, compte tenu de l'influence de la posture du poignet sur la production de force de préhension (cf. Section 1.2.3.2), il semble nécessaire de comprendre comment la position de cette articulation peut moduler la mécanique du muscle et donc influencer la coordination musculaire et la force de préhension finale.

1.2.4.2. Mécanique du muscle : de la fibre au mouvement

Les muscles du système préhenseur agissant en coordination, la modification de l'état mécanique de l'un d'entre eux peut donc impacter les forces musculaires de tous les autres muscles. Comprendre comment un muscle va produire une force va donc être crucial pour les phénomènes de coordination musculaire et de production d'une force avec les doigts.

La production de force est définie et ajustée par divers paramètres tout au long de la chaîne musculosquelettique. Un premier ensemble de phénomènes qui va influencer le niveau de force musculaire sont les processus et messages nerveux, partant du cerveau jusqu'aux motoneurons (WINTER 2009 ; ZAJAC 1989). Ces processus vont définir les muscles activés, l'intensité d'activation du muscle, en fonction du nombre de motoneurons activés et de la synchronisation de ces derniers (DE LUCA et ERIM 1994 ; FARINA et al. 2013). Ces phénomènes sont déterminés par un ensemble de facteurs dont les contraintes de la tâche et leur étude *in vivo* nécessite des protocoles dont la mise en place est complexe, car combinant EMG et électro-encéphalogramme (EEG). Un autre paramètre qui va déterminer la force musculaire sera la géométrie du muscle. Plus précisément, l'aire de section de coupe physiologique (PCSA) est proportionnelle au niveau de force maximale que peut produire un muscle (ZAJAC 1989). Au plus cette aire est élevée, au plus la force maximale sera élevée. Cette valeur est notamment utilisée dans des critères d'estimation de la coordination de forces musculaires (Section 1.2.4.1). Parmi l'ensemble des paramètres géométriques, on peut également citer l'angle de pennation qui détermine l'angle entre l'axe selon lequel les fibres musculaires exercent leur force et l'axe du tendon qui va transmettre la force musculaire à l'articulation. Enfin, la direction et la position du tendon par rapport à l'articulation mobilisée vont définir le bras de levier musculaire. Ce bras de levier traduit la capacité du tendon à transmettre un moment à l'articulation. Ces différents phénomènes vont tous conditionner la force produite par le muscle.

Plus spécifiquement, à l'échelle des fibres musculaires, on distingue deux principes physiologiques qui définissent la production de force : la relation de force-vitesse et la relation de force-longueur. Pour les comprendre, il faut savoir comment est constituée une fibre musculaire. Un muscle possède un agencement particulier avec un ensemble de tissus dont l'unité fonctionnelle est le sarcomère dont l'ordre de grandeur est le micromètre. La fibre musculaire est constituée par un ensemble de myofibrilles, et chaque myofibrille est formée par une succession de sarcomères en série. Les propriétés physiologiques décrivent le comportement de ces fibres musculaires. Le sarcomère est constitué de deux types de myofilaments se chevauchant,

un filament épais constitué de protéines de myosine et un filament fin constitué de protéines d'actine. Les différentes réactions chimiques déclenchées par l'activation des motoneurones engendrent une interaction entre ces deux protéines qui va permettre le glissement des filaments épais sur les filaments fins, provoquant une traction entre les myofibrilles, à l'origine de la production de force et du raccourcissement à l'échelle du ventre musculaire (HUXLEY 1957). À l'échelle d'une fibre musculaire isolée, il a été identifié une relation entre la vitesse de raccourcissement et la force qu'elle est capable de produire (FENN et MARSH 1935 ; HILL 1938) (Figure 1.11).

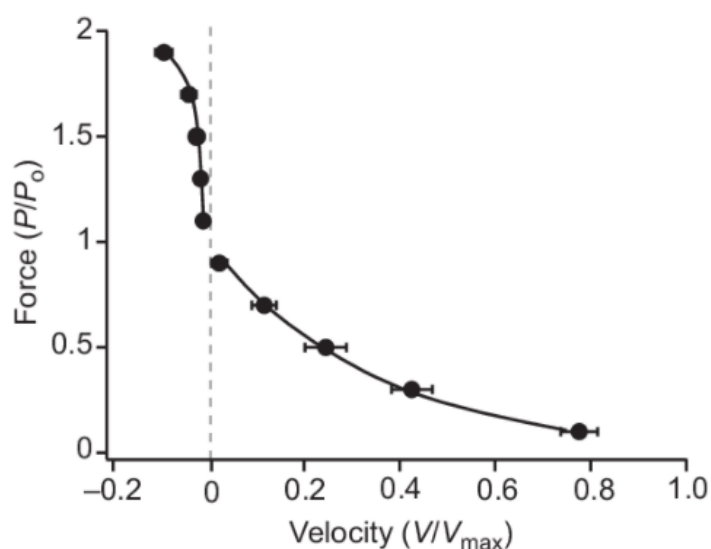


FIGURE 1.11. – La relation force-vitesse de raccourcissement et d'allongement du muscle. Les données de vitesse sont basées sur la vitesse de l'UTM et sont normalisées à la vitesse maximale de raccourcissement (V_{max}). Les forces sont normalisées par rapport à la force isométrique maximale (P_0). Les données (moyennes \pm s.e.m.) sont regroupées à partir de sept muscles et ajustées selon OTTEN (1988).

La diminution de la force avec l'augmentation de la vitesse de raccourcissement est basée sur la cinétique du comportement des ponts-actine-myosine, de leur formation à leur détachement (HUXLEY 1957 ; PIAZZESI et LOMBARDI 1995).). Néanmoins, les mouvements de préhension sont le plus souvent statiques. Les doigts restent fixes sur l'objet à maintenir dans la plupart des cas. Les mouvements dynamiques seront spécifiques à certaines situations, comme jouer une pièce de piano complexe ou un coup droit en tennis pour le poignet. Dans la plupart des cas les vitesses de rotation articulaires et donc les vitesses de raccourcissement/allongement des fibres sont relativement faibles.

La deuxième relation importante décrivant la production de force musculaire est celle appelée force-longueur. Elle décrit une relation entre la longueur du sarcomère et la

force produite. En effet, en fonction de la position de l'articulation au moment de sa contraction, le muscle va être plus ou moins long. Cet état de longueur influe sur la longueur des sarcomères et donc le taux de recouvrement des filaments fins sur les filaments épais (Figure 1.12). Un sarcomère allongé aura son taux de recouvrement d'actine/myosine réduit, voire annulé pour les longueurs trop importantes. Or, au plus ce taux, qui détermine le nombre de ponts possible, est important, au plus la force produite est importante (HUXLEY 1957; ZAJAC 1989; OTTEN 1988). De la même manière lorsque le muscle est contracté et sa longueur réduite, le taux de recouvrement diminue. En effet, les filaments fins vont se chevaucher, diminuant ainsi le nombre de possibilités pour les protéines de myosine de créer des ponts. On trouve donc une position, et donc une longueur, où le nombre de ponts actine/myosine est le plus important, ou optimal. Ainsi, on est à même de distinguer différentes portions de cette relation. La portion ascendante est la partie gauche où le muscle est raccourci et où ses capacités augmentent. Le plateau est la partie centrale où le muscle produit sa force maximale. La portion descendante correspond à la partie droite de la courbe où le muscle est allongé et ses capacités diminuent. Néanmoins, cette propriété physiologique du muscle, décrite sur un muscle isolé, pose la question de son impact sur la coordination de l'ensemble des muscles lors d'une tâche. Afin de mieux cerner l'importance de cette relation pour la production de force, des auteurs ont étudié sur quelles portions de la courbe les muscles travaillent. Il est à noter que pour une plage articulaire physiologique le muscle ne parcourt pas l'ensemble de la courbe. En effet, en laboratoire, il est possible de faire varier la longueur de la fibre de manière très large, et au-delà d'une utilisation fonctionnelle. Différents auteurs ont donc étudié les changements de longueurs des fibres sur des muscles « *in vivo* ».

Le niveau de force du muscle va aussi être impacté par son niveau d'activation. En effet, la force maximale du muscle augmente avec l'activation, en lien avec le nombre d'unités motrices recrutées. Cependant, la relation entre niveau d'activation et niveau de force n'est pas linéaire (RASSIER et al. 1999). Par ailleurs, l'activation musculaire va aussi affecter la longueur optimale des fibres pour fournir de la force. Cette influence se traduit par un déplacement de la longueur optimale vers des longueurs plus importantes, avec une baisse du niveau d'activation (Figure 1.12) (RASSIER et al. 1999; ROSZEK et al. 1994; HOLT et AZIZI 2014; COX et al. 2019). Ce déplacement serait d'une part lié au fait que les processus électrochimiques dépendent de la longueur des fibres (RACK et WESTBURY 1969; STEPHENSON et WENDT 1984; HOLT et WILLIAMS 2018), et d'autre part lié au caractère hétérogène de la structure du muscle, les sarcomères, fibres et ventres étant séparés par des enveloppes passives (HUIJING 1999; HOLT et WILLIAMS 2018). Cette information sur le déplacement de la longueur optimale va est donc cruciale pour préciser la force développée par le muscle pour des niveaux d'activation faible. Néanmoins, sa prise en compte dans les modèles est variable. On reporte des valeurs fixées arbitrairement de 15% (BUCHANAN et al. 2004; LLOYD et BESIÉ 2003), allant jusqu'à 40% pour certains (ICHINOSE et al. 1997). Cette importance du niveau d'activation à des niveaux modérés apparaît donc déterminante dans la précision des modèles de force-longueur des muscles et permet de préciser le comportement in-vivo des muscles, mais sa prise en compte est encore limitée,

notamment au niveau de la main.

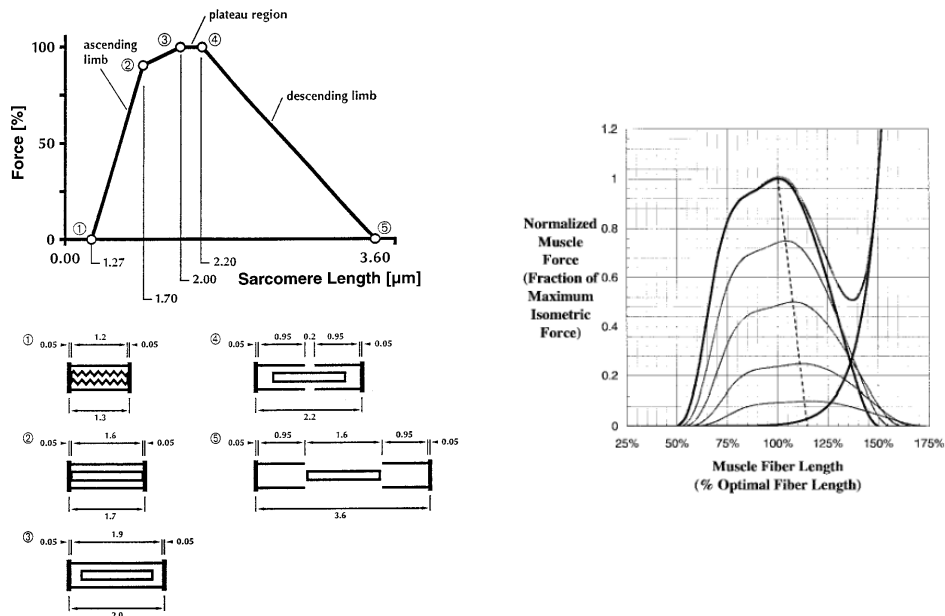


FIGURE 1.12. – A gauche, représentation schématique de la théorie des filaments glissant (OTTEN 1988; ZAJAC 1989). En haut, relation force-longueur du sarcomère du muscle squelettique de grenouille, et en bas, les sarcomères schématiques correspondant aux points cruciaux (1-5) étiquetés sur la courbe force-longueur sur la courbe force-longueur. Tiré de RASSIER et al. (1999). A droite, relation force-longueur normalisée d'un muscle. Les lignes sombres et épaisses indiquent une activation maximale, tandis que les lignes fines et claires correspondent à des niveaux d'activations plus faibles. Tiré de BUCHANAN et al. (2004).

LIEBER et WARD (2011) ont montré que les extenseurs du poignet parcouraient principalement la part descendante et une partie du plateau de leur relation, et que ces derniers sont donc plus efficaces avec le poignet en extension. Ces mesures de longueur démontrent l'influence de la posture du poignet sur la longueur des muscles, mais n'ont en revanche pas été reliées à un niveau de force développé par les muscles, qui permettrait de conclure sur leur contribution à la force de préhension. MAGANARIS (2001) a mis en place un protocole permettant d'estimer la relation de force longueur de deux muscles de la jambe par échographie. Il a montré un lien entre une perte de moment mesuré par ergomètre et une perte des capacités de production de force des fibres musculaires. Par exemple, la perte de moment entre la cheville en flexion dorsale (-30°) et en position neutre (0°) était de 25% environ. Ceci correspondait à un raccourcissement de la fibre musculaire du soléaire de 20% associé à une perte d'environ 30% de la force développée par ce dernier. Ces résultats montrent l'effet que peut avoir la mécanique du muscle sur un effort que l'on va produire, ici avec la cheville. Pour aller plus loin, ARNOLD et DELP (2011) ont exploré comment ces relations de

force-longueur évoluaient lors de la marche, au regard de l'activation et de la portion de la relation parcourue. Ils ont montré que la plage de la relation de force-longueur parcourue était différente en fonction des muscles, certains parcourant une grande partie de leur relation, d'autre une portion spécifique, comme le plateau, la partie ascendante ou descendante. Plus encore, ils ont aussi montré que ces muscles étaient activés sur des portions spécifiques de cette plage parcourue. Ainsi, le [système nerveux central \(SNC\)](#) semble prendre en compte cette caractéristique des muscles dans la production d'un mouvement, ici la locomotion. De manière plus générale, il semble y avoir une coordination spécifique des muscles pouvant être reliée à la mécanique de force-longueur dans un mouvement dynamique.

Cependant, ces deux études ont porté sur le membre inférieur, dont les contraintes de locomotion impliquent une coordination spécifique, et l'aspect dynamique intègre aussi la propriété de force-vitesse. Aucune étude n'a exploré ce lien entre mouvement, performance et mécanique musculaire dans la préhension. Or les effets de la relation de force-longueur pourraient être particulièrement importants dans le cadre de la préhension. En effet, les muscles extrinsèques sont pluriarticulaires et leur longueur est influencée par plusieurs articulations en même temps. Le poignet possède de plus une très grande plage articulaire (environ 150°, chapitre 1) et peut donc modifier significativement les longueurs des muscles extrinsèques et du poignet, et donc les efforts produits par ces muscles. C'est l'hypothèse avancée par les auteurs ayant observé des variations de force de serrage maximale en fonction de la posture du poignet (O'DRISCOLL et al. 1992). Cet effet de la posture du poignet sur la production de force est observé (Section 1.2.3.2), mais cette hypothèse du rôle de la mécanique musculaire sur la coordination des forces musculaires et de la performance n'a jamais été prouvée à l'aide de données quantifiées. Aussi, la préhension est un mouvement qui de manière générale demande un maintien statique de l'objet. La relation de force-vitesse n'a donc aucune influence sur les efforts produits par les muscles, ce qui accentuerait l'importance de la force-longueur sur la force de serrage et la coordination musculaire. Par ailleurs, dans le cadre des théories portant sur les critères décrivant le contrôle « optimal » du mouvement (TODOROV et JORDAN 2002; VALERO-CUEVAS et al. 2009; HIRASHIMA et OYA 2016), il est légitime de questionner la place de la mécanique musculaire dans ces critères. L'étude d'O'DRISCOLL et al. (1992) a mis en évidence que la posture optimale pour fournir une force de préhension maximale était similaire et prise spontanément par des participants. Cela suggérerait que pour produire un effort maximal, nous choisissons naturellement une posture de poignet optimale qui correspondrait à un état de longueur optimal des muscles et donc à une influence de la relation force-longueur.

Pour répondre à ces questionnements, il faut cependant être en mesure d'accéder aux propriétés des muscles de la préhension et de quantifier les efforts qu'ils fournissent.

1.3. Quantifier la mécanique musculaire

Un des principaux défis de la biomécanique en général concerne la quantification de la mécanique musculaire, par exemple, la longueur des fibres ou la force exercée par le muscle. En effet, il est possible d'étudier la mécanique musculaire de manière que l'on qualifie d'*in-vitro* ou *ex-vivo*, sur des échantillons biologiques, telle qu'une fibre musculaire isolée ou un muscle entier. Ces études, bien que cruciales, ne sont pas complètement représentatives du fonctionnement *in vivo* du muscle, c'est-à-dire en mouvement, et de son action au sein du système musculosquelettique. L'accès à des données quantitatives sur la mécanique musculaire est plus complexe sur un participant vivant, que ce soit au niveau éthique ou méthodologique. Néanmoins, les avancées technologiques apportent de plus en plus de possibilités et démocratisent certains outils permettant d'accéder ou d'estimer la mécanique musculaire. Dans cette partie, je vais donc explorer différentes méthodes et outils qui permettent de mesurer ou estimer les efforts internes et l'allongement musculaire. Je vais confronter leurs avantages et inconvénients de ces outils aux caractéristiques de l'architecture de la main pour en faire ressortir différentes méthodes adaptées pour répondre à la question du rôle de la mécanique musculaire sur la coordination des muscles lors de la préhension.

1.3.1. Mesures directes

Les méthodes les plus précises pour mesurer directement les mécaniques musculaires sont celles qui viennent directement récupérer les différentes variables au niveau du muscle. Ces mesures directes assurent d'obtenir le comportement musculaire *in vivo*, mais vont le plus souvent nécessiter une intervention chirurgicale lourde. Pour la force, ces techniques vont consister à insérer des capteurs de forces et pressions dans le corps. Du fait de l'aspect invasif de ces capteurs, ce type de méthodes a été plus largement réalisé sur des échantillons cadavériques (CHANTELOT et al. 2008; MORAN et al. 1985; PEARLMAN et al. 2004; VALERO-CUEVAS et al. 2000) (et sur des animaux vivants (RAVARY et al. 2004)) plutôt que sur l'homme vivant (FLEMING et BEYNNON 2004). Dans le but d'évaluer les niveaux de forces musculaires chez l'homme vivant, des études ont consisté à placer des capteurs à jauges de contraintes autour de tendons des fléchisseurs extrinsèques de la main de patients subissant une opération du canal carpien (DENNERLEIN et al. 1998; KURSA et al. 2005; SCHUIND et al. 1992). Ces études ont notamment permis d'avoir accès à des données de forces dans les tendons des muscles FDP et FDS durant une tâche d'appui avec un doigt. Au niveau du membre inférieur, des capteurs à fibres optiques ont été insérés dans les fibres du tendon achilléen et patellaire pour des mesures en laboratoire durant le saut et la course ((FINNI et al. 2000; KOMI et al. 1996)). Comparés aux jauges de contraintes, les systèmes à fibres optiques sont moins invasifs et permettent donc une utilisation en laboratoire moins contraignante en termes de mouvement pour le sujet. Il est cependant important de noter que deux à trois semaines de récupération étaient nécessaires pour que les sujets marchent à nouveau normalement ((KOMI et al. 1996)),

ce qui représente un obstacle majeur à la généralisation de tels protocoles. De plus, les études réalisées jusqu'à présent montrent que la portée de ces capteurs est limitée à des mesures locales le long de tendons ou ligaments suffisamment gros et superficiels pour être instrumentés. Ainsi, ces systèmes ne semblent pas applicables à l'étude de l'ensemble des tendons et muscles de la main dont la complexité a déjà été abordée en première partie (chapitre 1). En effet, une quarantaine de capteurs, un par tendon, devraient alors être placés tout autour de la main et de l'avant-bras, ce qui serait hautement invasif pour le sujet et demanderait un temps et des moyens d'installation inenvisageables.

Pour mesurer la cinématique du muscle, les techniques utilisées consistent le plus souvent en l'utilisation d'outils optiques, basés sur la diffraction laser permettant l'étude du comportement d'un muscle. LIEBER et al. (1997) et LIEBER et FRIDÉN (1998) ont mesuré la longueur de sarcomères par diffraction laser lors d'actes chirurgicaux. Les fibres d'un des muscles du patient sont révélées et un système permet de faire passer un laser et d'observer l'allongement ou le raccourcissement des sarcomères. Plus récemment, les progrès technologiques ont permis de limiter l'aspect invasif des outils, avec la micro-endoscopie (LLEWELLYN et al. 2008; SANCHEZ et al. 2015; LICHTWARK et al. 2018). L'utilisation de telles techniques permet d'obtenir une quantification de la longueur du sarcomère pour différentes postures mais reste invasive et donc encore difficile à mettre en œuvre sans les outils et les qualifications appropriées. Leur utilisation n'a également pas encore permis de croiser cette analyse de longueur de sarcomère avec un niveau de force de la fibre ou du muscle. Le fait de cibler un seul muscle reste également contraignant pour l'étude de la coordination musculaire lors de la préhension où le but est de pouvoir quantifier la distribution de forces entre plusieurs muscles.

1.3.2. Mesures périphériques

Une alternative aux mesures directes est le passage à des variables mesurables de manière non invasive, qui permettent à l'aide de propriétés fondamentales et modèles d'estimer la mécanique musculaire. On peut ainsi mesurer l'activité musculaire ou utiliser l'imagerie médicale pour observer l'architecture interne, ou encore analyser la cinématique du mouvement pour estimer les variations de longueurs des muscles à partir des angles articulaires. Ces différentes techniques seront décrites dans les trois prochaines parties.

1.3.2.1. Cinématique

L'analyse cinématique du mouvement humain permet d'estimer la mécanique musculaire en reliant les déplacements des segments à la longueur muscle-tendon. La méthode la plus utilisée est le système de capture du mouvement optique, qui permet de suivre le mouvement des segments dans le temps, soit à l'aide de marqueurs placés sur le corps, soit par analyse vidéo. Cependant, la mesure de la cinématique de la main est complexe du fait de la présence de nombreux segments de petites tailles.

Pour suivre le déplacement de l'ensemble des segments, un nombre important de marqueurs doit être placé dans un volume de capture réduit. De ce fait, de nombreux chevauchement et occlusion des marqueurs apparaissent lors d'un enregistrement. Ces occlusions apparaissent aussi grandement lors de vidéo ou de systèmes sans marqueurs. De plus, la variabilité de mouvements possible fait que le placement des caméras doit être adapté pour limiter ces phénomènes d'occlusion. La conséquence est qu'il n'y a donc pas de consensus sur les ensembles de marqueurs ou le placement des caméras pour suivre la cinématique de la main (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2014; REISSNER et al. 2019). Par ailleurs, les données de cinématique permettent d'estimer la longueur de l'unité muscle-tendon, en calculant le déplacement du tendon induit par les changements d'angles articulaires. Cependant, il n'est pas possible de relier directement cette longueur muscle-tendon à la longueur du ventre musculaire qui est la longueur qui va déterminer le niveau de force en fonction de la relation de force-longueur. En effet, selon le niveau de contraction du muscle, le tendon étant élastique, la longueur musculaire va varier en conséquence, pour une même posture (ITO et al. 1998; HODGES et al. 2003). Plus précisément, lors d'une contraction isométrique, les fibres musculaires se raccourcissent tandis que le tendon s'allonge, sans qu'il y ait de changement de la longueur totale de l'unité muscle-tendon. Ainsi, pour estimer la longueur musculaire, il est essentiel de prendre en compte ces variations de longueur due à l'activation musculaire.

1.3.2.2. Électromyographie

L'électromyographie **EMG** est un moyen fréquemment utilisé pour étudier la contraction musculaire. Cette technique permet la mesure de l'activité électrique d'un muscle qui correspond à la somme de potentiels d'actions générés par les fibres musculaires lors de la contraction d'un muscle (WINTER 2009). Le signal peut être mesuré à l'aide d'électrodes qui peuvent être soit plates et placées en surface de la peau, on parle alors d'**EMG** de surface, soit sous forme d'aiguilles et insérées directement dans le muscle, on parle alors d'**EMG** intramusculaire. Dans les deux cas, l'activité de chaque muscle est souvent normalisée par rapport à une activité maximale observée durant une tâche où le sujet produit une force maximale. Cette normalisation permet de quantifier l'implication d'un muscle dans différentes tâches et permet la comparaison entre différents muscles et différents sujets. Par exemple, pour l'avant-bras et la main, l'**EMG** a souvent été utilisé comme indicateur de la force musculaire durant des tâches de préhension (GREIG et WELLS 2008; HOOZEMANS et van DIEËN 2005; MOGK et KEIR 2003; SNIJDERS et al. 1987). Par ailleurs, la fréquence du signal **EMG** peut être utilisée en tant qu'indicateur de l'état de fatigue du muscle (BIGLAND-RITCHIE et WOODS 1984; HÄGG et MILERAD 1997; VIGOUROUX et QUAINÉ 2006). L'**EMG** de surface est la technique la plus couramment utilisée, car elle est simple à mettre en œuvre et fournit des informations intéressantes malgré la distance séparant le muscle de l'électrode. Après préparation de la peau (rasage, abrasion, nettoyage), deux électrodes sont placées au-dessus de chacun des muscles d'intérêt dans le sens des fibres, sur le « ventre » musculaire entre les deux insertions tendineuses, et à bonne distance de la

plaque motrice où se trouvent les jonctions neuromusculaires. La figure 1.13 présente un placement d'électrodes de surface pour la mesure d'activités musculaires dans l'avant-bras lors d'une tâche de préhension. L'EMG de surface permet d'obtenir des informations globales sur le muscle se trouvant sous les électrodes, mais présente le risque d'enregistrer également l'activité des muscles se trouvant autour de l'électrode. Ce phénomène commun dans l'acquisition de signaux est appelé « cross-talk » et est particulièrement prononcé lors d'enregistrements EMG dans l'avant-bras qui contient de nombreux muscles dans un espace restreint. En effet, des auteurs ont observé jusqu'à 60% de signal commun entre deux paires d'électrodes adjacentes éloignées de 3 cm lors de l'enregistrement EMG de plusieurs muscles des doigts et du poignet (KONG et al. 2010). Il est donc difficile de se fier à l'EMG de surface pour estimer précisément les forces musculaires individuelles. De plus, les électrodes étant placées au niveau de la peau, les mesures sont restreintes aux activités des muscles superficiels et ne s'appliquent pas aux muscles profonds, qui se situent sous d'autres muscles.

L'EMG intramusculaire remédie aux limitations citées ci-dessus en permettant, comme illustré sur la figure 1.13, de cibler plus précisément les muscles et d'accéder à ceux éloignés de la surface de la peau. Cette méthode a notamment été utilisée afin de mesurer l'activité des muscles des doigts qui incluent à la fois des muscles profonds de l'avant-bras (FDP) ainsi que des muscles de petites tailles (intrinsèques) (BURGAR et al. 1997; REILLY et SCHIEBER 2003; VALERO-CUEVAS et al. 2009; VIGOUROUX et al. 2007). Cependant, cette technique reste invasive; son utilisation nécessite donc une formation ou une assistance médicale et contraint les tâches réalisables par le sujet à cause de la gêne créée par les aiguilles et les câbles des électrodes. En outre, le signal enregistré par EMG intramusculaire ne correspond qu'à un nombre très limité de fibres et ne fournit donc qu'une information très locale, peu représentative de l'activité globale de l'ensemble du muscle.

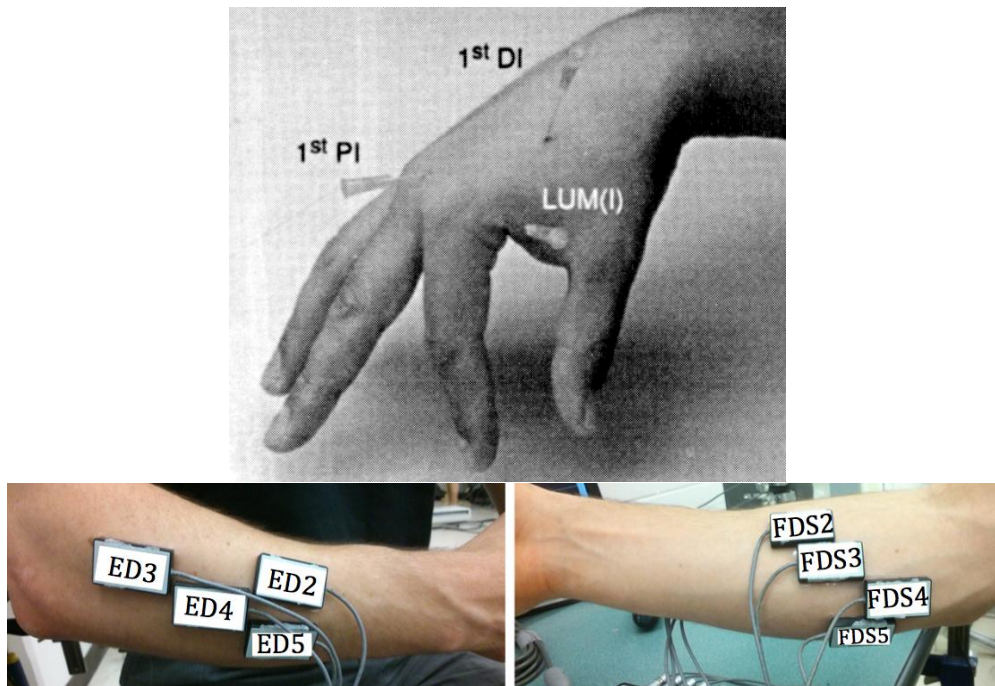


FIGURE 1.13. – En haut, placement d'électrodes intramusculaire pour des muscles intrinsèques((BURGAR et al. 1997). En bas, placement d'électrodes de surface dans le cadre d'une expérimentation sur la préhension ((MAY et KEIR 2018)).

Au-delà des limitations expérimentales listées ci-dessus, le signal **EMG** seul est difficilement utilisable pour estimer la force musculaire. En effet, la force produite par un muscle ne dépend pas seulement de son activation, qui peut être estimée à partir de l'**EMG**, mais elle dépend également des propriétés musculaires citées à la section 1.2.4.2 telle que la **PCSA**, la relation de force-longueur, ou encore la relation de force-vitesse (ZAJAC 1989). Ainsi, le signal **EMG** à lui seul ne permet pas une estimation précise de la force musculaire. Généralement, cette imprécision s'est traduite par de larges erreurs entre des données périphériques mesurées expérimentalement et leur estimation à l'aide de l'**EMG** (CHOLEWICKI et al. 1995; GAGNON et al. 2001).

1.3.2.3. Utilisation de l'imagerie

L'imagerie biomédicale regroupe tout un ensemble d'outils et méthodes qui permettent de visualiser les tissus biologiques sans recourir à un acte chirurgical invasif. Il existe un grand nombre de techniques, qui vont permettre d'observer différents tissus, dans différentes conditions. Très utilisées dans le milieu médical, le développement et la démocratisation de ces outils dans la recherche ont permis des avancées significatives dans la compréhension de la fonction du système musculosquelettique chez l'Homme. Principalement deux techniques ont été utilisées dans la recherche sur la contraction musculaire, l'**IRM** et l'échographie.

L'**IRM** produit un champ magnétique puissant faisant réagir les noyaux atomiques

des divers tissus, permettant de les différencier et de connaître leur position dans le plan puis l'espace. Cette capacité de pouvoir obtenir des images en 2 et 3 dimensions de manière non invasive avec une résolution spatiale élevée, en dessous de 1mm^3 en fait un outil puissant pour la visualisation. Dans le cadre de la préhension, l'IRM a notamment été utilisée pour étudier le canal carpien, pour visualiser l'agencement des tendons qui passent par le poignet (WEISS et al. 1986; KOENIG et al. 1986; KEIR et WELLS 1999; MARTIN et al. 2013). Très précise dans la visualisation des tissus mous comme les tendons, elle est principalement utilisée en statique. Ceci limite en revanche l'exploration de la contraction musculaire lors de tâche impliquant le mouvement d'une ou plusieurs articulations. Il faut en effet un temps de pose de plus de 10min (Figure 1.14) pour obtenir une image en 3 dimensions précise, ce qui contraint l'étude de mouvement ou d'un ensemble de postures. Également, le coût d'achat et de maintenance des appareils IRM sont élevées (de l'ordre du million), et demandent infrastructures et personnel qualifiés spécifiques.

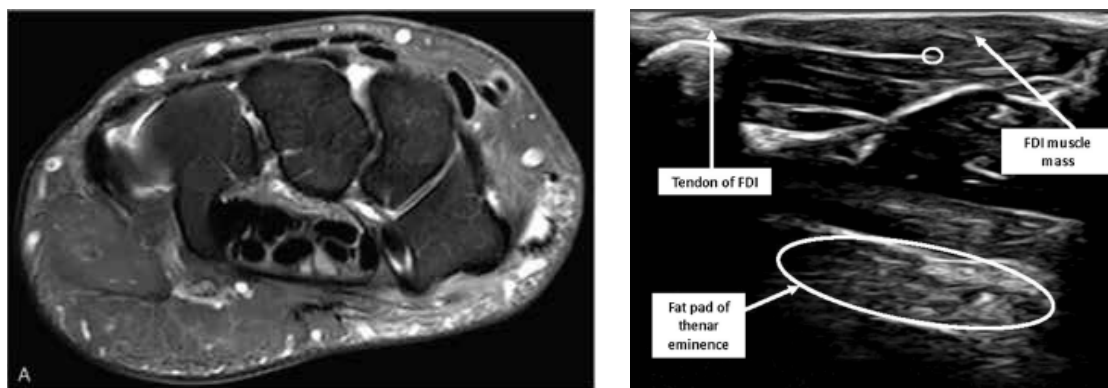


FIGURE 1.14. – A gauche, image obtenue par résonance magnétique d'un poignet en vue transversale montrant l'anatomie des différents tendons passant par le poignet. Tiré de (REHWALD et al. 2020). A droite, image obtenue par échographie montrant le ventre musculaire du premier interosseux dorsal, ainsi qu'un point de référence utilisé pour suivre la longueur du muscle. Tiré de (INFANTOLINO et CHALLIS 2014)

La seconde technique, l'échographie en temps réel est beaucoup plus abordable, en termes de coût (de l'ordre du millier) et d'utilisation. Son principe repose sur l'envoi d'ondes sonores à hautes fréquences qui vont traverser et être renvoyées plus ou moins vite par les tissus. Un tissu échogène comme les os ou les tendons, fort en collagène va très bien réfléchir ces ondes et apparaître distinctement en blanc. Au contraire, certains tissus mous, comme les fibres musculaires plus faibles en collagène vont ressortir en noir ou gris à l'image. Les liquides qui absorbent les ondes sonores ne ressortent pas à l'image. L'échographie permet ainsi l'évaluation de la géométrie et de la cinématique des tissus mous grâce à une fréquence d'acquisition élevée. Néanmoins, sa résolution est beaucoup plus basse que l'IRM et les images sont acquises uniquement en 2 dimensions (Figure 1.14). Mais l'échographie reste pour l'heure la

seule méthode non invasive qui permet l'évaluation de la géométrie musculaire au cours d'un mouvement.

L'analyse de l'architecture musculaire par échographie a initialement et principalement été utilisée sur le membre inférieur. Avec des muscles superficiels imposants, ils sont de très bon candidat à l'utilisation de l'échographie (MAGANARIS 2003; FUKUNAGA et al. 2001; CRONIN et LICHTWARK 2013). Il est possible, grâce à un contraste important entre les tissus tendineux et musculaires, de différencier les muscles, et d'évaluer différentes caractéristiques après un temps d'apprentissage de l'utilisateur. On peut par exemple, quantifier la longueur des faisceaux musculaires (FUKUNAGA et al. 2001; MAGANARIS 2001; AGGELOUSSIS et al. 2010; KWAH et al. 2013; BRORSSON et al. 2008), l'angle de pennation (KWAH et al. 2013; AGGELOUSSIS et al. 2010; INFANTOLINO et CHALLIS 2014; BRORSSON et al. 2008), l'épaisseur et l'aire de section transversale du muscle (TANAKA et al. 2017; MIYATANI et al. 2004; INFANTOLINO et CHALLIS 2014; BRORSSON et al. 2008). Parmi les utilisations de l'échographie, l'exploration du comportement tendineux apporte des informations cruciales sur les longueurs musculaires, en permettant le suivi de la jonction musculo-tendineuse. La longueur du système muscle-tendon est obtenue en dissociant le comportement du muscle (c.-à-d. faisceaux musculaires et ses aponévroses) et celui du tendon distal. En suivant le déplacement de la jonction, il est ainsi possible de déterminer la longueur du tendon distal, et celle du muscle par soustraction (FUKUNAGA et al. 2001).

Cependant, l'échographie a peu été employée au niveau de la main car ses caractéristiques techniques actuelles limitent son application à certains muscles. Son utilisation se limite aux muscles de surface possédant une architecture simple, c'est-à-dire dont les fibres sont continues d'un bout à l'autre des aponévroses (KAWAKAMI et FUKUNAGA 2006). A cause de la résolution actuelle, il sera difficile de suivre les fibres des muscles dont les faisceaux musculaires sont trop longs ou insuffisamment pennés. Néanmoins, des études ont utilisé l'échographie sur le membre supérieur, et ont permis d'apporter des données sur des muscles intrinsèques ou extrinsèques à la main (INFANTOLINO et CHALLIS 2014; BRORSSON et al. 2008). Les premiers ont étudié l'architecture du premier interosseux dorsal et montré les différences qui pouvait émerger entre différents participants. Les seconds ont étudié EDC et ont pu relier les caractéristiques de volume et de PCSA à la force développée par le muscle, ainsi qu'observer des différences d'architecture entre homme et femme. Ces deux résultats indiquent qu'au delà de caractériser les relations de force-longueur, il peut être intéressant de prendre en compte les différences inter-individuelles et de voir à quelle point elle peuvent influencer les coordinations musculaires.

Ainsi, l'IRM, bien que très précise, est un outil trop coûteux et complexe à mettre en place dans le cadre non clinique. En revanche, l'échographie est un outil intéressant pour étudier la cinématique des muscles de surface, donc, permettre l'analyse de la relation de force-longueur. Néanmoins cet outil reste encore insuffisant pour prendre en compte l'aspect de coordinations musculaires puisqu'il ne permet pas d'étudier plusieurs muscles en même temps. Une alternative à ces outils qui permet de s'affranchir de certaines barrières imposées par l'emploi de ces outils de mesure est l'utilisation d'outils numériques.

1.3.3. Modèles biomécaniques numériques

Un dernier moyen d'estimer à la fois les états de longueur et les forces musculaires de manière non-invasive est l'utilisation de modèles biomécaniques numériques. Ces méthodes se basent sur des mesures périphériques de participants exécutant une tâche, telles que la dynamométrie, la cinématique et l'EMG, et de données représentant l'anatomie pour estimer la mécanique musculaire dans une grande variété de situations. Les données anatomiques utilisées décrivent la géométrie des segments, des muscles et tendons et sont soit individuelles, soit génériques et mises à l'échelle. La combinaison de ces données avec des mesures périphériques acquises pendant une tâche au sein d'équations mécaniques et de processus d'optimisation numériques permettent d'estimer par exemple la force de chacun des 42 muscles impliqués dans une tâche de préhension (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b; GOISLARD DE MONSABERT 2014)

1.3.3.1. Modèles musculosquelettiques directs et inverses

Les modèles musculosquelettiques décrivent principalement les muscles par leurs capacités de productions de forces ou de production de moment selon divers paramètres. Dans ces paramètres, on peut distinguer la PCSA et la tension maximale du muscle, qui vont permettre d'estimer la force isométrique du muscle. À ces deux paramètres, va être ajouté le bras de levier des tendons pour obtenir le moment créé par le muscle aux articulations (ERDEMIR et al. 2007; ZAJAC 1989; BRAND et al. 1981; BUCHANAN 1995). Il existe un nombre important de modèles développés utilisés pour estimer les forces musculaires à un doigt, de plusieurs doigts, ou de la main entière (CHAO 1989; VALERO-CUEVAS et al. 1998; VIGOUROUX et al. 2007; SANCHO-BRU et al. 2003; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b). De manière générale, on va distinguer les modèles en dynamique inverse des modèles en dynamique directe. Les modèles de dynamique inverse estiment les efforts internes à partir de la mesure d'un effort externe en appliquant les lois de la mécanique, telles que le principe fondamental de la statique. Néanmoins, ces modèles peinent à représenter la co-contraction réelle des muscles et notamment la participation des antagonistes qui est estimée à partir des efforts de l'agoniste. Les modèles directs vont venir inférer l'effort fourni par les muscles directement à partir de mesures d'activation. Cette approche est donc plus à même de prendre en compte la co-contraction et la participation réelle des antagonistes. Cependant, l'estimation de l'activation des muscles étant limitée aux muscles de surface, ces modèles ne permettent pas d'étudier l'ensemble des muscles ce qui est limitant pour un système complexe comme la main. Il est donc nécessaire de faire des hypothèses sur les activations manquantes. Par ailleurs, sans mesures décrivant les efforts mécaniques en jeu, les modèles directs peinent à rendre compte des niveaux de forces véritablement fournis par les muscles (GAGNON et al. 2001). De plus, il est difficile d'avoir accès aux activations de l'ensemble des muscles du système musculosquelettique que l'on étudie. Pour pallier aux manques de ces deux types de modèles, une hybridation de ces deux modèles a été effectuée par différents

auteurs (GAGNON et al. 2001 ; AMARANTINI et MARTIN 2004 ; VIGOUROUX et al. 2007). Néanmoins, bien que ces approches soient prometteuses, l'utilisation d'une approche directe nécessite une compréhension de la mécanique musculaire, de l'activation jusqu'à la force produite, pour laquelle nous avons très peu de données au niveau de la main.

1.3.3.2. Modèles musculosquelettiques et mécanique musculaire

La capacité des modèles musculosquelettiques à déterminer la participation d'un muscle lors d'une tâche a aussi ouvert la porte à la caractérisation des capacités individuelles des personnes (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2017). Des approches combinant des mesures propres à chaque personne et optimisation numérique permettent d'individualiser les modèles musculosquelettiques aux spécificités d'une personne, et même de leurs propriétés musculaires, de force-longueur notamment (MAGANARIS 2001 ; FUKUNAGA et al. 2001 ; BRORSSON et al. 2008 ; INFANTOLINO et CHALLIS 2014). L'inclusion de la relation de force-longueur dans les modèles permet d'avoir un meilleur rendu de la mécanique musculaire et d'améliorer la précision dans l'estimation des efforts. Néanmoins, il y a un manque de données précises pour les modèles de la main. En effet, pour l'heure, les modèles les plus avancés utilisent les caractéristiques des muscles prises sur des spécimens cadavériques (LIEBER et al. 1990 ; BRAND et al. 1981). Ces paramètres concernent l'architecture du muscle, telles que la longueur des fibres ou la longueur du ventre musculaire au repos, et des données sur ses capacités telle que son niveau de force maximal. Seulement, la précision des données quantitatives des caractéristiques anatomiques des muscles peut grandement influencer la performance des modèles utilisés (BUCHANAN et al. 2004). Il y a donc un besoin crucial de données *in vivo* qui améliorerait la précision des modèles musculosquelettiques de la main et apporterait une meilleure compréhension de la mécanique des muscles extrinsèques de la main. En effet, chaque muscle possède sa propre architecture, caractérisé notamment par le ratio de longueur de fibre par rapport à la longueur du ventre musculaire, qui va influencer sur la forme de la relation de force-longueur et la portion de courbe parcourue (KAUFMAN et al. 1989). De ce fait, il se peut que les muscles soient influencés différemment par la posture, avec un comportement de force-longueur différent. Ce phénomène questionne le rôle de la force-longueur sur la coordination musculaire, notamment lorsque l'on observe l'effet de la posture, par exemple celle du poignet. Or, il n'y a, à ce jour, que peu de données sur le comportement mécanique des muscles de la main, en particulier sur le comportement différent selon le muscle. Apporter des données quantitatives *in vivo* permettrait de comprendre jusqu'à quel point ces différences entre les muscles impactent les coordinations musculaires et notre capacité à produire une force. Parmi les outils de mesures directes de la mécanique musculaire présentés en section 1.3.1, l'échographie représente un outil intéressant pour l'évaluation *in vivo* de la main. Néanmoins, la plupart des études sur l'utilisation de l'ultrason ont été réalisées sur le membre inférieur (MAGANARIS 2003 ; WINTER 2009) ou au coude (HATZE 1981 ; LEEDHAM et DOWLING 1995), sur des muscles de masses et de tailles relativement

importantes comme les gastrocnémiens et le biceps. Mais aucune étude n'a réalisé ces méthodologies dans le cadre de la préhension sur les muscles de l'avant-bras. Analyser ces derniers à l'aide de l'échographie représente un défi méthodologique de par le nombre important de muscles dans l'avant-bras et leur proximité dans un volume relativement réduit, en comparaison aux muscles de la cuisse et de la jambe. Les premiers travaux de GOISLARD DE MONSABERT et al. (2017) sur la main ont montré que l'approche regroupant utilisation de modèles musculosquelettiques et mesures périphériques permet de réduire le décalage entre les capacités prédites par les données anatomiques seules et celles effectivement mesurées sur des participants. Néanmoins, l'apport de mesures échographiques pourraient permettre de caractériser le comportement en relation force-longueur des muscles de la main. Pour mieux comprendre la production de force de préhension et le rôle de la relation force-longueur, il apparaît donc nécessaire i) d'explorer la mécanique de force-longueur des muscles de la main, et ii) de développer un modèle musculosquelettique de la préhension intégrant ce comportement de force-longueur.

1.4. Objectifs

Cette revue de littérature a mis en évidence la complexité à comprendre comment nous produisons des forces avec notre main pour saisir des objets, tâche que nous effectuons pourtant au quotidien sans même y réfléchir. Plus précisément, l'état de l'art met en avant que la production de force de préhension résulte de la coordination du nombre important de muscles et articulations, et qu'elle est influencée par l'objet à manipuler et la tâche que l'on va réaliser. Cependant, à cause de la difficulté à mesurer le comportement mécanique du muscle, ce lien est encore mal compris. En effet, parmi les phénomènes influant la capacité de production de force du muscle, la mécanique de force-longueur semble avoir une importance particulière pour le système préhenseur, notamment à la vue de l'influence de la posture de poignet sur la force de préhension. En particulier pour la préhension à pleine main où les postures extrêmes de poignet sont reliées à des pertes de force de préhension significatives (O'DRISCOLL et al. 1992). L'hypothèse est que les variations de postures impactent directement les longueurs de chaque muscle ce qui va influencer leur capacité à produire de la force, via la relation force-longueur, et qui résulte en une modification de la coordination musculaire et donc de la force de préhension. Seulement, aucune étude n'a apporté de données quantifiées pour mettre en évidence un lien direct entre les relations de force-longueur des muscles de la main, la coordination des muscles et les forces appliqués aux objets. Une des raisons de ce manque est que ces relations n'ont pas été décrites pour la plupart des muscles de la main, de par la difficulté de mesurer le comportement mécanique de ces muscles.

Les travaux présentés dans cette thèse tenteront de répondre à ces questionnements sur la production de force avec la main en utilisant une approche de modélisation biomécanique combinée à des mesures *in vivo* pour apporter des données quantifiées sur la mécanique interne de manière non invasive. Les objectifs de ces travaux sont

d'apporter une explication aux variations de force de préhension engendrées par la posture du poignet, des doigts et par la réalisation d'une tâche spécifique à l'aide de données sur les états de longueurs et les forces musculaires. Pour y arriver, la première étape a donc consisté à développer un nouveau modèle musculosquelettique de la préhension intégrant la mécanique musculaire de force-longueur et un protocole d'analyse du mouvement associé. Ces outils ont ensuite été utilisés pour étudier comment la coordination musculaire et la force de préhension sont influencées par différents facteurs, tels que les caractéristiques de l'objet, la posture du poignet, et le type de tâche, préhensile et non-préhensile. Cette thèse est constituée de cinq chapitres :

1. Ce premier chapitre a mis en évidence les problématiques abordées dans cette thèse à l'aide d'une revue de littérature sur la préhension et le système préhenseur.
2. Le second chapitre décrit le développement et les apports du modèle de **force-longueur-activation (FLA)**, suivi d'une description détaillée du modèle musculosquelettique et du protocole expérimentale nécessaires à sa mise en œuvre.
3. Le troisième chapitre présente une première étude explorant la coordination musculaire dans une tâche de préhension à pleine main, en faisant varier la posture et le diamètre d'un objet, au travers de l'utilisation du modèle musculosquelettique..
4. Le quatrième chapitre présente une deuxième étude qui explore la coordination musculaire et la place de la mécanique musculaire dans deux tâches aux contraintes différentes, une étant préhensile, et l'autre non préhensile.
5. Enfin, le dernier chapitre est consacré à une mise en perspective des résultats de ces travaux de thèses.

Du point de vue fondamental, comprendre ces coordinations apporterait des éléments de réponses sur la manière dont on coordonne les articulations et les muscles pour créer une force de préhension, et de la place particulière de la mécanique musculaire dans la réalisation d'une tâche. D'un point de vue plus appliqué, en quantifiant les capacités musculaires en fonction des postures articulaires, et les coordinations musculaires associées, ces études pourraient apporter des indications précises sur les efforts fournis par les muscles selon la posture et la performance. Ces données sont essentielles pour éclairer l'apparition des troubles musculosquelettiques dont les facteurs de risques biomécaniques principaux sont des efforts mécaniques important et des postures inadéquates. Ces données sont pertinentes pour les ergonomes dans la prévention des troubles musculosquelettiques.

2. Etudes Méthodologiques : développement d'outils méthodologiques d'évaluation de l'état musculaire

Pour explorer les coordinations musculaires lors de la préhension dans différentes tâches, j'ai participé au développement d'un modèle de la mécanique musculaire. Ce développement a fait l'objet de deux publications, une dans *Médecine & Science in Sports & Exercices* (HAURAIX et al. 2018) et l'autre dans *Medical & Biological Engineering & Computing* (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2020). Ces études ont permis d'obtenir des modèles de force-longueur-activation décrivant le comportement spécifique de quatre muscles représentatifs des groupes musculaires de la main basée sur des mesures *in vivo* d'échographie, de dynamométrie et d'électromyographie. Ce chapitre résume dans un premier temps la méthodologie et les apports principaux de ces études sur la mécanique musculaire. Il décrit dans un deuxième temps le modèle musculosquelettique et le protocole que j'ai développé durant ma thèse afin d'explorer les coordinations musculaires dans le cadre de la préhension.

2.1. Etudes sur les relations de force-longueur-activation de muscles de la préhension

2.1.1. Développement des modèles de force-longueur-activation

L'objectif de ces modèles force-longueur-activation est de représenter le comportement mécanique de quatre muscles de la main et du poignet à partir de mesures *in vivo*. Pour cela, un protocole associant échographie, électromyographie, cinématique et ergomètre isocinétique a été combiné à des modélisations musculosquelettiques. La première partie de ce chapitre décrira le protocole et les procédures numériques pour obtenir les relations de force-longueur-activation. La deuxième partie présentera et discutera des principaux résultats liés au développement de ces modèles.

Les muscles étudiés sont le flexor carpi radialis (FCR), le flexor digitorum superficialis (FDS), l'extensor carpi radialis (extensor carpi radialis (ECR)) et l'extensor

digitorum communis (EDC). Le choix de ces muscles a été fait pour être à même d'étudier les coordinations des muscles principaux de la production de force avec la main mais s'est limité dans un premier temps à ces quatre muscles, face à la complexité du protocole de mesure (décrit ci-dessous, section 2.1.1.1). Ces quatre muscles sont chacun représentatifs d'un groupe musculaire spécifique à la préhension, à savoir, un fléchisseur des doigts, un extenseur des doigts, un fléchisseur du poignet et un extenseur du poignet. FDS est un des principaux agonistes du serrage des doigts sur l'objet lors de la préhension, et sa caractérisation est indispensable pour comprendre la préhension. Il représente le groupe des fléchisseurs des doigts. FDP joue un rôle similaire (SANCHO-BRU et al. 2003; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b), mais il est situé dans la loge profonde de l'avant-bras, et le suivi de son activité électrique n'est pas possible par électromyographie de surface, contrairement à FDS. ECR est fortement impliqué dans une activité de préhension et joue un rôle important dans l'apparition du tennis elbow (SNIJDERS et al. 1987; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2017). Ce dernier représente le groupe extenseur du poignet. Pour avoir une vision plus complète et équilibrée dans le cadre de la flexion/extension des doigts et du poignet, deux autres muscles ont été étudiés. EDC qui représente le groupe des extenseurs des doigts, et viens équilibrer l'analyse de l'action des extrinsèque et FCR qui représente les fléchisseurs du poignet et se situe comme ECR, du côté radial, qui vient équilibrer l'analyse des muscles propres au poignet.

2.1.1.1. Protocole expérimental

Pour chaque muscle, la procédure expérimentale repose sur une série de tâches de contraction isométrique de montée en force (rampe) dans différentes postures du poignet et des doigts. Les points d'application de force ont été adaptées pour impliquer le muscle ciblé (Figure 2.1). Un feedback en temps réel et une consigne sur la performance à atteindre ont été fournis au participant pour le guider dans la réalisation des rampes. **Le principe de mesure est de suivre de manière synchrone le déplacement de la jonction myotendineuse à l'aide de l'échographie, le niveau d'activation par électromyographie et la posture articulaire avec l'augmentation du niveau de force.** L'intérêt de mesurer ce déplacement en tâche isométrique est de pouvoir associer le déplacement de cette jonction uniquement à la contraction du muscle et à l'élasticité des tendons, et non pas au déplacement dû à la rotation de l'articulation lors du mouvement. Les postures choisies pour les muscles propres du poignet (FCR et ECR) correspondaient à différents angles du poignet en flexion et en extension (Tableau 2.1). Les postures choisies pour les muscles extrinsèques de la main (FDS et EDC) correspondaient à différentes combinaisons d'angles des doigts et du poignet pour prendre en compte leur aspect pluri-articulaire (Tableau 2.1). Les angulations de ces postures ont été choisies afin de faire varier suffisamment les longueurs des différents muscles et d'observer un pic de force (longueur optimale) et des pertes de force significative (Figure 2.1).

Un ergomètre isocinétique (Bio2M, Compiègne, France) a été utilisé pour mesurer le moment net à l'articulation (poignet ou doigt) à une fréquence de 2000 Hz, et pour

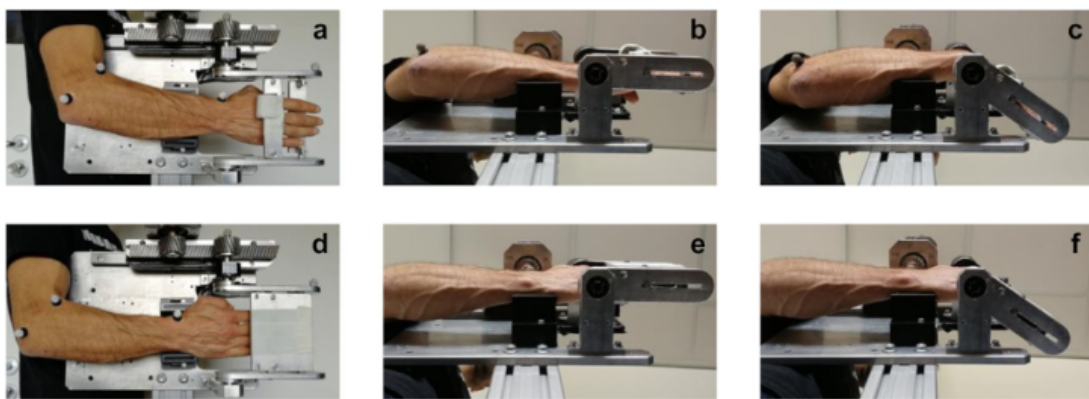


FIGURE 2.1. – Photographie de la position de la main dans l’ergomètre et les différentes plaques sur lesquelles les participants ont exercé des moments d’extension pour les sessions **ECR** (a-c) et **EDC** (d-f). Pour la session **ECR** (a), les participants ont aligné l’articulation du poignet avec l’axe de mesure et ont appliqué le moment d’extension en utilisant la face dorsale de la paume de la main. La position de la main pour les postures 0 et 50° de la session **ECR** est illustrée sur les panneaux b et c, respectivement. Pour la session **EDC** (d), les participants ont aligné leurs articulations **MCP** avec l’axe de mesure et ont appliqué le moment d’extension en utilisant la face dorsale des doigts. La position de la main pour les postures 0/0 et 0/50 (poignet/**MCP**) de la session **EDC** est illustrée sur les panneaux e et f, respectivement. Tiré de (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2020)

FCR	-30	0	20	40	60
FDS	-30/0	0/0	0/20	0/40	20/40
ECR	-40	-20	0	25	50
EDC	-30/0	0/0	0/25	0/50	20/50

TABLEAU 2.1. – Angle en degré des articulations utilisé pour le protocole de mesures échographique. Pour **FCR** et **ECR**, les angles du poignet uniquement était fixé. Pour **FDS** et **EDC** les angles du poignet (valeur de gauche) et d’MCP (valeur de droite) était fixés. Les valeurs négatives représentent l’extension et les valeurs positive la flexion.

positionner le poignet de manière répétable (Figure 2.2). Un échographe (Echo Blaster 128, TELEMED, Lithuania) a été utilisé pour suivre le déplacement de la jonction myotendineuse pendant la contraction à une fréquence de 60 Hz. Les muscles extrinsèques de la main (**FDS** et **EDC**) possèdent plusieurs jonctions myotendineuses du fait de leur architecture singulière, démarrant d’un seul chef musculaire et finissant en quatre tendons pour chaque doigt long. Il fallait donc faire un choix pour ces muscles. Après des pré-tests sur plusieurs personnes, la jonction au niveau du tendon de l’index semblait identifiable de manière répétable et a donc été choisie pour **FDS** et **EDC**. Un système de capture du mouvement (Vicon MX Cameras, Oxford, UK) mesurait la cinématique de marqueurs (fréquence 100 Hz) situés sur la main, l’avant-bras et le coude (épicondyles) et sur la sonde pour déterminer l’angle des articulations des doigts et du poignet ainsi que l’orientation de la sonde pour resituer la jonction myotendineuse par rapport à l’avant-bras (Figure 2.2). Enfin, un système d’électromyographie (Biopac, MP150, Goleta, CA) a été utilisé pour suivre l’activité électrique de chaque muscle à une fréquence de 2000 Hz. Ce protocole a été mis en place dans un premier temps pour les fléchisseurs (**FCR** et **FDS**) puis pour les extenseurs (**ECR** et **EDC**).

2.1.2. Détermination des relations force-longueur-activation

Le modèle de force-longueur-activation spécifique de chaque muscle a été déterminé à l’aide d’une procédure d’optimisation qui ajuste les paramètres d’un modèle de force-longueur générique ((OTTEN 1987; HILL 1938; GORDON et al. 1966)) à différents niveaux d’activation en se basant sur les données mesurées. L’ensemble de la procédure numérique est résumée dans la Figure 2.3. La procédure d’optimisation a été développée sous Matlab (The Mathworks, Natic, MA) en se basant sur la fonction `fmincon`. La première étape consiste à réaliser un prétraitement des données expérimentales qui sont le moment mesuré par l’ergomètre, l’activation du muscle, les angles articulaires et les changements de longueur du muscle. Les coordonnées de marqueurs ont été filtrées avec un filtre passe-bas (5 Hz, Butterworth d’ordre 2 sans décalage de phase) qui ont permis de calculer les angles articulaires du poignet et des doigts ainsi que la longueur musculaire. La jonction myotendineuse a été identifiée et suivie manuellement sur les images échographiques et restituées dans l’espace de mo-

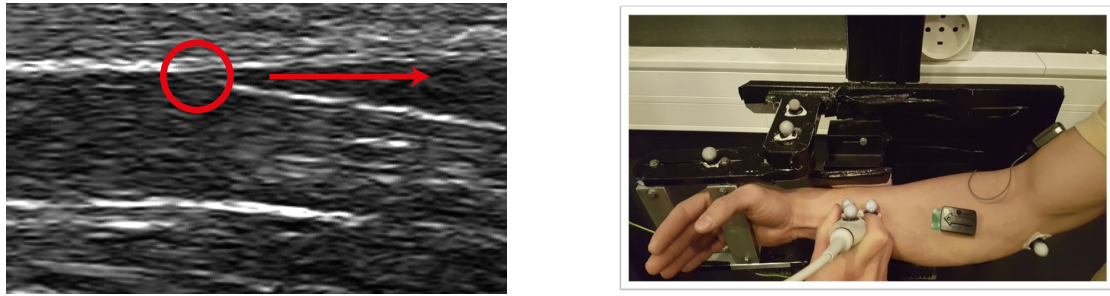


FIGURE 2.2. – Exemple d’une image échographique de la jonction myo-tendineuse représenté par le point rouge. Au cours d’une contraction, le raccourcissement s’effectue dans le sens de la flèche. Dispositif expérimental pour une position à 0°. La sonde est placée au niveau de la jonction de FCR. Les EMGs apparents sont ceux d’FCR et d’ECR, la référence de l’électrode étant sur le bras. On voit aussi les trois marqueurs de la sonde et de l’ergomètre, ainsi que celui placé sur l’épicondyle médial du coude.

tion capture à partir des données de marqueurs sur la sonde. La longueur musculaire est calculée entre la position de la jonction myotendineuse et la position de l’épicondyle médial (fléchisseurs) ou latérale (extenseurs), considérée comme l’origine du muscle. Les changements de longueurs musculaires sont calculés en prenant comme référence la longueur au repos, au début de la rampe de montée en force. Le signal EMG mesuré est filtré à l’aide d’un filtre passe-bande de 10 à 400 Hz, rectifié, puis filtré à nouveau à l’aide un filtre passe-bas (3 Hz Butterworth ordre 2 sans décalage de phase). L’enveloppe du signal ainsi obtenue est ensuite normalisée par rapport au niveau d’activation maximum mesuré lors de tâches de contraction maximum volontaire. Le moment mesuré par l’ergomètre est filtré à l’aide d’un passe-bas (5 Hz Butterworth d’ordre 2 à zéro phase). La force musculaire est ensuite estimée au travers d’un modèle de dynamique inverse adapté de GOISLARD DE MONSABERT et al. (2012b) qui prend comme données d’entrée le moment net de l’articulation et l’angle articulaire. Ce modèle estime la participation propre de tous les muscles impliqués dans le moment net mesuré en résolvant la redondance musculaire à l’aide d’un critère type muscle stress chapitre 1 (CROWNINSHIELD et BRAND 1981 ; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b). Les descriptions détaillées de ces modèles sont fournies dans les deux articles (HAURAIX et al. 2018 ; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2020). Parmi l’ensemble des efforts musculaires estimés, on garde ensuite la force musculaire des muscles étudiés (FCR et ECR ou FDS et EDC). La longueur de l’unité muscle-tendon (UMT) est estimée pour chaque posture en faisant la somme entre la longueurs de référence mesurée sur les participants et l’excursion des tendons aux articulations dans la posture calculées à partir du modèle géométriques (CHAO 1989 ; LEMAY et CRAGO 1996).

La seconde étape pour chaque muscle consiste à combiner l’ensemble des données

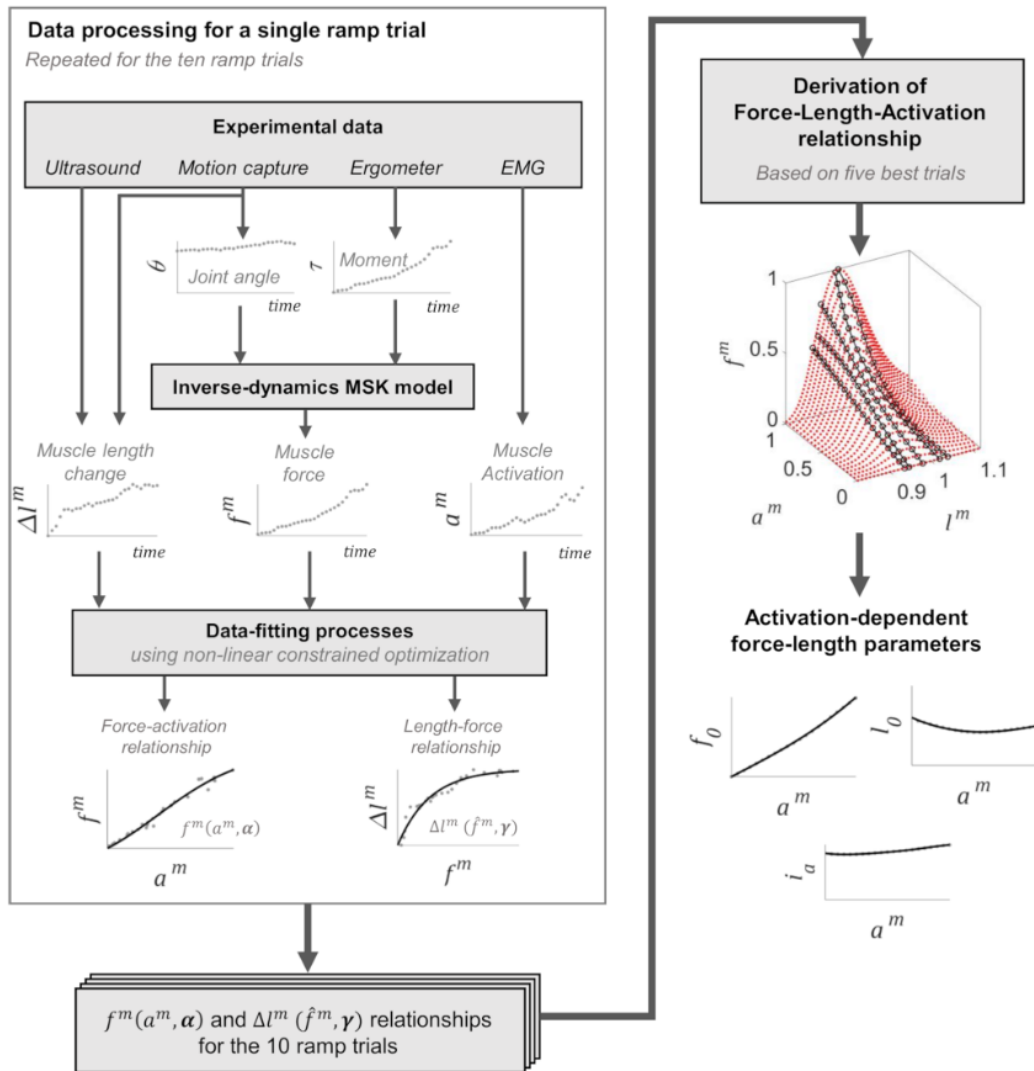


FIGURE 2.3. – Description du traitement comprenant la dérivation des relations entre le comportement musculaire (force-activation et longueur-force) pour chaque rampe (colonne de gauche) et la dérivation des relations individuelles force-longueur-activation à différents niveaux d'activation pour développer une relation force-longueur-activation (colonne de droite). Tiré de (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2020)

mesurées et estimées au sein d'une optimisation visant à obtenir une relation force-longueur-activation. En premier lieu, les données de chaque rampe sont utilisées pour déterminer des relations allongement-force et force-activation permettant de déterminer la force musculaire et la longueur du ventre musculaire pour une activation donnée (Figure 2.3, colonne de gauche). Ces relations sont réutilisées dans une procédure d'optimisation permettant de construire la relation force-longueur-activation en ajustant les paramètres d'une relation de force-longueur générique (OTTEN 1988; KAUFMAN et al. 1989) pour différents niveaux d'activations. Trois paramètres définissent cette relation : la force maximale isométrique du muscle, la longueur musculaire optimale et un index d'architecture, c'est-à-dire, un ratio entre la longueur de la fibre musculaire et du ventre musculaire (Figure 2.4).

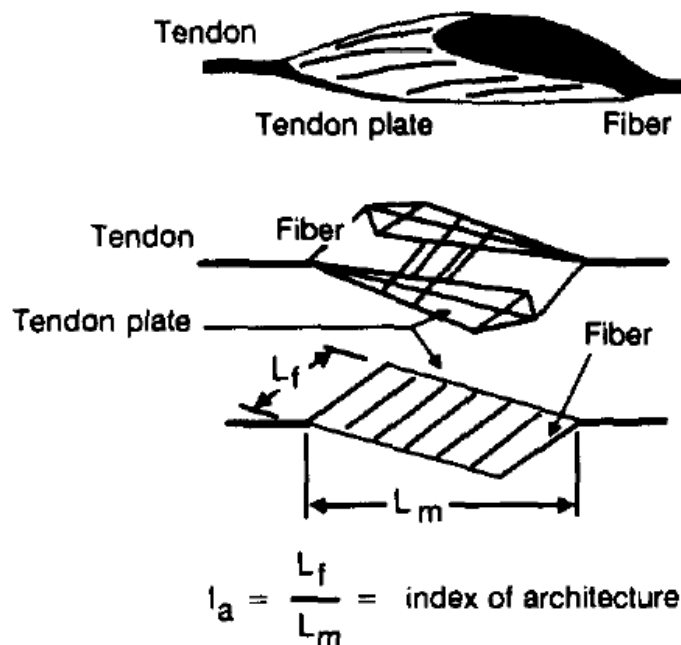


FIGURE 2.4. – Représentation schématique de l'arrangement des fibres musculaires et de son architecture. Les paramètres de longueur de fibre musculaire (L_f) et de longueur de ventre musculaire (L_m) définissent un index d'architecture (i_a). Tiré de (KAUFMAN et al. 1989)

Trois modèles différents ont été testés afin d'évaluer l'apport d'une modélisation individuelle à chaque participant de ces relations force-longueur-activation par rapport à une modélisation moyenne : un modèle individualisé à chaque participant, un modèle moyen de tous les participants et un modèle sans relation de force-longueur. La performance de chacune de ces versions du modèle force-longueur-activation a été évaluée en comparant la force musculaire qu'il estime (à l'aide de la posture et de l'activation) avec celle estimée par les modèles musculosquelettiques (à l'aide de la

posture et du moment net). L'erreur quadratique moyenne entre ses deux valeurs a été calculée puis normalisée par la force maximale du muscle.

2.1.3. Analyse des relations force-longueur-activation

Ces études ont eu pour objectifs de modéliser pour la première fois les relations de force-longueur-activation des principaux groupes musculaires de la main. Il y a en effet un manque de données quantitatives sur la mécanique des muscles de la main dû à la difficulté d'accéder à ces données de manière non invasive. Cette partie décrira les principaux résultats qui ressortent des deux études qui ont permis d'obtenir ces relations (HAURAIX et al. 2018; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2020). Dans un premier temps je décrirai les différences observées entre les relations des différents muscles. Puis dans un second temps je discuterai de l'intérêt de l'utilisation d'un modèle « moyen » représentatif de la population par rapport à celle d'un modèle individualisé à chaque personne. Enfin je m'attacherai à montrer l'apport de cette nouvelle approche pour l'évolution de la modélisation musculosquelettique.

Un des résultats les plus marquants de ces études est le comportement mécanique spécifique de chaque muscle décrit par les relations de force-longueur-activation. En effet, l'allure de la relation de force-longueur-activation est différente pour chaque muscle, tout comme la portion de la courbe théorique parcourue sur les plages articulaires physiologiques du poignet (Figure 2.5). Afin de décrire les différences, je vais d'abord comparer les extenseurs entre eux, puis les fléchisseurs entre eux.

Si l'on compare les deux muscles extenseurs (ECR et EDC), on peut voir qu'ECR est plus exposé à une perte de force sur la plage articulaire physiologique du poignet. On observe qu'une grande part de sa courbe théorique est parcourue lorsque l'on fait varier l'angle du poignet. A l'inverse, EDC reste plus stable face aux changements de posture. Il parcourt une plus faible portion de la courbe théorique en restant relativement proche du sommet de la courbe, appelé le plateau. Ainsi, bien que la longueur d'EDC soit influencée à la fois par le poignet et par les articulations des doigts, sa capacité à produire une force est moins influencée par des changements de longueurs. Cette différence peut être due à un tendon d'EDC moins raide (WEBER et al. 2015), qui permet au muscle d'être efficient sur une plus grande plage articulaire (ZAJAC 1989; LEMOS et al. 2008). En effet, les variations de postures altèrent la longueur de l'UMT entière en déplaçant l'origine et l'insertion du muscle. La répartition de ce changement de longueur entre partie contractile (fibres musculaires) et tendon dépend du niveau de force transmise et de la raideur du tendon. Pour un niveau de force donné, avec un tendon peu raide, une plus grande part des variations de longueurs seront dues à la déformation du tendon. Ainsi, le tendon d'EDC étant moins raide, cela permettrait aux fibres musculaires de rester sur une portion « optimale » de leur courbe de force-longueur-activation du fait de la conservation de leur état de longueur. Du point de vue fonctionnel, ce muscle s'attache sur le mécanisme extenseur (figure 1.4) et a donc un fort potentiel d'action sur la stabilisation et l'extension des doigts. Comme pour ECR, bien qu'il soit antagoniste à la préhension qui est une flexion de doigt, son action est nécessaire à l'équilibration des articulations des doigts et du poignet face à

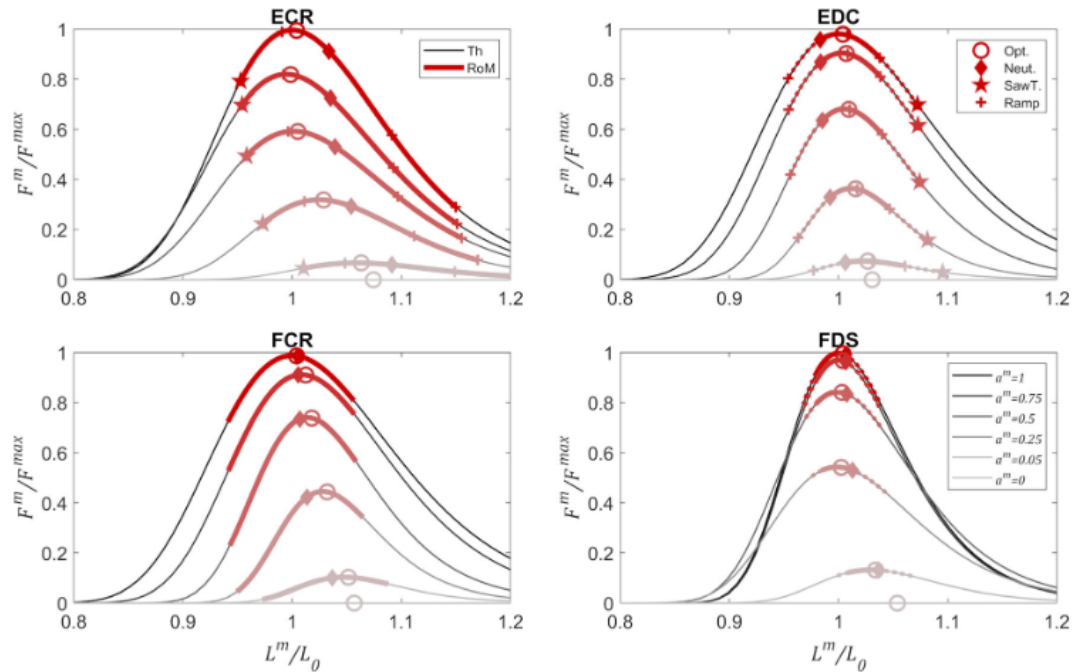


FIGURE 2.5. – Relation de force-longueur-activation moyenne des participants pour les extenseurs (panneaux supérieurs) et les fléchisseurs (panneaux inférieurs). La force musculaire et la longueur du ventre sont normalisées par la force isométrique maximale et la longueur optimale du ventre à activation maximale. Les couleurs correspondent à différents niveaux d'activations, soit 1, 0.75, 0.5, 0.25 et 0. Les parties fines représentent les relations de forces-longueur théoriques pour toutes les longueurs de ventre et la partie en gras symbolise les portions atteintes par chaque muscle pour l'amplitude de mouvement du doigt et du poignet testée dans les expérimentations. Pour les muscles extrinsèques (EDC et FDS), la ligne épaisse pleine indique la portion atteinte lors du seul déplacement des doigts avec le poignet en position neutre, et la ligne épaisse pointillée indique le raccourcissement ou l'allongement supplémentaire lors du seul déplacement du poignet aux extrémités de l'amplitude des doigts. Le marqueur circulaire correspond au point où la force isométrique maximale est atteinte pour les différents niveaux d'activation. Les autres marqueurs indiquent à quelle longueur les postures en rampe (croix) et en dents de scie (losange et étoile) ont été testées. Le marqueur en forme de diamant correspond à la posture neutre, c'est-à-dire à 0° de flexion-extension du poignet et des MCP.

l'action des fléchisseurs permettant de serrer un objet. Ainsi, ces faibles variations de capacités musculaires face aux changements de posture permettent à **EDC** d'assurer cette stabilisation quelque soit la posture du poignet.

Pour les fléchisseurs, la différence entre muscle du poignet et des doigts est encore plus marquée que chez les extenseurs. Avec une courbe très resserrée autour de son plateau, la capacité musculaire de **FDS** subit peu d'influence des changements de posture, , tandis que celle de **FCR** va être plus exposée aux changements de posture. Plus encore, la portion de la courbe parcourue par **FDS** correspond presque uniquement au plateau, avec quasiment aucune perte de force sur la plage angulaire testée. **FDS** semble donc rester « optimal » pour la préhension en conservant sa capacité à produire une force malgré des changement de posture. une possible explication de telles différences résiderait dans les architectures spécifiques de ces muscles, tant en termes d'agencement des fibres musculaires que de raideur du tendon. Comme pour **EDC**, **FDS** semble posséder un tendon peu raide qui limiterait les variations de longueurs du ventre musculaire et permettrait donc à ce dernier de conserver sa capacité à produire de la force face aux changements de posture. Ce fonctionnement permettrait à **FDS**, un des principaux agonistes du serrage, de rester optimal pour appliquer des forces sur un objet malgré différentes situations et contraintes de la tâche (obstacle à éviter). Du point de vue anatomique, les muscles des doigts possèdent plusieurs ventres musculaires, et des tendons très longs démarrant avant le poignet et se terminant sur les phalanges, contrairement à **FCR** qui possède un seul ventre musculaire et un tendon s'insérant sur le métacarpe. Ces différences d'architecture pourraient aussi expliquer les mécaniques musculaires spécifiques. On peut voir que les muscles des doigts montrent une certaine stabilité de leur capacité musculaire face aux changements de posture, comparé aux variations importantes des muscles du poignet, et particulièrement **ECR**. Sachant l'importance de ce muscle dans l'équilibration du poignet ((GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b; SNIJDERS et al. 1987)), ce dernier pourrait potentiellement avoir une influence forte dans les capacités de production de force de préhension au regard de la posture. Il a d'ailleurs été montré qu'un entraînement des extenseurs permet d'améliorer la force de serrage maximale ((SHIMOSE et al. 2011)) Les capacités de **ECR** étant exposées à des pertes fortes, on peut émettre l'hypothèse que l'action des autres muscles pourrait être limitée pour ne pas déséquilibrer les articulations tout le long de la chaîne musculosquelettique et donc résulter en une perte de force au niveau des doigts.

Les relations force-longueur-activation illustrées en figure 2.5 et utilisées dans le reste de ces travaux représente un modèle moyen de l'échantillon de participants testés. **Le choix de conserver un modèle force-longueur-activation moyen par rapport à un modèle spécifique à chaque individu représente un compromis entre précision et nombre de mesures.** En effet, dans le domaine des modèles musculosquelettiques, la question de l'individualisation ou non des modèles se pose régulièrement. Un modèle individualisé apporte une précision dans la prise en compte des différences interindividuelles, mais nécessite bien souvent des protocoles beaucoup plus lourds et l'estimation de nombreux paramètres. Pour cette thèse visant à utiliser les relations **FLA** pour étudier la préhension, une approche individualisée demanderait de répéter

l'ensemble des tâches, mesures et processus numériques présentés ci-dessus avant chaque analyse de préhension d'un individu. Un modèle FLA moyen de la population concernée, apporte donc une simplification d'utilisation mais pourrait apporter trop d'erreurs. Une étape importante a donc été de comparer les erreurs obtenues avec les deux modèles, ce qui consistait à vérifier si un modèle individualisé permettait d'obtenir un gain significatif dans l'estimation de force musculaire (Figure 2.6). Cette comparaison montre qu'il n'y a pas de différences significatives avec les deux modèles atteignant des performances d'estimation de force musculaire similaires. Pour les fléchisseurs par exemple, la différence de force maximale estimée entre le modèle individualisé et le modèle moyen était de $1.5\% \pm 3.6$ (Figure 2.6). Il semble donc peu intéressant de mener l'ensemble du processus pour chaque individu permettant d'obtenir les quatre relations force-longueur-activation qui lui sont propres. Ceci a pour conséquence une simplification de l'utilisation du modèle FLA en se basant sur les données moyennes qui semblent satisfaisantes pour une population jeune et saine. D'un point de vue fonctionnel, cela signifie que le comportement mécanique des muscles face à un changement de posture est relativement similaire dans la population étudiée. Cette observation pourrait être reliée aux résultats d'études sur l'influence du poignet sur la force de préhension. En effet, la posture optimale pour exercer une force de préhension semble être similaire dans la population générale, c'est-à-dire autour de 35° d'extension pour une préhension à pleine main (O'DRISCOLL et al. 1992). Si le comportement mécanique du muscle en termes de force-longueur est similaire d'un individu à l'autre, alors la posture permettant de placer les muscles dans une longueur optimal et de maximiser la force de préhension devrait également être similaire entre individus. Cela représente une piste supplémentaire justifiant l'étude du rôle de la mécanique musculaire dans la biomécanique de la préhension.

Pour conclure sur ces modèles de force-longueur-activation, il est important de discuter de leur intérêt par rapport à un modèle musculosquelettique utilisant une approche de dynamique inverse. En effet, ces derniers représentent une méthode éprouvée par la littérature et était jusqu'à présent le seul moyen à disposition pour la confrontation entre performance (force de préhension) et coordination musculaire. Néanmoins, un des défauts de cette méthode réside dans l'estimation du niveau de co-contraction des muscles antagonistes à la tâche. Dans un modèle dynamique inverse, la participation de ces derniers est déterminée à partir de la mesure mécanique (forces et moments) et de la résolution d'un processus d'optimisation visant à minimiser les efforts musculaires tout en satisfaisant les équilibres mécaniques aux différentes articulations. Pour minimiser l'effort global, la solution de forces musculaires choisies par l'optimisation qui satisfait les efforts mécaniques résulte en une co-contraction réduite, voire une absence de co-contraction. Or avec des modèles directs, comme le modèle FLA développé ici, les efforts des antagonistes sont déterminés à partir de l'activation mesurée et des angles articulaires. **La prise en compte des niveaux d'activation permet ainsi une meilleure estimation de l'implication des antagonistes.** Cette prise en compte des antagonistes est d'autant plus importante dans le cadre de la préhension. Comme exposé en introduction (section 1.1.2), bien qu'ils soient

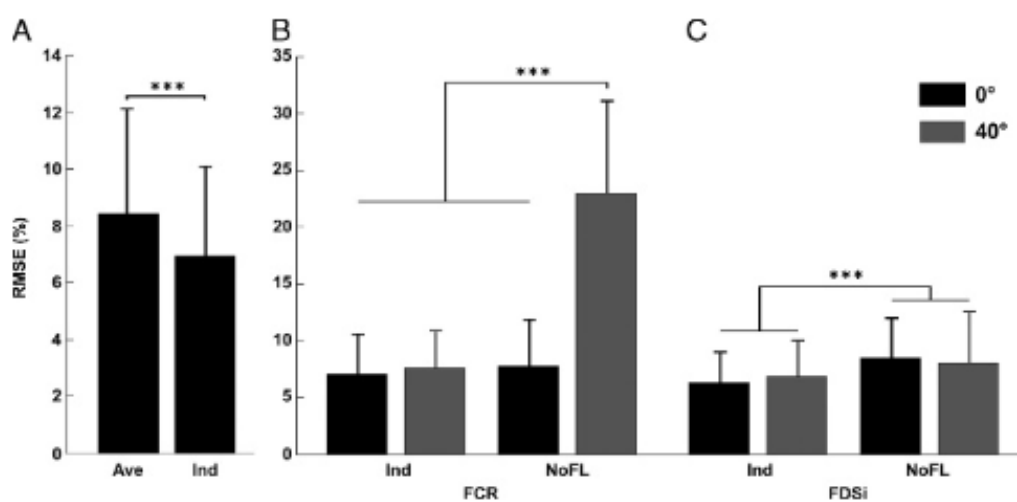


FIGURE 2.6. – La racine de l’erreur quadratique moyenne (normalisée par rapport à F_{max}) et l’écart-type de l’estimation de la force pour le modèle individuel (Ind) et le modèle moyenné (Ave) sont présentés (A). Les résultats pour les deux muscles et tous les angles ont été regroupés. **Racine de l’erreur quadratique moyenne (REQM)** et l’écart-type de l’estimation de la force calculée avec (Ind) ou sans (NoFL) prise en compte de la relation force-longueur individuelle pour les deux angles sont présentés. Les résultats de **FCR** et **FDSi** sont donnés séparément (B, C). Différence significative entre les résultats RMSE : ***P G 0.001.

antagonistes de la tâche, leur participation et leur activation sont quasi-similaires aux fléchisseurs (SNIJDERS et al. 1987). Ces nouveaux modèles permettront donc de mieux caractériser la participation des antagonistes dans les coordinations musculaires associées à la préhension et d'éclairer le rôle de la mécanique musculaire dans la production de force.

2.2. Modélisation musculosquelettique et données d'entrée

2.2.1. Description du modèle musculosquelettique de la main

A partir des relations FLA décrites dans le chapitre précédent, un modèle musculosquelettique a été développé afin d'estimer les forces et longueurs musculaires lors de tâches de préhension. Ce modèle inclut deux parties principales : un modèle géométrique qui permet d'estimer la longueur de l'UMT à partir des angles articulaires, et les modèles musculaires de FLA décrits dans la section précédente (section 2.1) qui permettent d'estimer la force et la longueur musculaire à partir de l'activation des muscles et de la longueur de l'UMT. Cette partie va consister à décrire les deux parties du modèle de préhension (géométrique et FLA), puis la méthodologie employée pour obtenir les différentes variables d'entrée de ce modèle.

2.2.1.1. Modèle géométrique : présentation générale

Le modèle géométrique est basé sur des études réalisées au sein de l'équipe de recherche Performance Motrice et Modélisation Multi-échelles, dans laquelle j'ai effectué mes travaux de thèse. Ce modèle permet de calculer l'excursion des tendons et les bras de leviers musculaires, à partir des angles articulaires aux différentes articulations des doigts et du poignet. L'excursion d'un tendon est estimée par la différence entre la longueur muscle-tendon L_{mtu0} dans la posture de référence anatomique et la longueur muscle-tendon L_{mtu} aux angle estimé de l'articulation. L'excursion totale représente la somme des excursions aux différentes articulations équations (2.2) à (2.4). La longueur de référence L_{mtu0} et les angles des différentes articulations θ_A sont les deux données d'entrée de ce modèle géométrique.

$$L_{mtu}^m(\theta) = L_{mtu0}^m + \sum_a (\lambda_a^m(\theta) - \lambda_a^m(\theta_0)) \quad (2.1)$$

Où $a = \{DIP, PIP, MCP, Wrist\}$ pour FDS et EDC, et $a = Wrist$ pour FCR et ECR et $m = \{FDS, EDC, FCR, ECR\}$. $L_{mtu}(\theta)$ représente la longueur muscle-tendon à l'angle θ , L_{mtu0} la longueur muscle-tendon dans la posture de référence, et λ_a l'excursion du tendon aux différentes articulations a .

Les parties suivantes vont décrire les différents outils utilisés pour estimer les excursions aux articulations des doigts et du poignet.

Doigts Pour cette première étape, l'excursion du tendon, représentant le changement de la longueur **UMT** à partir de la posture neutre, est estimée. La représentation géométrique du trajet des tendons aux articulations des doigts se base sur des modèles de la littérature (CHAO 1989; LANDSMEER 1962) (Figure 2.7). Cette représentation se base sur une méthode de calcul avec deux points décrivant le trajet du tendon à l'articulation. Pour **EDC**, le calcul de l'excursion est basé sur un modèle à bras de levier constant représenté par une poulie (Landsmeer Model 1, (LANDSMEER 1962), équation (2.2), Figure 2.7). Cette modélisation considère que le tendon s'enroule autour d'un cylindre et que son bras de levier ne varie pas en fonction des angles articulaires. L'excursion est donc le résultat du produit du rayon du cylindre, correspondant au bras de levier, avec l'angle de l'articulation.

$$\lambda_{DIP}^{EDC} = r.(\theta - \theta_0) \quad (2.2)$$

Où λ_{DIP}^{EDC} représente l'excursion du tendon à l'articulation **DIP** pour le muscle **EDC** à l'angle θ par rapport à la posture de référence θ_0 . θ_0 correspond à l'articulation en posture de référence anatomique. Le calcul de l'excursion à **PIP** et **MCP** pour **EDC** utilisait la même méthode de calcul.

Pour **FDS**, un modèle de corde d'arc est utilisé (Landsmeer modèle II (LANDSMEER 1962), équation (2.3), Figure 2.7). Cette modélisation définit le trajet du tendon comme la distance la plus courte entre un point proximal et un point distal à l'articulation, représentatif de points associés à des poulies qui sont fixes par rapport à l'os. Le calcul de l'excursion est donc le résultat du calcul de la distance entre ces deux points.

$$\lambda_{PIP}^{FDS} = \left\| \overrightarrow{PD_\theta} \right\| - \left\| \overrightarrow{PD_{\theta_0}} \right\| \quad (2.3)$$

Où λ_{PIP}^{FDS} représente l'excursion du tendon à l'articulation **PIP** pour **FDS** à l'angle θ par rapport à la posture de référence θ_0 . Le calcul de l'excursion à **MCP** pour **FDS** utilisait la même méthode de calcul.

A noter que seul l'excursion au niveau de l'index a été calculée afin de rester cohérent avec le modèle **FLA** de **FDS** et **EDC** qui se base sur les changements de longueur au niveau de l'index.

Poignet Pour le poignet, une méthode de d'enroulement sur obstacle, appelée « wrapping » (CHARLTON et JOHNSON 2001), a été développé à partir des travaux de GOISLARD DE MONSABERT et al. (2018) (équation (2.4)).

Avant ces travaux, la méthode de calcul avec deux points n'était pas applicable, car le trajet des tendons est plus complexe, et donc aucune donnée n'était disponible pour déterminer les deux points fixes (Figure 2.8). Les modèles se basaient sur des polynômes décrivant les excursions des tendons en fonction des angles articulaires et obtenus à partir de données de dissection (BRAND et HOLLISTER 1999; LEMAY et CRAGO 1996; PACLET 2010). Récemment, GOISLARD DE MONSABERT et al. (2018) ont apporté des données sur les trajets du tendon, et ont proposé un modèle de wrapping (enroulement) à deux cylindres. Ces cylindres permettent de représenter le fait que le

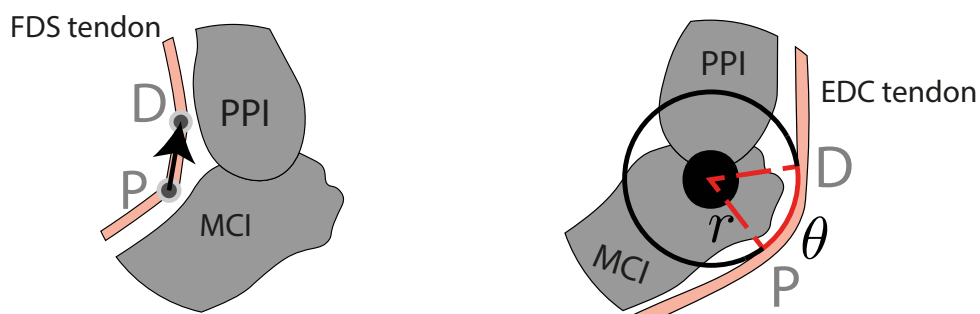


FIGURE 2.7. – Représentation schématique des modèles géométriques des doigts utilisés pour calculer l’excursion des tendons au niveau des articulations. A gauche modèle de bow-string basés sur le modèle 2 de Landsmeer au niveau d’MCP pour FDS. P représente le point d’insertion effectif proximal du tendon à l’articulation, et D le point d’insertion distal. A droite, modèle dit de poulie basé sur le modèle 1 de landsmeer au niveau d’MCP pour EDC. r représente le rayon du cylindre partant du centre articulation jusqu’au trajet du tendon et θ l’angle déterminé à partir de la posture neutre (0°).

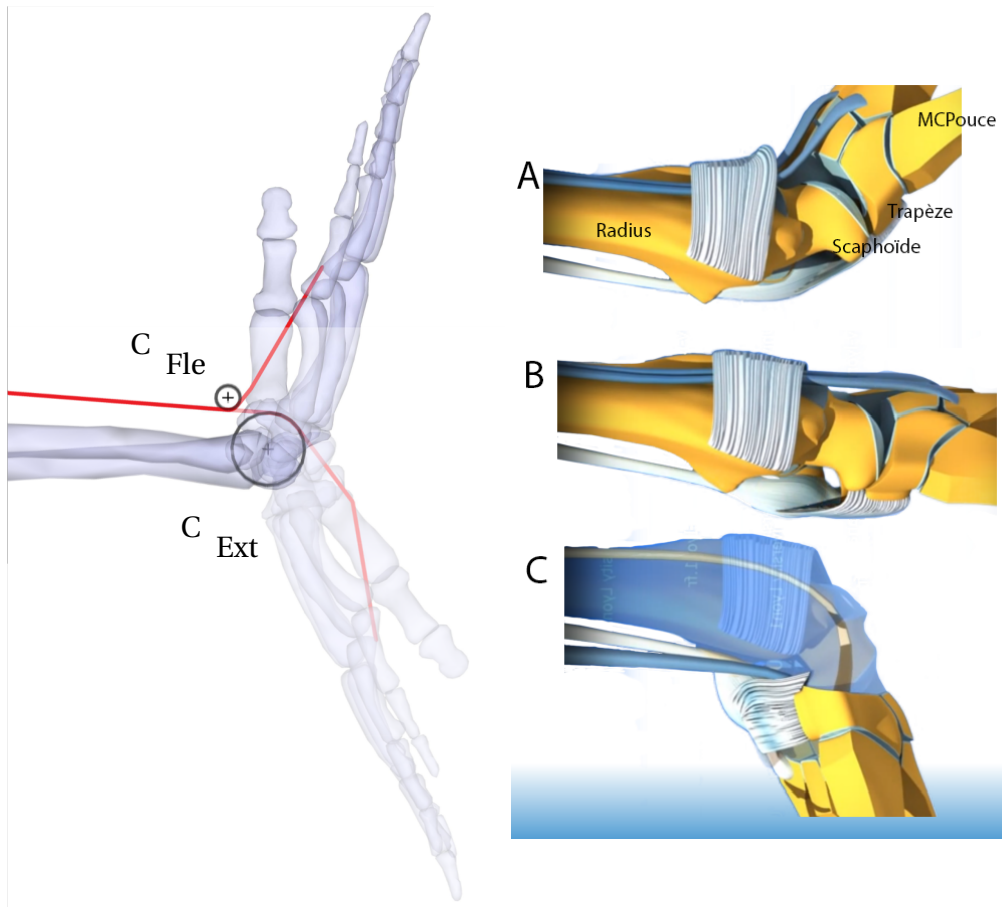


FIGURE 2.8. – A gauche, illustration du modèle de wrapping au poignet en flexion et extension. La ligne rouge représente le trajet du long palmaire et de son enroulement sur les deux cylindres de flexion et extension. Tiré de GOISLARD DE MONSABERT et al. (2018). A droite, illustrations 3D du trajet des tendons d'un poignet gauche en flexion (A), neutre (B) et extension (C).

tendon s'enroule alternativement sur deux structures anatomiques différentes lorsque le poignet parcourt sa plage articulaire. Par exemple, les tendons fléchisseurs vont s'appuyer sur le rétinaculum quand le poignet est en position fléchie et s'appuyer sur des structures osseuses du carpe en position étendue (figure 2.8).

Le principe de la méthode pour un cylindre est celle du "shortest path". Celle-ci vient estimer la longueur la plus courte dans l'espace d'une trajectoire entre deux points (que l'on appellera O et I) qui vient s'enrouler sur un cylindre (Figure 2.9). De manière concise, le cylindre et la trajectoire sont déroulés dans un plan, dans lesquels l'application de divers théorèmes de géométrie (Pythagore et Thalès notamment) permettent de déterminer les longueurs nécessaires au calcul de la longueur totale entre les deux points O et I. Cette longueur représente la longueur du tendon au niveau de l'articulation du poignet et est déterminée comme ceci :

$$\lambda_W^m = \sqrt{h^2 + (l_1 + r.\theta + l_2)^2} - \sqrt{h^2 + (l_1 + r.\theta_0 + l_2)^2} \quad (2.4)$$

Ou λ_W^m représente l'excursion du tendon à l'articulation du poignet pour le muscle $m = \{FDS, FCR, EDC, ECR\}$ à l'angle θ par rapport à la posture de référence θ_0 . Le schéma explicatif de cette équation est montré dans la figure 2.9. Sur ce schéma, h représente la distance entre O et I sur un axe parallèle à celui du cylindre. l_1 et l_2 représente la plus courte distance le cylindre et O et I, respectivement. EI et EO les points d'insertion et d'origine effective au cylindre, c'est-à-dire les points d'entrée et de sortie de la trajectoire sur le cylindre. Ils sont obtenus au travers du rapport entre les différents triangle rectangle dont l'hypoténuse sont EI/I et EO/O. r représente le rayon du cylindre et θ l'angle entre EO et EI à partir de l'axe du cylindre. $r.\theta$ représente ainsi la longueur de l'arc entre EO et EI le long du cylindre.

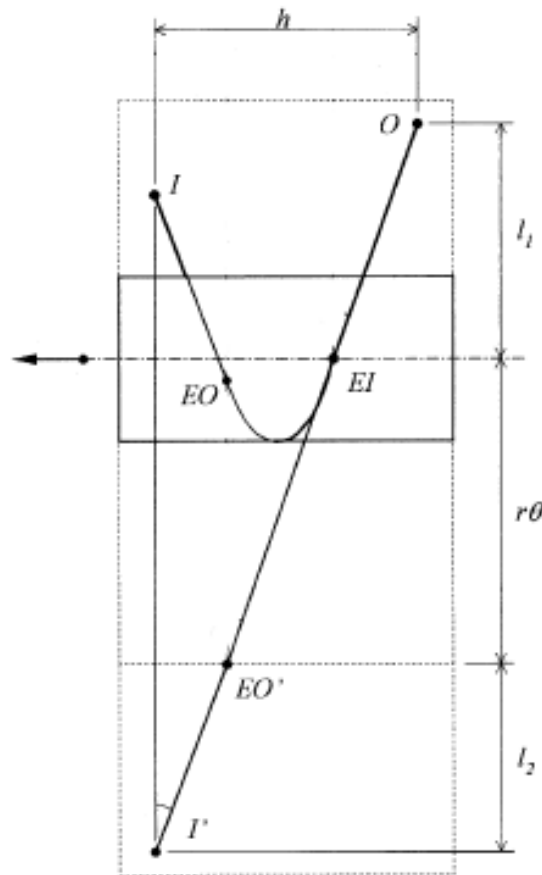


FIGURE 2.9. – Schéma simplifié de la méthode de "shortest path" de CHARLTON et JOHNSON (2001).

2.2.1.2. Détermination automatique des paramètres des cylindres pour la méthode de “wrapping” des tendons

Les paramètres décrivant le positionnement et l’orientation de ces cylindres n’ont cependant été développés que pour les muscles propres du poignet, excluant les extrinsèques, et à l’aide d’une procédure partiellement manuelle. Pour décrire les cylindres, trois paramètres sont nécessaires : sa position dans l’espace selon l’axe antéro-postérieur (X), l’axe longitudinal (Y), ainsi que le rayon du cylindre. L’axe du cylindre est quant à lui aligné à l’axe de rotation en flexion- extension du poignet.

Afin de déterminer ces paramètres des cylindres pour les extrinsèques qui reflètent au mieux l’anatomie et l’aspect fonctionnel du poignet, j’ai développé une procédure d’optimisation. Cette optimisation vise à apporter une méthode plus automatique pour améliorer les paramètres déterminés manuellement par GOISLARD DE MONSABERT et al. (2018). Le but est également de fournir une méthode réutilisable à l’avenir pour modéliser l’excursion du tendon d’autres muscles du poignet ou extrinsèque. Le principe de cette méthode vise à réunir deux visions de la modélisation géométrique. La vision fonctionnelle cherche à obtenir des valeurs et évolutions de bras de levier cohérentes avec des mesures directes, généralement obtenues sur cadavres mais ne considèrent pas le trajet géométrique du tendon (KOCIOLEK et KEIR 2011). L’autre vision, dite anatomique, cherche à conserver une trajectoire de tendon réaliste, mais a parfois des difficultés à apporter des valeurs de bras de levier cohérents, du fait de l’impossibilité de prendre en compte les déformations des tissus de la main (Figure 2.10).

L’optimisation que j’ai développée a visé à réunir ces deux visions en minimisant l’erreur du modèle géométrique avec des données fonctionnelles (LEMAY et CRAGO 1996; PACLET 2010), tout en assurant un trajet réaliste des tendons au poignet. Cette procédure d’optimisation a été exécuté pour chaque muscle comme suit : Trouver :

$$P = \begin{bmatrix} X_f & X_e \\ Y_f & Y_e \\ R_f & R_e \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Qui minimise :

$$f(P) = \sqrt{\frac{\sum_{\theta=-60}^{60} (MA_{Model}(\theta) - MA_{Litt}(\theta))^2}{N}} \quad (2.6)$$

En respectant :

$$\begin{cases} c_1 < 0 \\ c_2 < 0 \\ c_3 < 0 \\ c_4 < 0 \\ c_5 < 0 \end{cases} \quad (2.7)$$

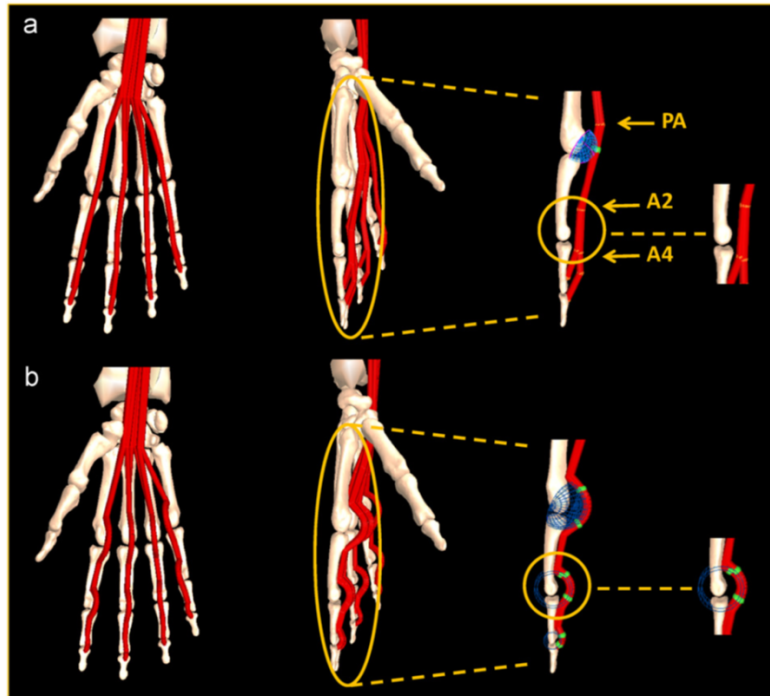


FIGURE 2.10. – Vues palmaire (gauche) et sagittale (droite) des modèles (a) "anatomique" et (b) "fonctionnel" illustrant la géométrie du tendon. Tiré de KOCIOLEK et KEIR (2011)

Avec X_f , Y_f représentant les coordonnées du cylindre de flexion et R_f le rayon du cylindre de flexion. X_e , Y_e représentant les coordonnées du cylindre d'extension et R_e le rayon du cylindre d'extension. MA_{Model} est le bras de levier normalisé du trajet de l'unité muscle-tendon par rapport au centre articulaire du poignet calculé avec le modèle de wrapping. MA_{litt} représente les données de bras de levier normalisées, issues de polynôme de la littérature (PACLET 2010; LEMAY et CRAGO 1996). N représente le nombre d'angle testé entre -60 et 60. θ représente l'angle de flexion/extension du poignet. c_n représentent les différentes contraintes d'optimisation décrites ci-dessus équations (2.8) à (2.12)). La normalisation des bras de leviers consiste à soustraire le moment moyen sur l'ensemble de la plage angulaire et de diviser par l'amplitude des valeurs de bras de leviers (maximum – minimum). Cette normalisation focalise l'optimisation sur une conservation de l'évolution du bras du levier en fonction de l'angle et permet d'éviter des différences en valeur absolue de bras de levier qui seraient liées à des différences anatomiques, principalement au niveau anthropométrique. Différentes contraintes ont été utilisées pour garder des trajets tendineux réalistes. Pour bien comprendre la description des contraintes qui suit, il faut noter que l'axe X correspond à l'axe antéro-postérieur, et l'axe Y à l'axe longitudinal. Aussi, comme l'axe du cylindre est aligné à l'axe de flexion-extension, les contraintes se retrouvent uniquement dans le plan sagittal crée par les axes X et Y. Ainsi, pour la suite, les cy-

lindres seront représentés par des cercles, et l'axe des cylindres par un point. Aussi, les calculs des contraintes étant similaire entre les deux cylindres, les équations seront montrée uniquement pour le cylindre d'extension.

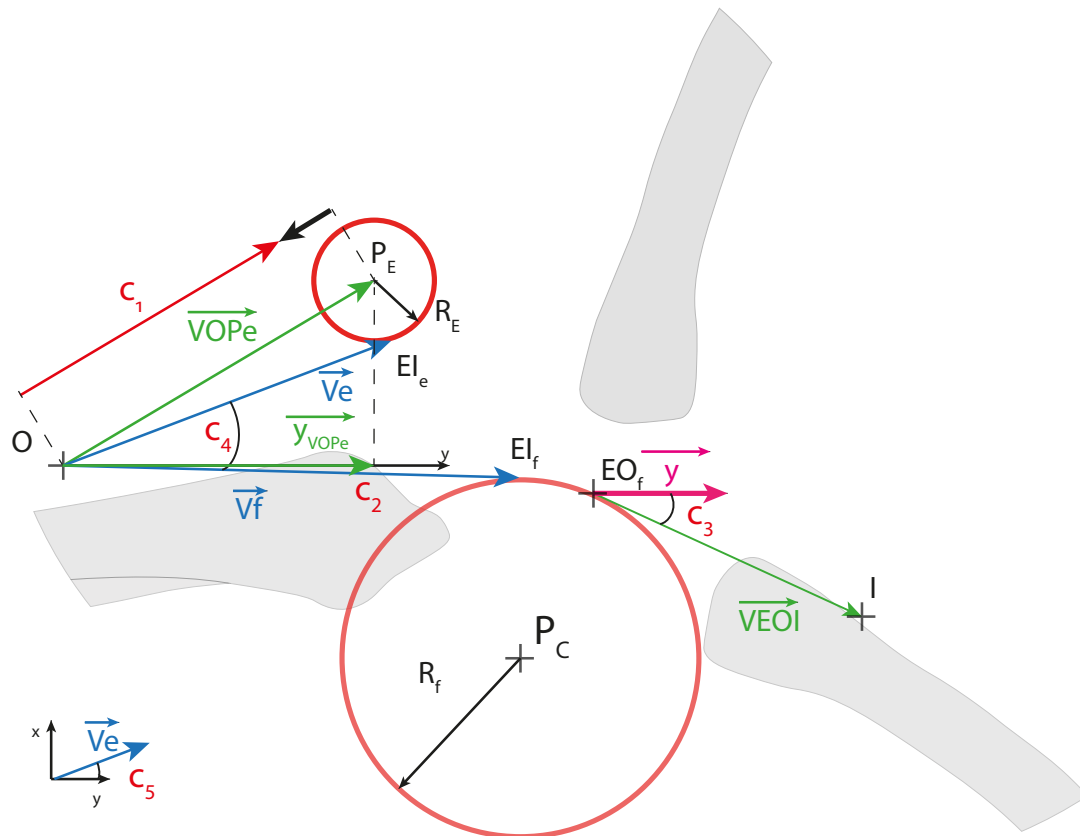


FIGURE 2.11. – Schéma des paramètres et contraintes utilisés pour l'optimisation des cylindres pour un muscle extenseur dans le plan sagittal. Le plus grand cercle représente le cylindre de flexion, le plus petit le cylindre d'extension. Les vecteurs bleus représentent le trajet du tendon depuis l'origine effective jusqu'au cylindre.

Une première contrainte, appelée c_1 , porte sur le rayon des cylindres (Figure 2.11). Ces derniers ne pouvaient pas être plus grands que la distance entre le centre du cylindre et le point d'origine du tendon représenté par le vecteur \overrightarrow{VOPe} pour le cylindre d'extension et \overrightarrow{VOPf} pour le cylindre de flexion. Cette contrainte permet d'éviter qu'un cylindre trop grand englobe le point d'origine du tendon effectif, empêchant la résolution mathématique de l'équation. Ci dessous, l'équation de la contrainte c_1 pour le cylindre d'extension.

$$c_1 = R_e - \|(P_e - O)\| < 0 \quad (2.8)$$

Une deuxième contrainte, c_2 , portait aussi sur le vecteur \overrightarrow{VOPe} pour le cylindre

d'extension ou \overrightarrow{VOPf} pour le cylindre de flexion, plus précisément sur sa coordonnée en Y (Figure 2.11). Cette coordonnée était contrainte à être positive, ce qui veut dire que le centre du cylindre Pc se trouve après le point d'origine O.

$$c_2 = -y_{\overrightarrow{VOPe}} < 0 \quad (2.9)$$

La troisième contrainte c_3 porte sur l'angle que forme le trajet du tendon après le cylindre (Figure 2.11). Cet angle est défini entre l'axe longitudinal Y et le vecteur qui part du cylindre pour arriver au point d'insertion effectif (\overrightarrow{VEOI}) du métacarpe. La contrainte indiquait que cet angle ne pouvait dépasser 90°. Ainsi le tendon ne pouvait effectuer des trajets pour lesquels, après enroulement, sa direction pointait vers le proximal.

$$c_3 = \arccos\left(\frac{(\vec{y} \cdot \overrightarrow{VEOI})}{(\|\vec{y}\| * \|\overrightarrow{VEOI}\|)}\right) - 90 < 0 \quad (2.10)$$

La quatrième contrainte, c_4 , porte sur l'espacement entre les deux cylindres (Figure 2.11). Ce dernier est représenté par l'angle entre les deux vecteurs tangents aux cylindres, d'origine O, le point proximal du tendon. Ces vecteurs définissent aussi la direction du tendon vers les deux cylindres. Cet angle était contraint autour d'une valeur pour éviter un espacement trop grand qui ne serait pas réaliste anatomiquement. En effet, sans cette contrainte, le tendon effectuait d'importants déplacements dans la direction antéro-postérieure. La valeur a été choisie pour assurer un déplacement restant dans la plage physiologique, c'est à dire de l'ordre du demi-centimètre (KEIR et WELLS 1999).

$$c_4 = 10 - \arccos\left(\frac{(\overrightarrow{Vf} \cdot \overrightarrow{Ve})}{(\|\overrightarrow{Vf}\| * \|\overrightarrow{Ve}\|)}\right) < 0 \quad (2.11)$$

La dernière contrainte, c_5 , porte aussi sur la direction du tendon partant du point proximal vers le cylindre (Figure 2.11). En contraignant l'angle entre ce vecteur \overrightarrow{Ve} et l'axe longitudinal, on permettait une certaine continuité entre la direction du tendon avant le point proximal O, qui est à peu près aligné avec l'axe longitudinal. Cet angle en valeur absolue ne devait pas dépasser une valeur spécifique à chaque muscle.

$$c_5 = 20 - \left| \arccos\left(\frac{(\vec{y} \cdot \overrightarrow{Ve})}{(\|\vec{y}\| * \|\overrightarrow{Ve}\|)}\right) \right| > 0 \quad (2.12)$$

Il est important de noter que chaque muscle a ses propres caractéristiques. De ce fait, certaines contraintes n'ont pas été utilisées pour certains muscles. Notamment les contraintes c_4 et c_5 n'ont été utilisées que pour les muscles ECR et FCR. Pour FDS et EDC. L'ajout de ces contraintes empêchait la procédure d'optimisation de trouver des solutions et les enlever ne résultait pas en des résultats aberrants. Par exemple, sur-contraindre les muscles des doigts pouvait donner lieu à des sauts de bras de levier

qui, d'un point de vue anatomique, signifieraient un déplacement antéro-postérieur brusque du tendon d'une position à une autre avec un léger changement angulaire. Des changements de direction du tendon pouvaient aussi apparaître. Aussi, la surcontrainte pouvait donner lieu à une impossibilité de la procédure d'optimisation de trouver des solutions.

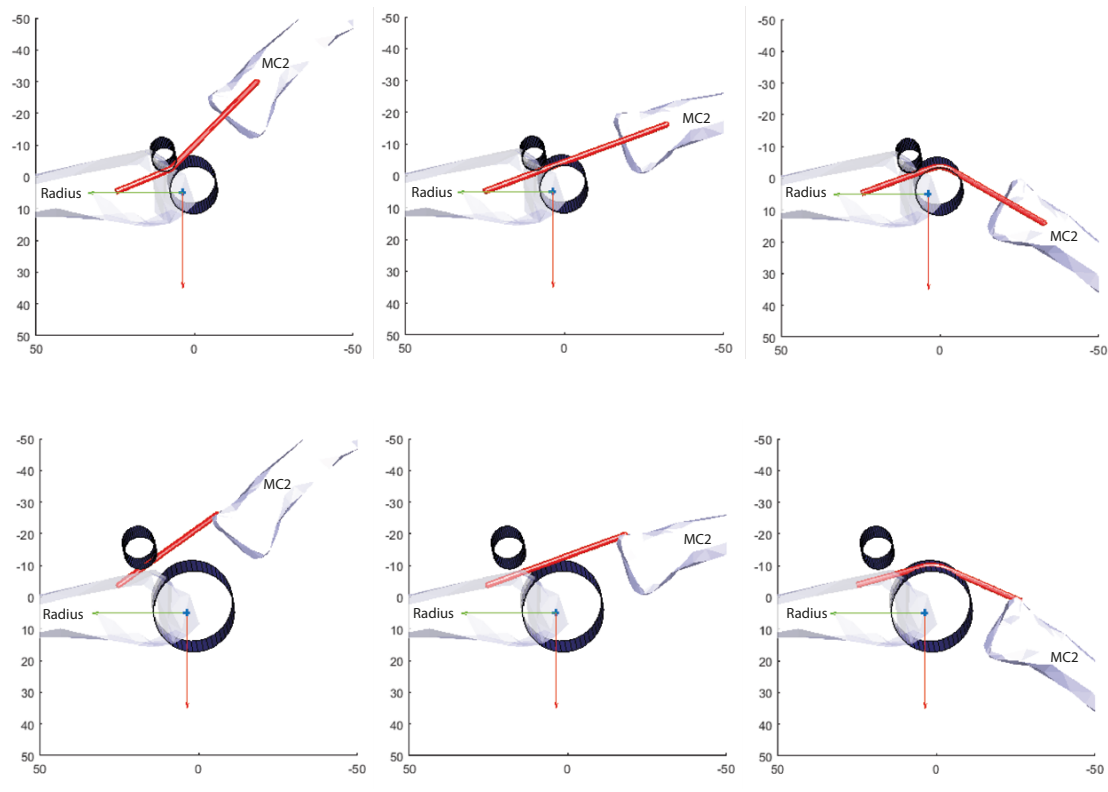


FIGURE 2.12. – Illustration des cylindres utilisés pour **EDC** et **ECR** ainsi que le trajet du tendon pour différents angle entre le radius et le métacarpe de l'index. L'angle entre le radius et le métacarpe est, de gauche à droite, de 30° d'extension, 0° et 50° de flexion. De haut à bas sont représentés les schémas des cylindres créés pour **ECR**, **EDC**, **FCR** et **FDS**. Le tendon est représenté en rouge, depuis le point d'origine effective du calcul de la trajectoire du tendon jusqu'au point d'insertion effective. L'axe X en rouge représente l'axe palmo-dorsal, l'axe Y en vert l'axe longitudinal et l'axe Z en bleu l'axe médio-latéral. Les coordonnées des axes sont données en mm.

Les différents cylindres sont illustrés en figure 2.12 et figure 2.13. Les sorties de bras de levier et d'excursion de tendon sont présentés en figures 2.14 et 2.15. Le résultat principal est que la taille des cylindres et leur position varient fortement entre les muscles. Le seul point commun est la répartition de rayon entre les cylindres de flexion et d'extension. Le grand cylindre correspond à l'enroulement sur les parties

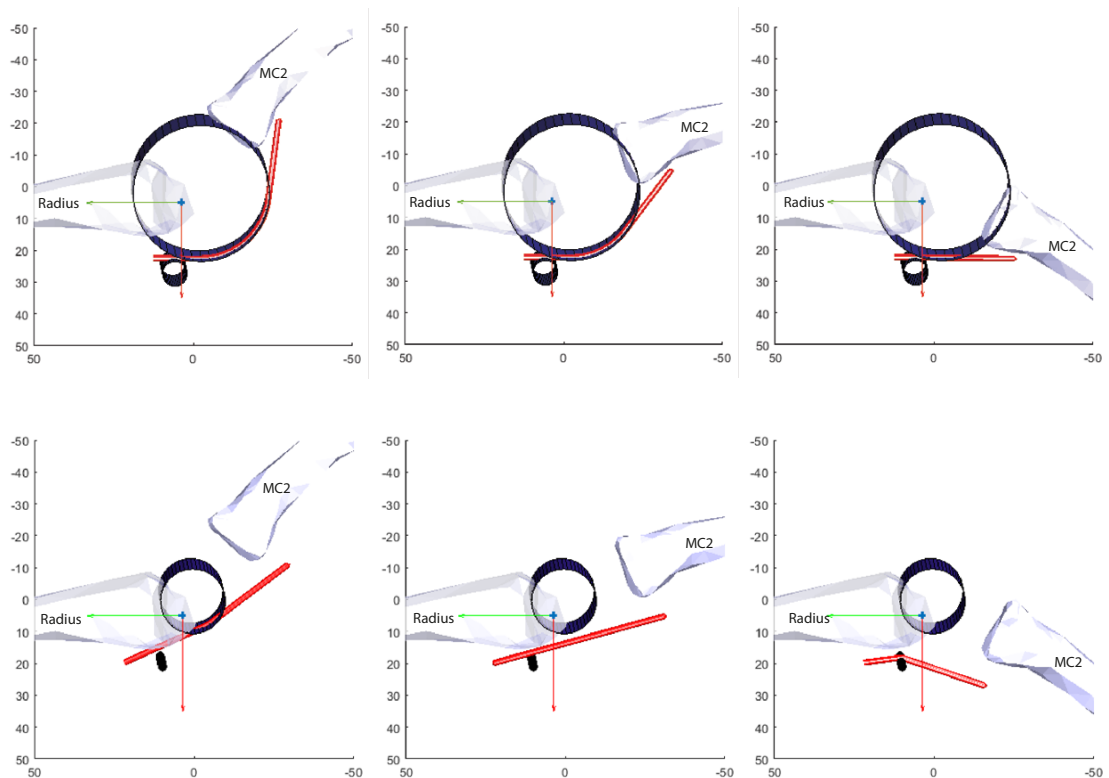


FIGURE 2.13. – Illustration des cylindres utilisés pour **FDS** et **FCR** ainsi que le trajet du tendon pour différents angle entre le radius et le métacarpe de l’index. L’angle entre le radius et le métacarpe est, de gauche à droite, de 30° d’extension, 0° et 50° de flexion. De haut à bas sont représentés les schémas des cylindres créés pour **ECR**, **EDC**, **FCR** et **FDS**. Le tendon est représenté en rouge, depuis le point d’origine effectif du calcul de la trajectoire du tendon jusqu’au point d’insertion effectif. L’axe X en rouge représente l’axe palmo-dorsal, l’axe Y en vert l’axe longitudinal et l’axe Z en bleu l’axe médio-latéral. Les coordonnées des axes sont données en millimètres.

osseuses, c’est-à-dire les os du carpe, et le petit cylindre correspond à l’enroulement sur les parties molles, appelés retinaculum. Les variations obtenues d’un muscle à l’autre traduisent les différences sur l’évolution des bras de levier (aspect fonctionnel) et sur les contraintes (aspect anatomique).

Pour **FDS**, les cylindres sont caractérisés par un rayon relativement réduit et un espacement large. Cet espacement pourrait s’expliquer anatomiquement par le fait que le tendon de **FDS** est sujet à une translation antéro-postérieure importante au sein du canal carpien (Figure 1.6) (KEIR et WELLS 1999). Ce déplacement induit un changement rapide du bras de levier, qui se retrouve au niveau fonctionnel, dans la partie centrale où le tendon n’est en contact avec aucun cylindre (Figure 2.14). La

solution choisie par l'optimisation serait donc de créer un espace entre les cylindres qui permet au bras de levier de varier rapidement. On a donc ici une solution qui est à la fois cohérente d'un point de vue fonctionnel avec l'évolution du bras de levier, et d'un point de vue anatomique avec un espacement réaliste.

Pour **FCR**, l'espacement entre les cylindres est plus faible, et les rayons sont plus grands que pour **FDS**. Fonctionnellement, cela traduit le fait que le bras de levier est plus constant, notamment comparé à **FDS**. Anatomiquement, le trajet du tendon de **FCR** est contraint à passer dans une loge qui lui est propre (Figure 1.6) et s'insère à la base du métacarpe, contrairement au muscle **FDS** qui continue son trajet vers les phalanges. Ces particularités semblent limiter les mouvements de translations antero-postérieur, et expliquer l'espacement plus réduit. Son cylindre d'enroulement en extension, lors du contact avec les os du carpe, possède un rayon plus élevé que pour **FDS**. Cette courbure plus forte semble permettre de maintenir le bras de levier plus constant que celui de **FDS**, comme observé dans les données de la littérature. Si l'on s'intéresse aux muscles extenseurs, on peut constater que les cylindres d'**EDC** sont aussi plus espacés et de rayons plus grands que ceux d'**ECR**. Comme pour les fléchisseurs, ces différences semblent être liées aux variations de bras de levier qui sont plus importantes pour les muscles des doigts, ici **EDC**, que ceux du poignet, ici **ECR**. On peut remarquer des différences dans les bras de levier en valeur absolues (Figure 2.14). En effet, l'optimisation a été réalisée sur le calcul de l'écart entre les bras de levier du modèle et de la littérature sur les valeurs normalisées. Le but était d'obtenir des valeurs de bras de levier cohérentes avec les données de la littérature, mais pas égales en valeur absolue, dont les valeurs dépendent des caractéristiques du spécimen sur lesquels elles ont été mesurées (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2018). Néanmoins on observe des variations en accord avec la littérature, avec des baisses et augmentations qui suivent les valeurs absolues.

Cette méthode de wrapping cylindrique apporte une modélisation originale. Cette dernière se distingue des polynômes de la littérature pour estimer les bras de levier disponibles dans la littérature. En effet, l'approche par polynôme est simple d'utilisation car nécessite seulement un angle articulaire en entrée et est peu coûteuse numériquement. Néanmoins, un polynôme spécifique est utilisé pour chaque degré de liberté, l'un fournissant le bras de levier en flexion/extension à partir de l'angle de flexion/extension, et l'autre fournissant le bras de levier en déviation à partir de l'angle de déviation. Ainsi les variations du bras de levier en flexion/extension ne prennent pas en compte d'éventuels changements induits par la posture en déviation ulnaire/radiale et vice versa. C'est la force du modèle de wrapping qui bien que nécessitant des paramètres supplémentaires pour définir les cylindres prend en compte simultanément les degrés de liberté de flexion/extension et de déviation lors du calcul des bras de levier. De plus, en modélisant les trajets tendineux, cette méthode permet d'estimer la direction des forces produites par les muscles au niveau de l'articulation, permettant potentiellement d'estimer les efforts subis par le poignet. L'approche par polynôme ne fournissant que les bras de levier, il n'était pas possible de caractériser les efforts articulaires au poignet

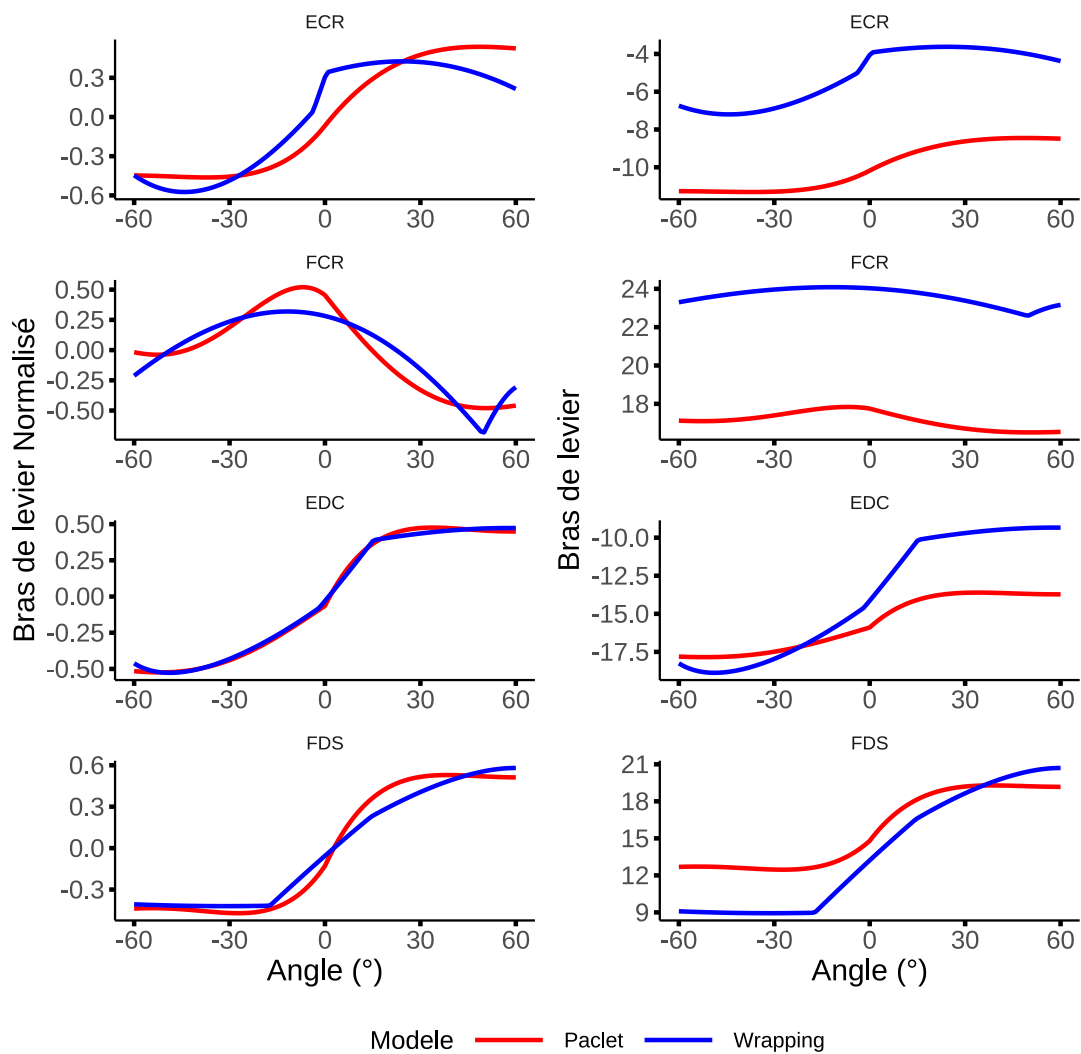


FIGURE 2.14. – Variations des bras de leviers en fonction de l'angle du poignet obtenues par optimisation (en Bleu) et par les polynômes de PACLET (2010) (en rouge). Le panneau de gauche présente les valeurs normalisées sur lesquels se base la procédure d'optimisation. Le panneau de droite présente les valeurs absolues de bras de leviers résultant de l'optimisation.

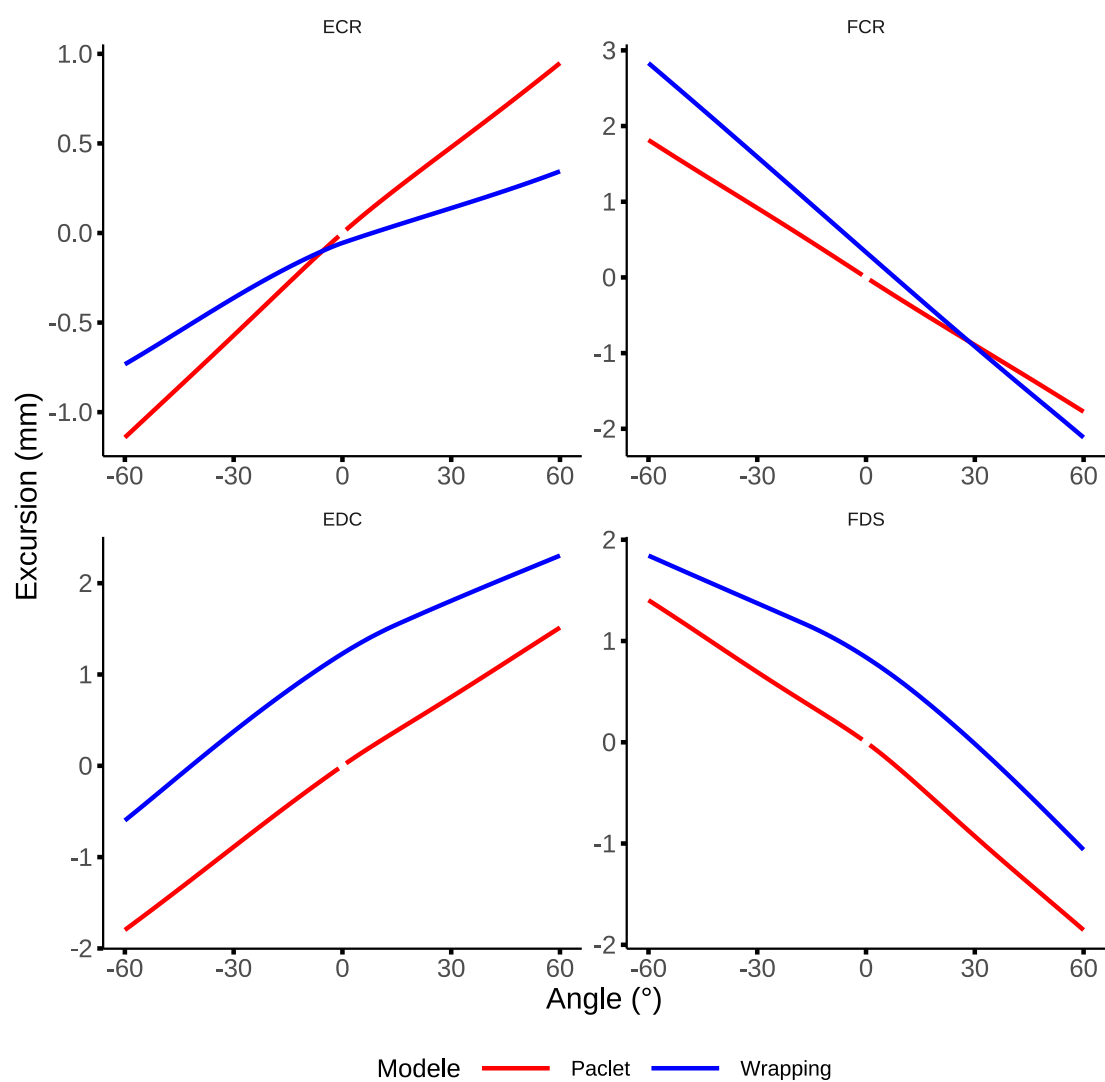


FIGURE 2.15. – Variations de l'excursion des tendons en mm en fonction de l'angle du poignet obtenues par optimisation (en rouge) et par les polynomes de PACLET (2010) (en bleu).

Ces efforts articulaires représentent des données cruciales pour étudier le comportement de l'articulation lors d'un effort. Dans une optique de compréhension plus globale des mouvements du poignet, cette méthode est donc une avancée intéressante, tout en restant fonctionnelle et cohérente face à la littérature. De plus c'est une méthode qui offre la possibilité de s'adapter à la morphologie d'un participant tandis qu'aucune mise à l'échelle des données issues de polynôme n'a été proposée. Une adaptation future pourrait permettre d'individualiser le placement des points et la position et l'orientation des cylindres.

2.2.1.3. Modèle de Force-Longueur-Activation

Après la partie géométrique, le modèle musculosquelettique de préhension contient une deuxième partie représentée par les relations **FLA** développées et décrites en section 2.1. Ces relations permettent d'estimer la force musculaire et la longueur musculaire à partir de la longueur de l'**UMT** obtenue par le modèle géométrique, et de l'activation musculaire. Au niveau de l'utilisation du modèle **FLA**, il consiste en un ensemble de relations décrivant la mécanique de contraction du muscle déterminées au préalable selon les données du modèle moyen **FLA**. Ces équations sont les mêmes pour chacun des muscles, seuls les coefficients sont adaptés à chaque muscles. Ces étapes vont permettre de passer de la longueur **UMT** à la longueur musculaire en contraction et la force musculaire.

La longueur **UMT, déterminée par le modèle géométrique (Section 2.2.1.1), est utilisée pour déterminer la longueur du ventre musculaire au repos avant contraction.** Cette longueur est rapportée à la longueur **UMT** de référence mesurée au repos sur les participants par anthropométrie. Cette relation est définie comme suit :

$$L_{m0} = \alpha_2 \left(\frac{L_{mtu}}{L_{mtu0}} \right)^2 + \alpha_1 \left(\frac{L_{mtu}}{L_{mtu0}} \right)^1 + \alpha_0 \quad (2.13)$$

Où α_n sont les coefficients du modèle **FLA** d'un muscle, L_{mtu} la longueur muscle-tendon estimée par le modèle géométrique et L_{mtu0} la longueur muscle-tendon de référence obtenue par mesures anthropométriques

L'activation musculaire permet d'estimer le raccourcissement du muscle à l'aide de deux relations. Ce raccourcissement D_m , représentant à quel point le muscle s'est contracté en fonction de l'activation, est déduit de la longueur du muscle au repos, ce qui permet d'estimer la longueur actuelle du muscle. Ces étapes sont réalisées comme ceci :

$$\begin{cases} F_1 = \gamma_3 \left(\frac{1}{1 + e^{-\gamma_2 * (A - \gamma_1)}} \right) - 0.5 + \gamma_0 \\ D_m = \delta_2 (1 - e^{-\delta_1 * F_1}) + \delta_0 \\ L_m = L_{m0} - D_m \end{cases} \quad (2.14)$$

Où F_1 représente une force virtuelle dépendante du niveau d'activation A , γ_n et δ_n des coefficients propres à chaque muscle.

L'activation musculaire va aussi déterminer trois paramètres du muscle, qui vont

permettre le calcul de la force musculaire :

1. **La longueur optimale du muscle** pour produire de la force au niveau d'activation donnée, L_{mOpt} .
2. **l'index d'architecture musculaire**, i_a . Cet index définit un rapport entre la longueur des fibres musculaires et la longueur du ventre musculaire (figure 2.4)
3. **le niveau de force musculaire maximal**, F_{Opt} .

Les relations déterminant ces paramètres sont les suivantes :

$$\begin{cases} F_{Opt} = \beta_3 A^3 + \beta_2 A^2 + \beta_1 A^1 + \beta_0 \\ i_a = \lambda_5 A^3 + \lambda_4 A^2 + \dots + \lambda_1 A^1 + \alpha_0 \\ L_{mOpt} = \tau_5 A^3 + \tau_4 A^2 + \dots + \tau_1 A^1 + \tau_0 \end{cases} \quad (2.15)$$

Où β_n , λ_n et τ_n représente des coefficients propres à chaque muscle.

Enfin, avec les trois paramètres musculaires et la longueur du muscle on retrouve la force actuelle du muscle. Cette relation est définie par KAUFMAN et al. (1989) qui est une adaptation de la relation d'OTTEN (1987). Elle définit la courbe de la relation force-longueur en calculant trois variables qui définissent sa rondeur ρ , son asymétrie ϕ et sa largeur ω . Ces trois paramètres dépendent de l'index d'architecture i_a . La longueur musculaire est prise en compte au travers du calcul de l'allongement musculaire normalisé qui définit le rapport de cette longueur L_m , à la longueur optimale L_{mOpt} . Avec ces différentes variables, on est en mesure de calculer la force musculaire normalisée F_m comme suit :

$$F_m = F_{Opt} \cdot \exp \left[-\frac{((\epsilon + 1)^\phi - 1)^\rho}{\omega} \right] \quad (2.16)$$

avec :

$$\begin{cases} \epsilon = \frac{(L_m - L_{mOpt})}{L_{mOpt}} \\ \omega = 0.35327 * (1 - i_a) \\ \phi = 0.96343 * (1 - (1./i_a))\rho = 2 \end{cases} \quad (2.17)$$

A noter que la valeur constante de ρ provient des résultats de KAUFMAN et al. (1989) qui montre que ce dernier est une constante pour des valeurs de $i_a > 0.5$, ce qui est le cas pour les quatre muscles étudiés.

A partir des angles articulaires et de l'activation musculaire, le modèle musculosquelettique décrit permet d'estimer la longueur et la force musculaire pendant une contraction isométrique pour quatre muscles. Cet outil permet donc de caractériser les coordinations de quatre groupes musculaires de la main : Les fléchisseurs et extenseurs des doigts et du poignet. Par ailleurs, l'approche développée permettra de mieux saisir sur quelle portion de leur force-longueur ils travaillent lors d'une contraction. Ces éléments seront mis au regard des variations de force de préhension que l'on peut observer avec les changements de posture du poignet (Section 1.2.3.2).

2.2.2. Données d'entrée du modèle

Le modèle musculosquelettique utilisé nécessite différentes données d'entrée pour être mis en oeuvre. Ces données sont l'anthropométrie des participants, la cinématique du poignet et de l'index, la force externe de grip produite et l'activité associée des muscles préhenseurs.

2.2.2.1. Anthropométrie

Les mesures anthropométriques d'entrée sont les dimensions de la main et du poignet, et les longueurs musculaires de repos des quatre muscles. A l'aide d'un mètre ruban et d'un pied à coulisse, la taille, l'épaisseur et la circonférence de la main ont été mesurées, ainsi que l'épaisseur et la circonférence du poignet. Ces mesures permettent d'individualiser le modèle géométrique aux dimensions des participants. A l'aide du mètre ruban, les longueurs de référence muscle-tendon sont mesurées. La posture de référence correspond à celle de l'expérimentation, soit l'avant-bras à l'horizontal, la paume tournée vers l'intérieur (ni en pronation, ni en supination). La mesure est faite de l'origine à l'insertion du muscle, déterminés par l'expérimentateur. Pour **FDS**, la mesure part de l'épicondyle médiale jusqu'au milieu de la phalange médiale de l'index. Pour **FCR**, la mesure part de l'épicondyle médial jusqu'à la base palmaire du second métacarpe. Pour **ECR**, la mesure part de l'épicondyle latéral jusqu'à la tête dorsale du second métacarpe. Pour **EDC**, la mesure part de l'épicondyle latérale jusqu'à la base dorsale du second métacarpe. Le poignet et les doigts étaient en position neutre, soit 0° de flexion et 0° de déviation.

2.2.2.2. Cinématique

Les mesures cinématiques visent à déterminer la position des segments dans l'espace afin de calculer les angles articulaires, données d'entrées du modèle géométrique. Dans le but de déterminer la cinématique articulaire, un système de coordonnées segmentaires doit être associé à chaque segment. Les angles articulaires sont alors déterminés par rapport aux mouvements relatifs entre les systèmes de coordonnées du segment proximal et du segment distal à l'articulation (CAPPOZZO et al. 2005; KONTAXIS et al. 2009; WU et al. 2005). Les trois axes d'un système de coordonnées segmentaires peuvent être définies à l'aide de points anatomiques ou d'axes de rotation fonctionnels de l'articulation (KONTAXIS et al. 2009). La société internationale de biomécanique (ISB) a établi des recommandations dans le but de normaliser la façon dont les systèmes de coordonnées segmentaires sont définis. L'ISB recommande notamment l'utilisation de points anatomiques palpables et a fourni une liste de ces points pour l'ensemble des segments du membre inférieur (WU et al. 2002) et du membre supérieur (WU et al. 2005). Les positions des segments et de leurs points anatomiques au cours du temps, sont mesurés à l'aide d'outils de capture du mouvement et sont repérées en plaçant des marqueurs sur la peau (CAPPOZZO et al. 2005; KONTAXIS et al. 2009). Chaque segment doit être équipé de trois marqueurs au moins

pour que ses mouvements soient entièrement déterminés. Cette contrainte est problématique au niveau de la main car une quinzaine de segments peuvent être suivis, chacun présentant très peu d'espace pour placer des marqueurs. De plus, certains emplacements doivent être évités pour ne pas gêner l'exécution de la tâche et assurer le confort du sujet. Notamment, pour les tâches de préhension, on ne peut placer de marqueurs ni sur la surface palmaire de la main, qui est en contact avec l'objet, ni sur les côtés latéraux des doigts, qui peuvent se toucher lors du serrage de l'objet. Pour remédier à ce problème, certains auteurs ont choisi d'éloigner les marqueurs de la surface du segment en les déportant verticalement à l'aide de tiges (DEGEORGES et al. 2005; FOWLER et NICOL 2001) ou horizontalement à l'aide de plaques « en T » (COONEY et al. 1981). Aux vues de ces différentes contraintes, j'ai choisi d'uniquement équiper l'index. En effet, le modèle FLA se base sur les changements de longueur du chef musculaire de l'index du FDS et d'EDC. Pour rester cohérent avec le modèle, les angles articulaires des autres doigts longs n'étaient donc pas nécessaires. Un système de capture du mouvement constitué de 7 cameras infra-rouge permet de suivre la position de 14 marqueurs dont le placement employé pour les expérimentations est présenté en figure 2.16, et adapté de celui proposé par METCALF et al. (2008). Il consiste à placer les marqueurs du côté dorsal des doigts sur des points anatomiques représentant les extrémités distale et proximale de chaque segment. Afin de réduire le nombre de marqueurs, certains points anatomiques sont utilisés de manière commune pour deux segments différents en tant que point distal pour l'un et proximal pour l'autre. Aussi, l'absence de marqueurs sur les autres doigts, permettait le placement de marqueurs déportés sur les différentes phalanges de l'index. Pour le radius, l'espace de calibration étant très centré sur la main, nous n'avons pas pu utiliser les épicondyles du coude comme recommandé par l'ISB et avons choisi d'utiliser les deux styloïdes du radius et de l'ulna ainsi qu'un troisième point sur le radius éloigné d'environ 5 cm de son styloïde.

2.2.2.3. Electromyographie

Pour mesurer l'activation des muscles, données d'entrée de la partie FLA du modèle musculosquelettique, un système d'électromyographie a été utilisé. Les muscles concernés sont les quatre muscles représentant les principaux groupes musculaires de la préhension. La difficulté tenant en la mesure de muscles fins et proches, en particulier les extenseurs EDC et ECR. Pour y arriver, différents systèmes ont été utilisés. Dans une première étude, un système filaire a été utilisé (Biopac system (MP-150, BIOPAC Systems, Inc., Goleta, CA, USA). Les électrodes étant relativement grosses, pour les extenseurs, elles ont été redécoupées pour réduire au maximum la largeur, sans toucher à la surface contenant le gel conducteur de mesure de l'électrode. Dans une deuxième étude, d'autres muscles contrôles ont aussi été mesurés. Un système sans fil a été utilisé pour ne pas gêner le participant et altérer ses gestes. L'enregistrement a été fait dans les deux cas à 1000 Hz et était synchronisé avec les mesures de force externe et de cinématique. Avant le placement des électrodes, la peau était rasée, poncée et rincée à la solution alcoolique. Le placement des électrodes suivait celui ef-



FIGURE 2.16. – Photographie du placement des marqueurs cinématiques sur l'index et le poignet.

fectué pour des études précédentes, notamment les études sur le développement des [FLA](#), afin de rester cohérent dans les mesures d'activation. Le placement est effectué par palpation, et contrôlé à l'aide de tâches fonctionnelles, facilitant l'activation de chacun des muscles mesurés, et pour éviter d'avoir un problème de cross-talk.

Le niveau d'activation musculaire est obtenu à partir de tâche de contraction volontaire maximum ciblant un ou plusieurs muscles visant à obtenir une valeur maximale d'activation. Ces valeurs serviront à normaliser les signaux enregistrés pendant les diverses études. Le pré-traitement généralement effectué consistait en un filtre à bande passante Butterworth (10-400 Hz, ordre 4). Après le filtrage, la valeur moyenne quadratique (RMS) est calculée puis normalisée par rapport à la valeur maximale enregistrée.

2.2.3. Force Externe

Afin de caractériser les relations entre coordinations musculaires et performance lors de tâches de production de force avec la main de la préhension étudiée, pinch grip, power grip ou pressing, la force de grip est mesurée. Ces mesures de force nécessitent un dispositif adapté à chaque type de préhension.

2.2.3.1. Power Grip

La force de préhension a souvent été évaluée avec des dynamomètres mesurant les forces dans une seule direction tels que les pinces Jamar ou des cylindres divisés en deux barres entre lesquelles un capteur de force a été intercalé (EDGREN et al. 2004; SEO et ARMSTRONG 2008). Cependant, cette mesure unidirectionnelle sous-estime l'intensité de la force de préhension. En effet, WIMER et al. (2009) ont évalué que ces capteurs ne mesurent que 63% de la force totale appliquée sur la circonférence du cylindre. Pour résoudre ce problème, les dynamomètres les plus élaborés consistent en un manche divisé en 6 poutres qui sont instrumentées de jauges de contraintes afin de mesurer la force normale qui leur est appliquée (CHADWICK et NICOL 2001; WIMER et al. 2009) (Figure 2.17) Le dynamomètre est un manche cylindrique divisé en six poutres instrumentées spécialement conçu (Handle, Sixaxes, Argenteuil, France). Le diamètre du manche est modifiable permettant de faire varier l'ouverture de la main, et donc les postures articulaires des doigts.

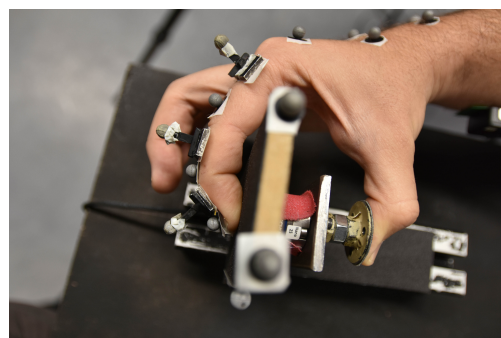
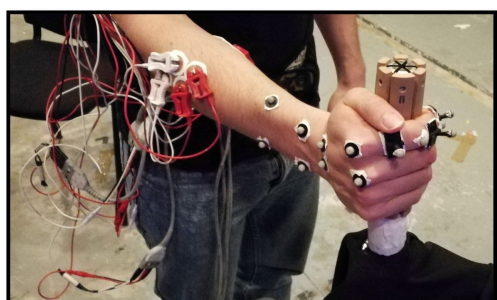


FIGURE 2.17. – Photographie du dispositif en power grip à gauche (a) et en pinch grip à droite (b) et en press (c).

2.2.3.2. Pinch Grip

Pour le pinch grip et le pressing, un même capteur a été utilisé pour mesurer les actions externes entre le pouce et l'index, et sous la pulpe des quatre doigts longs.

L'outil utilisé est celui développé par Mathieu Domalain pendant ses travaux de thèse et utilisé pour de précédentes études concernant ce type de préhension (DOMALAIN et al. 2008; VIGOUROUX et al. 2011) (Figure 2.17). Il est constitué d'un capteur de force (Nano-25, ATI Industrial Automation, Garner, NC) permettant l'acquisition des composantes tridimensionnelles de la force et du moment appliqué par chaque doigt. Il est placé dans une structure dont la longueur fixée à 5.5cm détermine l'ouverture de la pince (Figure 2.17). Cette longueur est en moyenne la taille optimale pour fournir une force de préhension maximale. Sur la face où l'index se pose en pince, une plaque assez large pour contenir les quarts doigts longs est apposée pour le pressing (Figure 2.17). Cela permettait avec un même dispositif de tester deux types de préhension. La surface de la plaque et la surface sous le pouce était similaire pour que les caractéristiques de la surface n'influencent pas les forces développées. Le point d'application des forces était défini comme la pulpe des doigts.

2.3. Résumé

Les modèles musculosquelettiques sont des outils cruciaux pour étudier la préhension, car ils permettent d'estimer les efforts internes dans une grande variété de situations et sans nécessiter de procédures invasives. Pour étudier la coordination des efforts musculaires à l'origine de la force de préhension, j'ai développé pour mes travaux de thèse un modèle qui permet d'estimer la mécanique musculaire de quatre muscles représentatifs de l'acte de préhension. Ce modèle se base sur des mesures in vivo des propriétés de force-longueur-activation de ces muscles couplés à un modèle géométrique innovant du poignet et de l'index. Ce modèle a pu rendre compte de la spécificité des capacités musculaires de chaque muscle au regard d'une variable importante sur les longueurs musculaires, la posture du poignet. Les études que j'ai menées dans ma thèse vont mettre à profit ce modèle pour explorer comment cette mécanique module les coordinations musculaires et influence la performance, la force résultante exercée, dans différents contextes d'application de force avec la main et dans différentes postures de poignet.

3. Couplages complexes entre les articulations, les muscles et la performance : le rôle du poignet dans la préhension

Ce chapitre est présenté sous forme d'article publié dans la revue *Scientific Report* : Mathieu CAUMES et al. « Complex Couplings between Joints, Muscles and Performance : The Role of the Wrist in Grasping ». In : *Scientific Reports* 9.1 (18 déc. 2019), p. 19357. ISSN : 2045-2322. DOI : [10.1038/s41598-019-55443-w](https://doi.org/10.1038/s41598-019-55443-w). Deux passages en français viennent accompagner cette partie : un bref résumé de l'article placé avant, et un retour concis des résultats et des conclusions de l'étude, placé après l'article.

3.1. Résumé

3.1.1. Objectif

Cette étude a pour but d'évaluer l'influence de la posture du poignet et du diamètre sur la force de préhension, et d'expliquer cette influence en caractérisant les capacités de production de force et les coordinations musculaires. Ce protocole vise aussi à apporter une explication au choix spontané d'une posture préférentielle lors d'un effort maximal et fournit ainsi un indice sur l'importance de la mécanique musculaire dans le contrôle du mouvement.

3.1.2. Méthodologie

Seize participants sains ont participé à un protocole de séries de tâches de force de préhension maximale à pleine main. Quatre postures du poignet (spontanée, flexion, neutre et extension) et trois diamètres de dispositif ont été testés. Les variables évaluées sont la force de préhension, la cinématique de l'index et du poignet et l'activité électromyographique de 4 muscles représentatifs de la préhension. Ces deux dernières ont servi de point d'entrée à un modèle musculosquelettique. Celui-ci combine un modèle géométrique et une relation de force-longueur-activation des 4 muscles, pour estimer la force et la longueur

musculaire. Des régressions multiples ont été menées pour relier la force musculaire à la force de préhension. Enfin, un modèle a été créé pour relier l'angle du poignet à un facteur regroupant les quatre muscles étudiés et portant sur la longueur de ces derniers.

3.1.3. Résultats et Discussion

Le protocole expérimental a mis en évidence un effet de la posture sur le poignet avec des pertes de près de 50% (en flexion), mais peu d'effet sur le diamètre. Cela indique que les changements de posture des doigts influencent peu la force de préhension, comparé à l'effet du poignet. Au niveau musculaire, le muscle agoniste à la préhension, le fléchisseur des doigts, est quasiment proche de sa force et de sa longueur optimale. En parallèle, l'extenseur du poignet varie beaucoup à la fois au niveau de sa force et de sa longueur. Ces résultats indiquent que les extenseurs, bien que caractérisés d'antagonistes, jouent un rôle prépondérant dans la production de force de préhension. La cocontraction mécanique des muscles extenseurs et fléchisseurs influence donc notre capacité à produire de la force. Les analyses de régression montrent qu'un muscle à lui seul ne peut expliquer la variation de force de grip, mais qu'un modèle prenant les quatre muscles en compte est plus à même de représenter ces variations. Une modélisation d'un facteur explicatif global a été réalisée. Ce facteur détermine à quelle distance se trouvent les muscles de leur longueur optimale. Il en ressort que la posture spontanément prise par les participants, qui est aussi celle où la force maximale est produite, est la posture pour laquelle la somme de ces distances est minimale. Cela signifie qu'à cette posture, les muscles sont majoritairement proches de leur longueur optimale.

3.2. Introduction

Prehension is a crucial capability for our day-to-day activities. It allows us to manipulate a vast range of objects of different sizes and shapes during numerous tasks that may require both precision and/or forceful exertion. Although we perform grasping tasks naturally, such action requires the coordination of the multiple degrees of freedom of the fingers and the wrist, and the numerous muscles of the forearm and the palm to meet both the mechanical constraints (e.g. object stability and force level), and the task goal (e.g. hold, throw, write, etc). Furthermore, the specific anatomical configuration of the hand involves strong coupling between the wrist and the finger joints, since several finger muscles, called extrinsic, originate in the forearm and insert via long tendons on distal phalanges. During grasping tasks, these muscles are solicited to exert forces on the object and concomitantly create action at the wrist, meaning that gripping actions are inherently linked to the mechanical equilibrium of the wrist (SNIJDERS et al. 1987; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b). This illus-

trates the inherent couplings between task constraints - here the force level - and biomechanical properties - here the wrist equilibrium. Although the existence of this biomechanical functioning has been known for many years, the way such wrist-finger muscular interactions influence the control of grasping is still not fully understood. Some studies have reported stereotypical movement in reach to grasp task (SANTELLO et al. 2002; THAKUR et al. 2008) and typing (SOECHTING et FLANDERS 1997) even if a large number of joints is involved. These results suggest that there is a limited number of joint postures for successfully grasping an object. For the finger postures, this behaviour is understandable, since the shape and size of an object will constrain the finger joints. On the contrary for the wrist joint, it is surprising that participants spontaneously choose a specific wrist position (O'DRISCOLL et al. 1992) when exerting a maximum grip force while the wrist can potentially move freely in a wide range of positions. More interestingly, this spontaneous posture resulted in the highest grip force compared with other positions. Knowing that the extrinsic flexor muscles simultaneously produce the grip force and act at the wrist, it has been suggested that this spontaneous wrist position corresponds to a more advantageous configuration for such muscles. Hence, the posture that allows the best force capabilities may emerge spontaneously from anatomical properties to satisfy both the mechanical constraints and the goal of the task. This hypothesis is particularly interesting as it suggests a direct link between the local constraints of the neuromusculoskeletal system, dictated by joint and muscle couplings, and the task requirements. Unfortunately, because of a lack of quantitative information on the way the wrist posture influences muscle force capacities, the hypothesis has never been confirmed.

Several studies have evaluated the interactions between wrist posture and hand force production during pinch grip tasks (DEMPSEY et AYOUB 1996; HALPERN et FERNANDEZ 1996) or power grip tasks (LEE et SECHACHALAM 2016; LI 2002; O'DRISCOLL et al. 1992). Overall, studies have shown an effect of wrist position with variation characterised by a loss of grip force in extension and flexion compared with more neutral positions, i.e. 0 degrees of flexion and deviation. For pinch grip, around 10 to 20 % of grip force is lost in extension and 20 to 30% in flexion (DEMPSEY et AYOUB 1996). For power grip tasks, studies showed that the maximum grip force could decrease by 30 % when flexing and 10% when extending the wrist from the spontaneously taken optimum position. The hypothesis advanced for these losses were associated with the decrease in the force-generating capacities of the extrinsic finger flexors, i.e. the main agonist of force exertion in grasping (LI 2002; KONG et LOWE 2005; ROSSI et al. 2012). The force which a muscle can produce is indeed dependent on its length, via the well-known force-length relationship (HILL 1951; OTTEN 1988; GORDON et al. 1966). This relationship presents an optimum length that provides a maximum level of force and is such that, the further away from this optimum length, the lower the level of force the muscle can achieve. As the position of the wrist influences the current length of the extrinsic finger muscles, the optimum wrist position could indeed correspond to an optimum point in terms of muscle capacities. However, because little information is available regarding the relationship between wrist posture and extrinsic muscle length as well as the force-length behaviour of hand muscles, this

hypothesis has never been verified. Because the direct *in vivo* measurement of muscle length and force is invasive, musculoskeletal models have been used to assess such variables. These models mostly rely on relatively meagre data taken from a corpse (BRAND et HOLLISTER 1999; LIEBER et al. 1990; LIEBER et al. 1992) which can lead to imprecision in length estimation and thus the force-length modelling in positions other than those examined in previous studies. A recent study (HAURAIX et al. 2018) has however characterised the *in vivo* muscle force-generating capacities of representative muscles used for grasping according to the length variations using ultrasound protocols. These relationships allow us to explore the influence of joint postures on muscle force-length properties and associate its variations with a performance, here the force level in power grip.

The present study aims to analyse the influence of wrist posture on both grip force capabilities and muscle force-generating capacities and provide a rationale for the hypothesis concerning the spontaneous wrist posture, discussed above. A protocol was developed to measure grip force, hand kinematics and muscle activity in different wrist positions during maximum force exertion on a cylindrical dynamometer. A musculoskeletal model of the index finger and wrist was developed to estimate the current length and force of four representative muscles according to their activities and hand joint positions. We hypothesise that i), maximum grip force will occur for a spontaneous wrist posture in comparison with imposed postures, ii) the four muscles will be affected differently by wrist postures in terms of force-generating capacities and iii) the variations of maximum grip force induced by the wrist posture cannot be fully explained solely by the force-generating capacities of extrinsic finger flexors.

3.3. Results

The influence of wrist posture on grip capabilities and muscle-force generating capacities was evaluated by combining an experimental protocol and a musculoskeletal model of the hand. Regarding the experimental task, participants were instructed to exert maximum grip forces on a cylindrical handle with three diameters and four postures. One posture was freely chosen by the participants, referred to as the spontaneous position, while the three others were imposed on the participants (flexion, neutral and extension). The grip force exerted was recorded with an instrumented handle simultaneously with the kinematics of hand and index finger, using motion capture, and surface electromyographic signals of four extrinsic muscles (see Methods Section). The muscles investigated were : the index finger flexor digitorum superficialis (FDS) and extensor digitorum communis (EDC) and the flexor carpi radialis (FCR) and extensor carpi radialis (ECR). From these data, the current length and force of each muscle were estimated using a musculoskeletal model of the wrist and index finger that consisted of two steps. First, the model estimated the musculo-tendon excursion of each muscle from kinematics. Secondly, from the activation level and musculo-tendon excursion, the length and force of each muscle were evaluated through polynomial equations describing force-length-activation relationships deter-

mined from *in vivo* data in a previous study (HAURAIX et al. 2018). From this muscle length and force data, regression models were tested in order to determine the best variable (force or length) and the combination of muscles that could explain grip force variations.

The results of the experiment showed that the spontaneous wrist posture was reproducible and similar across participants and resulted in the highest maximum grip forces. Remarkably, when considering the results at the muscle levels, finger flexor was the least affected by wrist angle changes, compared with other muscles in terms of both force levels and lengthening, which contradict the general hypothesis of a direct link between grip force variation and finger flexor length. Furthermore, results from regression tend to show that grip force variations are explained by a combination of all the muscles involved, with ECR playing a significant role. This result opens possibilities of exploring new criteria, based on muscle capacities, on how the neuromusculoskeletal model chooses joint postures to maximise the performance in a task

3.3.1. Experimental Data

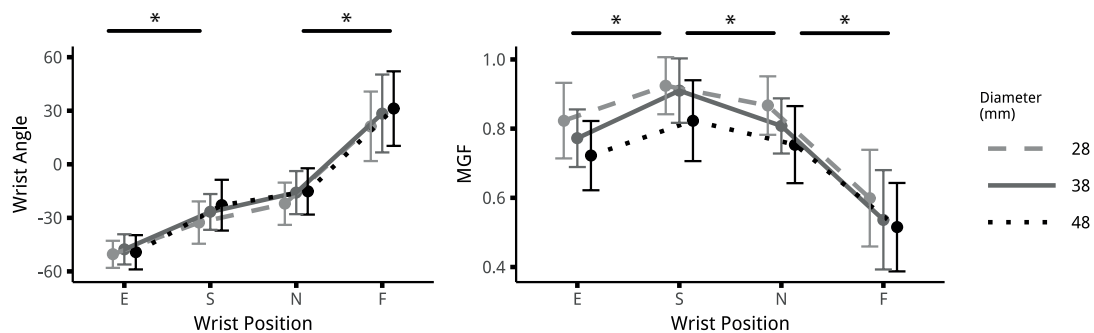


FIGURE 3.1. – *a.* Mean \pm one standard deviation values of the measured wrist angle taken by the participants at each *diameter* against the *posture* conditions, i.e. extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F). *b.* Mean \pm one standard deviation values of the normalised maximum grip force (MGF) for each *diameter* against the *posture* conditions.

3.3.1.1. Wrist Angle

The results of the wrist flexion-extension angles taken by the participants for each *posture* - i.e. extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F) - and *diameter* - i.e. 28 (D28), 38 (D38) and 48 mm (D48) - are shown in figure .1. The values varied from -49.1 ± 8.62 degrees for extension (E) on D48 to 27.0 ± 21.1 degrees for flexion (F) on D28. Statistical analysis showed a significant effect of *posture* ($F(3, 45) = 162.00$; $p = 1.03 \cdot 10^{-14}$) and a significant effect of *diameter* ($F(2, 30) = 13.55$; $p = 6.41 \cdot 10^{-5}$) on the wrist flexion-extension angle. No interaction of *posture* \times *diameter* was

found on wrist angle ($F(6, 90) = 1.25$; $p = 0.29$). From the extension (E) posture to the flexion (F) one, the angle increased progressively with each posture being significantly different from the others (Tukey HSD $pvalue < 0.0001$ for each pair) except for the spontaneous (S) vs neutral (N) posture ($p = 0.044$). The only significant difference observed regarding the *diameter* effect was that the smaller one, i.e. D28 resulted in smaller wrist angles compared with the larger ones.

3.3.1.2. Normalised Maximum Grip Force

The results concerning the maximum grip force reached by the participants are plotted in figure .1. The highest MGF was produced for the spontaneous (S) posture and D28, resulting in a mean value of 0.924 ± 0.08 , and the lowest level was for the flexion (F) posture and D48, corresponding to a mean value of 0.515 ± 0.128 . The two main factors had significant effect on the maximum grip force ($F(3, 45) = 82.98$; $p = 6.65 \cdot 10^{-12}$ for *posture*, $F(2, 30) = 6.96$; $p = 3.27 \cdot 10^{-3}$ for *diameter*). Interaction between *posture* and *diameter* was not significant ($F(3, 45) = 0.78$; $p = 0.59$). Concerning the positions, the maximum grip force produced for the spontaneous (S) posture was higher than for the other ones ($p < 0.007$ at most). For the *diameter*, only the maximum grip force produced on D48 differed from D28 ($p = 0.002$) and resulted in lower values.

3.3.1.3. Muscle Activation

A significant effect of both *muscle* and *posture* ($F(3, 45) = 12.87$; $p = 3.33 \cdot 10^{-6}$, $F(3, 45) = 2.91$; $p = 4.49 \cdot 10^{-2}$) was found on muscle activation but no effect of *diameter* was found ($F(2, 30) = 1.35$; $p = 2.75 \cdot 10^{-1}$). All interaction effects including the *Muscle* factor, were significant (*Muscle* × *Posture* ($F(9, 135) = 3.78$; $p = 2.81 \cdot 10^{-4}$), *Muscle* × *Diameter* ($F(6, 90) = 3.31$; $p = 5.41 \cdot 10^{-3}$), *Muscle* × *Posture* × *Diameter* ($F(18, 270) = 1.81$; $p = 2.29 \cdot 10^{-2}$)). Interaction of *diameter* × *posture* was not significant ($F(6, 90) = 0.64$; $p = 6.92 \cdot 10^{-1}$). Activation levels of **FDS** (0.69 ± 0.13) were significantly higher than those of **FCR** (0.49 ± 0.18) and **EDC** (0.55 ± 0.14) but not different from those of **ECR** (0.63 ± 0.14).

3.3.2. Modelling

3.3.2.1. Muscle length

The normalised length of each muscle estimated in the different postures from experimental kinematic and EMG data using the musculoskeletal model are presented in figure 3.2. The main effects of *muscle* and *posture* on muscle length were significant ($F(3, 45) = 214$; $p < 1 \cdot 10^{-15}$, $F(3, 45) = 54$; $p = 6.66 \cdot 10^{-15}$) and their interaction, *Muscle* × *Posture* was significant ($F(9, 135) = 153$; $p < 1 \cdot 10^{-15}$). The effect of *diameter* and its interactions with other factors were not significant. ($F(2, 30) = 2$; $p = 1.89 \cdot 10^{-1}$ for *diameter*, $F(6, 90) = 1$; $p = 4.76 \cdot 10^{-1}$ for *diameter* × *posture*, $F(18, 270) = 1$; $p = 1.45 \cdot 10^{-1}$ for *muscle* × *posture* × *diameter*). For **FDS**, the length in the spontaneous (S) posture was not different from that in other postures. ($p > 0.31$). **ECR** presents

the widest length variations, with a shortest length in extension (E), and a longest in flexion (F) ($p < 0.038$ at most for all combinations) For the 2 other muscles, the only non-significant difference was for the length in the neutral (N) and spontaneous (S) posture.

3.3.2.2. Muscle Force

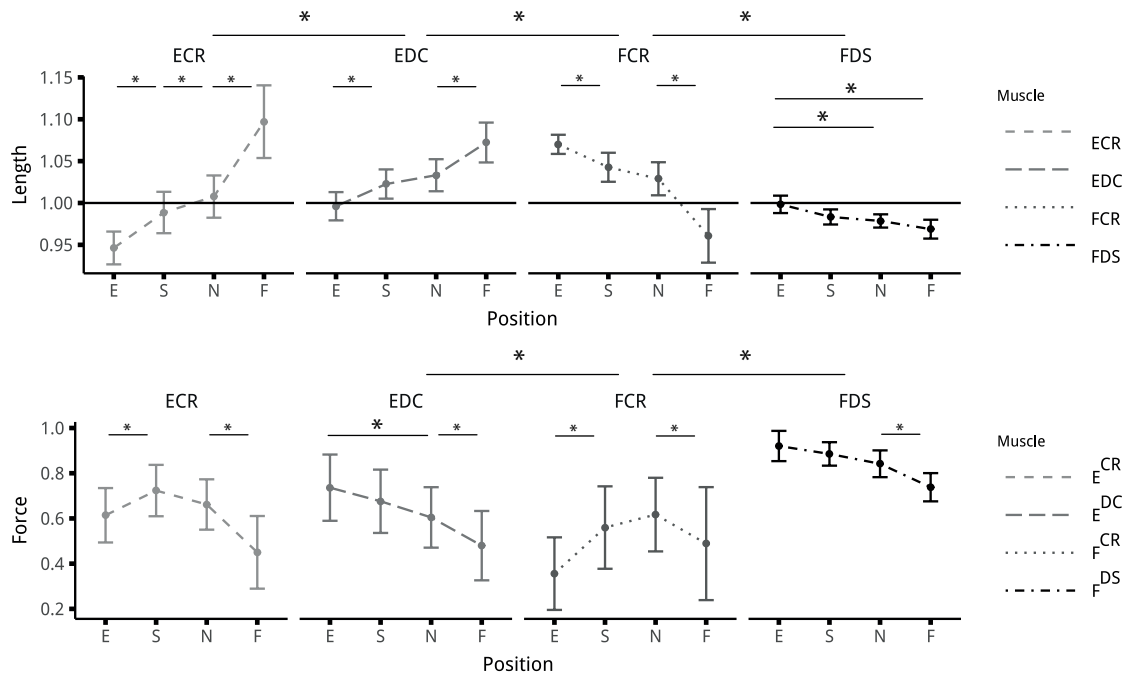


FIGURE 3.2. – Mean normalised force and length of the four muscles for the different postures. Upper panel presents force values and lower panel length values. *posture* goes as Extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F). Muscle abbreviations are **FCR** for *Flexor Carpi Radialis*, **ECR** for *Extensor Carpi Radialis*, **FDS** for *Flexor Digitorum Superficialis* and **EDC** for *Extensor Digitorum Communis*.

The normalised force of each muscle estimated in the different postures from the normalised length and EMG data using the musculoskeletal model are presented in figure 3.2. Statistical analysis revealed a significant effect of *muscle* and *posture* on muscle force levels ($F(3, 45) = 41.56$; $p = 5.04 \cdot 10^{-13}$, $F(3, 45) = 4.42$; $p = 2.40 \cdot 10^{-8}$) and no significant effect from *diameter* ($F(2, 30) = 2.86$; $p = 7.82 \cdot 10^{-02}$). All interactions were significant ($muscle \times posture$ ($F(9, 135) = 19.052$; $p < 1 \cdot 10^{-15}$, $muscle \times diameter$ ($F(6, 90) = 4.42$; $p = 5.77 \cdot 10^{-4}$, $diameter \times posture$ ($F(6, 90) = 2.70$; $p = 1.85 \cdot 10^{-2}$, $muscle \times posture \times diameter$ ($F(18, 270) = 2.25$; $p = 2.94 \cdot 10^{-3}$). When comparing between muscles, the **FDS** presented the highest force level, and **FCR** the lowest one ($p < 0.007$ at most for both). No significant differences were found between **ECR** and **EDC** force levels ($p = 0.98$). Comparison between postures showed

that the force level of **FDS** was significantly lowest for the flexion (F) posture, and similar among all the other postures. **ECR** force levels in extension (E) and flexion (F) posture were significant compared with the spontaneous (S) one ($p < 0.008$ at most). There was no significant effect of *posture* on **EDC** and **FCR**.

3.3.2.3. Model Regression

		Force						Length					
		Linear			Quadratic			Linear			Quadratic		
		Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}	Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}	Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}	Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}
Single Muscle Model	FCR	15	77.99	0.00	15	80.84	0.03	7	9.74	0.26	11	27.83	0.28
	FDS	7	19.66	0.26	8	14.91	0.31	15	50.89	0.09	13	32.46	0.26
	EDC	13	68.91	0.05	14	67.86	0.09	13	40.17	0.13	15	43.54	0.22
	ECR	10	34.92	0.20	11	43.59	0.20	11	13.59	0.25	14	32.61	0.26
Multiple Muscle Models	FDS+ECR	3	2.00	0.33	4	3.50	0.36	12	14.60	0.25	10	22.25	0.31
	FCR+FDS+EDC+ECR	2	1.99	0.34	1	0.00	0.38	4	3.49	0.30	3	3.01	0.39
Most Plausible	Values	1	0.00	0.34	1	0.00	0.38	1	0.00	0.30	1	0.00	0.39
	Muscles	FDS+EDC+ECR			FCR+FDS+EDC+ECR			FCR+EDC			FDS+EDC+ECR		

TABLEAU 3.1. – Δ_{AIC} and associated rank for each single muscle models, 2 multiple regression models that are coherent with our hypothesis and the model combining different muscles with the lowest Δ_{AIC} .

The results of linear or quadratic regressions with different combinations of either force or muscle length are presented in tableau 3.1. Linear models provided comparable results to quadratics in terms of fitting quality and ranking of muscle combinations but were more restrictive when considering best models. Differences in model ranks between linear and quadratic models were lower when force was the dependent variable compared with those based on muscle length.

The single muscle models did not yield plausible results, with the best ones being obtained with **FDS** when force is the dependent variable (linear : 7th rank, $\Delta_{AIC} = 19.66$, $R^2 = 0.26$ and quadratic : 8th rank, $\Delta_{AIC} = 14.91$, $R^2 = 0.31$) and with **FCR** when length is the dependent variable (linear : 7th rank, $\Delta_{AIC} = 9.74$, $R^2 = 0.26$ and quadratic : 11th rank, $\Delta_{AIC} = 27.83$, $R^2 = 0.28$). Inversely, the least plausible models (highest Δ_{AIC}) were obtained with **FCR** when force was the dependent variable and with **FDS** when the length was the dependent variable. **ECR** corresponded to the second most plausible model for both variables (Force / Linear : $\Delta_{AIC} = 34.92$; Length / Linear : 13.59).

Multiple muscle models provided more plausible models, i.e. lower Δ_{AIC} values. Three models are considered within the 24 possible combinations, **FDS+ECR**, all-muscles model and the model with Δ_{AIC} equal to zero, i.e. the most plausible one. The first one combines the two muscles that are assumed to be the most influential on grip force, and the second one was chosen because it includes all the muscles considered in this study. According to the Akaike Criterion scale (described in Method Section), **FDS + ECR** is a substantial model when linear force is considered with Δ_{AIC} equal to 2 and $R^2_{adj} = 0.33$. It becomes less plausible when force is a quadratic model and becomes implausible when length is considered ($\Delta_{AIC} > 14.60$). The all-muscles

model is substantial when force is considered ($\Delta_{AIC} < 1.99$ and $R_{adj}^2 = 0.34$ for linear model and $R_{adj}^2 = 0.38$ for quadratic model). It becomes less plausible when length is considered ($3.01 < \Delta_{AIC} < 3.49$). Finally, the most plausible model for linear force and quadratic force are **FDS + EDC + ECR** ($R_{adj}^2 = 0.34$) and all muscle model ($R_{adj}^2 = 0.38$), respectively. The most plausible models for linear length and quadratic length are **FCR+EDC** ($R_{adj}^2 = 0.30$) and **FDS+EDC+ECR** ($R_{adj}^2 = 0.39$).

3.4. Discussion

This study intended to explore the complex interactions between joint posture, muscle capacities and task performance through the study of a grasping task, which involves hand and wrist couplings. An experimental protocol and a musculoskeletal model were developed to quantitatively characterise the influence of wrist posture on the grip force capabilities and the force-generating capacities of the hand muscles. We have sought to provide a rationale based on the muscles' physiological state to explain why the wrist posture we spontaneously adopt to exert a maximum grip force corresponds to an optimum case in terms of performance. Studying this wrist-hand coupling is interesting as it could provide a better understanding of the mechanism underlying the emergence of a specific joint configuration - here the wrist position - when facing a particular constraint - here maximising grip force. The analysis at the muscle level we conducted was made possible by the results of a previous study that provided a new modelling of the force-length relationship based on data from *in vivo* experimentation, i.e. ultrasound imaging combined with EMG, kinematic and torque measurement (HAURAIX et al. 2018)

The results of our protocol confirmed that wrist angle has a critical influence on grip force variations. When asked to grasp a cylindrical handle with maximum force, participants spontaneously adopted a reproducible position which resulted in the highest force produced (figure .1). When other wrist postures were imposed, the loss in grip force capability could be close to 30% which is consistent with values available in the literature (LI 2002; O'DRISCOLL et al. 1992; KONG et LOWE 2005). The evolution of the grip force with wrist posture followed an inverted bell-shaped curve, as previously reported in the literature (LI 2002; O'DRISCOLL et al. 1992). The lower forces observed for the extension and flexion postures can arise from a wrist angle less mechanically favourable for extrinsic muscles and wrist actuators. Indeed, concerning the force-length, when the muscles are far from their optimum position, i.e. flexion or extension in our conditions, they suffer a greater loss of force than when they are closer to the optimum, i.e. spontaneous or neutral. Our protocol intended to observe this effect of posture on grip force in order to answer whether the variations observed can be attributed to changes in muscle force-generating capacities induced by the wrist position.

The estimations provided by the musculoskeletal model, based on *in vivo* data, confirmed that each muscle is affected differently by wrist posture (figure 3.3). Among all the four muscles investigated in this study, **FDS** was the least affected by wrist

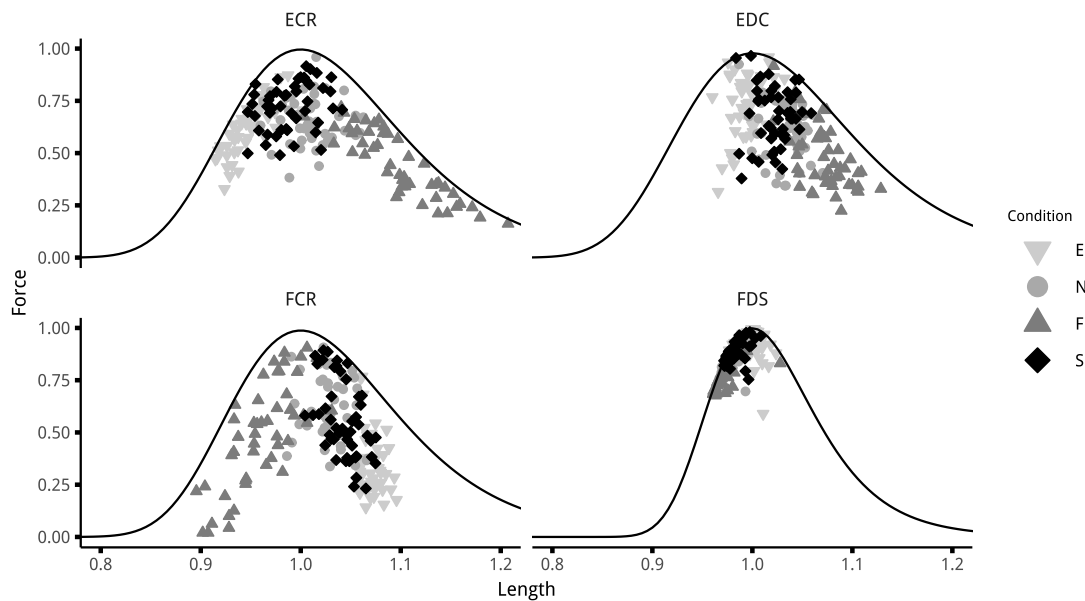


FIGURE 3.3. – Normalised force against length of the four muscles all participants and all conditions (3 diameters and 4 postures). The black line represents the force-length relationship at activation = 1. Muscles are in their optimum length at 1.

angle variations in terms of force levels and lengthening. Both **FDS** force and length were close to the optimum, regardless of the wrist posture taken by the participants. This remarkable result challenges the commonly held assumption that grip force variations associated with wrist posture are due to changes in **FDS** length leading to less advantageous force-generating capacities (LI 2002; KONG et LOWE 2005; ROSSI et al. 2012). More surprisingly, the **ECR** muscle is markedly affected by wrist angle, both in force and length. Furthermore, the variations of **ECR** force followed a trend similar to the one of the grip force with an optimum force level at the spontaneous posture (S) and an important difference between maximum and minimum values (36% loss). This result could seem surprising since **ECR** is a wrist extensor muscle, inserting on the second metacarpus, which has no direct action on the fingers. Nevertheless, as found in previous studies, this muscle is necessary for stabilising the flexion moments inherently created by the finger flexors at the wrist joint when they exert forces on the grasped objects. (SHIMOSE et al. 2011; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2018). Compared with these previous studies, the results of our experiment suggest that **ECR** force-generating capacities seem to have a direct impact on the grip force level and that the role of the wrist extensors is crucial in the interactions between wrist posture and gripping actions. The two other muscles (**FCR** and **EDC**) exhibit less remarkable results but clarify their role in the control of grip force. Just like the **ECR** muscle, the **FCR** was markedly affected by wrist posture in terms of both length and force. However, its optimum length was between the neutral and the flexion postures,

whereas other muscles reached it around the neutral or extension posture. Moreover, **FCR** EMG activation was relatively low with great discrepancies across subjects. These two observations seem to follow the assumption that the neuromusculoskeletal system might choose to activate muscles only when their force-generating capacities are optimum (ARNOLD et DELP 2011). As a result, despite the fact that its force-generating capacities are affected by wrist posture, our results suggest that this muscle plays only a minor role in grip force. Lastly, **EDC** mostly travels the descending part of the force-length relationship, and was, as **FDS**, less affected by wrist posture than wrist muscles (**ECR** and **FCR**). This can be explained anatomically, with finger actuators being deeper and closer to the wrist's centre of rotation than wrist actuators. This anatomical configuration implies that the wrist posture has a weaker influence on finger actuators than prime wrist movers. Thanks to this musculoskeletal arrangement, probably resulting from evolution, high gripping actions can be maintained over the wrist range of motion, therefore providing the hand with the ability to ensure a stable grip even when orienting the objects in different positions, e.g. when avoiding obstacles. All these results support the hypothesis that the decrease of grip force observed with extension and flexion of the wrist cannot be associated solely with the changes in extrinsic finger flexors but is rather a complex interaction between all muscles mobilising the wrist.

A multiple regression analysis was conducted to select the parameters, i.e. combinations of muscles and variables (length or force), that best explain grip force variations. A first conclusion emerging from regression results confirmed that grip force variations were not correlated with either the force or length variations of a single muscle. These factors are very unlikely to reflect grip force variation compared with regression based on a combination of muscles. More specifically, it appeared that the combination of **FDS**, **ECR** and **EDC** seemed to offer a plausible explanation for grip force variations with the combination of all four muscles. The results of the analysis also confirmed that **FCR** could be correlated with grip variations, if only length was considered, but was generally not appearing in the muscle combinations providing the most plausible model. While grip force variations according to wrist posture are a well-known phenomenon, no studies have yet explored this paradigm at the level of muscle force-generating capacities. Thanks to the result of a recent study providing more accurate modelling of the force length-relationship of hand muscles, we were able to observe that **FDS** lengthening does not seem to be the main factor explaining the loss of grip force with wrist angle variations. This phenomenon seems to be the results of changes from all muscles responsible for the wrist equilibrium. These findings open the possibility of discovering new criteria indicating how wrist posture is controlled during grasping tasks. For instance, a predictive model could be developed to predict the optimum wrist position for grip force production based on the minimisation or maximisation of a criterion related to the length of the muscles. Figure 3.4 presents an exploratory visualisation of the data from our experiment to find such a criterion. It presents the sum over all four muscles of the distance between their current length and their optimum length (équation (3.1)) against wrist angle. This figure strongly suggests that the spontaneous wrist angle, i.e. the optimum position,

seems to correspond to the minimum of this sum. This minimum sum can be understood as the fact that optimum posture is the result of the most optimum configuration for all four muscles, in terms of the force-length relationship. Thus, the sum of the lengthening from all the muscles seems to represent a parameter that could be used to predict the optimum wrist angle position. Developing and testing models based on such criterion could help to understand the complex couplings existing between joint position, muscle force and performance in a task by linking an observed behaviour (optimum wrist position) and the state of the neuromuscular system (muscle length and force capacities). Further studies should focus on other grasping tasks and force levels to clarify whether this criterion can be generalised to all hand force production tasks or different patterns emerge depending on the constraints of the task.

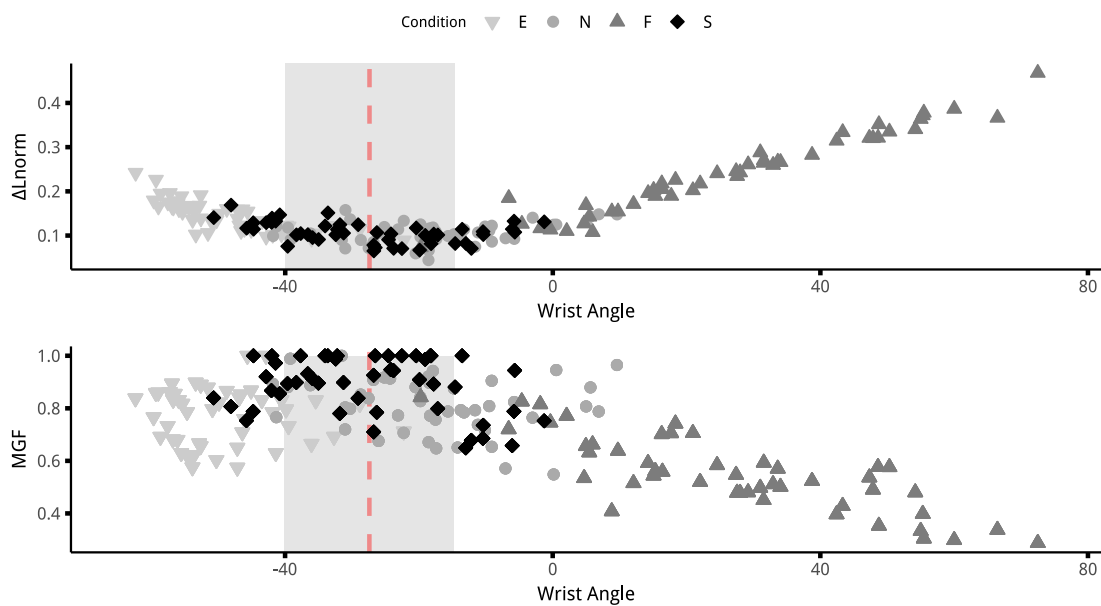


FIGURE 3.4. – Upper panel presents the sum of the difference between the normalised length of the four muscles and their optimum normalised length against the wrist angle. The data from all participants and all conditions (3 diameters and 4 postures) are plotted. The lower the value, the closer to their optimum are the muscles. The lower panel shows the normalised grip force against the wrist angle. Red dashed line represents the mean spontaneous (S) posture, with its standard deviation represented by the grey area.

$$\Delta L_{norm} = \sum_{i=1}^4 \left| \frac{L_{opt}^i - L_{\Theta}^i}{L_{opt}^i} \right| \quad (3.1)$$

However, this study presents some limitations. First, the wrist geometrical model used in the present study is based on corpse data and the use of a double-cylinder wrapping is a simplification of its complicated musculoskeletal system. To our know-

ledge, no other model represents more accurately the tendon kinematics at the wrist. Further studies could be engaged with *in vivo* imagery techniques to develop models that provide a more physiologically realistic estimation of the tendon excursion at the wrist. Secondly, we focused on a specific grip posture and a maximum voluntary force task, which represents a small part all hand movement. Further studies should focus on other types of grasping and sub-maximum levels of force production, to investigate whether the relationships between joint postures, muscle capacities and performance observed here are still valid for other biomechanical configurations and/or task requirements. Finally, regression analyses gave a low correlation coefficient. Although several factors could explain those poor correlations, such as joint-angle dependency on neuromuscular properties (BEHRENS et al. 2019), the main reason was probably that only four muscles were considered against a total of 30 to actuate the five fingers and the wrist. Adding more muscles in the musculoskeletal model, for instance by considering the wrist ulnar deviators, deep flexors or individual muscles for each finger could provide more accurate results, e.g. a higher correlation coefficient, but would require more experiments to determine their force-length relationship according to the protocol developed recently (HAURAIX et al. 2018). Nevertheless, the goal of these analyses was to compare how different combinations of muscles could explain grip force variations, and they already have answered our hypothesis by showing that the force or length of FDS alone cannot explain the grip force variations associated with wrist posture, while a model with more muscles gives better results.

To conclude, thanks to both the elaborate grip protocol and a hand musculoskeletal model this is the first time in the field of hand biomechanics that data have been provided to study the link between external performance and the muscles' physiological state. More precisely, this approach allows quantifying the influence of wrist angle on muscle capacities by taking into account the finger and wrist postures as well as electromyography. The data obtained are relevant for both the understanding of motor control and joint abundance as well as for handling ergonomics. From the ergonomic point of view, the shape and dimensions of handles and the constraints of manual tasks in the workplace could be adapted to prevent musculoskeletal disorders associated with awkward wrist postures, such as carpal tunnel syndrome or lateral epicondylitis (MUGGLETON et al. 1999). On a fundamental level, our results suggest that the force-generating capacities may play a primary role in how the neuromusculoskeletal system is organising when facing the muscle and joint abundances. The results from this study illustrate how biomechanical models can provide relevant information for motor control and behavioural neuroscience approaches. For instance, force and length values estimated by the model could help to investigate motor control theories relying on muscle properties, such as the equilibrium point hypothesis (LATASH 2010), or to explain patterns of muscle synergies observed via EMG signals, e.g. whether they emerge from neural commands or biomechanical constraints (KUTCH et VALERO-CUEVAS 2012).

3.5. Methods

3.5.1. Participants

Sixteen volunteers (8 men & 8 women) took part in the study. Their anthropometric data are detailed in tableau 3.2. None of them had known trauma or neuropathy in the hand or upper extremity in the six months that preceded the experiment. Only participants whose hands were longer than 17 cm were included. In this way, the chosen diameters of the handle matched with 15% to 25% of participants' hands. Before starting the experiment, anthropometric measurements were taken on each participant and included both hand and wrist dimensions and muscle lengths (tableau 3.2). The protocol was approved by the Aix-Marseille ethics committee. Experiments were conducted in accordance with the guidelines of the ethics committee and all participants gave their informed consent.

	Mean	SD
Age	21,7	2,5
Height	170,4	6,9
Lhand	18,4	1,0
$L0_{EDC}$	41,4	3,5
$L0_{ECR}$	32,4	3,7
$L0_{FCR}$	33,9	3,5
$L0_{FDS}$	39,1	4,8

TABLEAU 3.2. – Mean anthropometric data of the participants in cm and age in years.

3.5.2. Experimental Procedure

Participants were asked to exert their maximum grip force on a cylindrical handle. They were standing with the shoulder at about 30 degrees of flexion and adduction, and elbow at 45 degrees of flexion. They grasped the handle with the four long fingers (index, middle, ring and little), in an adapted power grip posture (VIGOUROUX et al. 2011), to avoid different finger force sharing induced by variations of thumb positions between different diameters.

Three diameters (28mm, 38mm, and 48mm) were tested. These diameters were chosen to cover a range centred on a mean optimum size defined in the literature (ROSSI et al. 2012). For each diameter, maximum grip force was exerted in four different wrist postures. Three postures were prescribed : maximum flexion (F), maximum extension (E) and neutral (N) posture, which were considered as the alignment of the longitudinal axes of the third metacarpal and radius (Wrist at 0 degrees of flexion and adduction). For the last posture, referred to as “spontaneous” (S), participants were instructed to choose the most appropriate position to produce maximum force. This was made possible by the degree of freedom of the mechanical arm. The maximum

flexion and extension were considered as the extreme position in which the participant was still able to exert maximum grip force comfortably.

Each condition was repeated twice, resulting in 24 trials by participant (4 postures * 3 diameters * 2 repetitions). The order of the diameters was randomised to avoid the effect of muscle fatigue. Regarding the order of the postures, the spontaneous (S) posture was first tested, and the order of the other trials was randomised. A rest period of at least 2 min 30 and 10 min was respected between two trials and two diameters, respectively. For each combination of posture and diameter, only the trial corresponding to the maximum grip force between the two repetitions was used for data processing.

3.5.3. Material

A motion capture system with seven cameras (Vicon, Oxford, UK; freq : 100Hz) was used to track the movements of 14 markers placed on the dorsal aspects of the wrist and index finger segments. The placement of these markers corresponded to anatomical landmarks of the hands and was adapted from literature recommendations (METCALF et al. 2008). Eleven hemispherical markers with a diameter of 6 mm were placed on anatomical landmarks of the hand and three 5-mm deported markers, one for each phalanx, were fixed on the index finger figure 3.5.

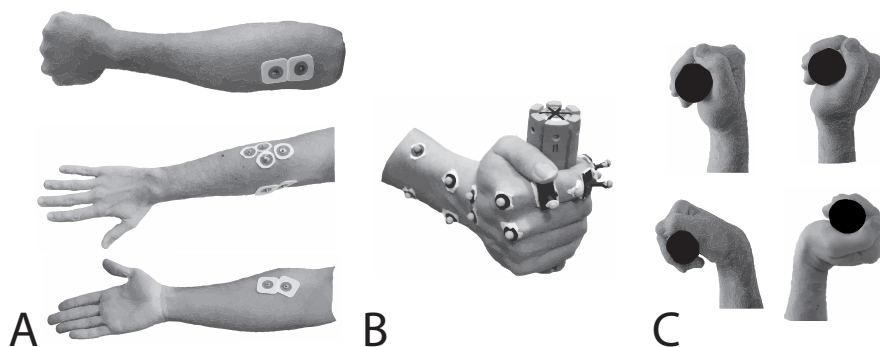


FIGURE 3.5. – A. Placement of the electrodes for, from top to bottom, **FDS**, **EDC**, **ECR** and **FCR**. B. Placement of the markers and fingers' posture on the handle. C. Figure of the four positions, from top left to bottom right, Neutral (N), Spontaneous (S), Flexion (F) and Extension (E).

Grip force was recorded with an instrumented handle (Sixaxes, Argenteuil, FR) (ROSSI et al. 2012; CHADWICK et NICOL 2001) at 1000Hz. This handle is divided into 6 beams, each equipped with strain gauge sensors. The diameter of the handle could be changed by screwing resin plates of various sizes resulting in handle diameters of 28 mm, 38 mm and 48 mm. The handle was mounted on a mechanical arm. Using the arm, the position and orientation of the handle could be adjusted to the participant's anthropometry. Once its position was adjusted, the handle could still move slightly so that the participant could exert a grip force on the handle without lifting the object or

applying any other force, such as pulling pushing or torque application. The handle could also rotate slightly around its main axis to help the participant adopting a wrist position.

Electromyographic signals were acquired with a wired Biopac system (MP-150, BIOPAC Systems, Inc., Goleta, CA, USA). The signals of four major muscles were recorded : flexor carpi radialis (FCR), flexor digitorum superficialis (FDS), extensor carpi radialis (ECR), extensor digitorum communis (EDC). The recording was performed at a frequency of 1000 Hz and synchronised with grip force and kinematics using the Vicon system. Before placing electrodes, the skin was shaved, sanded and rinsed with an alcoholic solution. The placement of the electrodes followed a previous study(GOISLARD DE MONSABERT et al. 2017). Subjects also performed functional tasks (VIGOUROUX et al. 2015; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2017), facilitating the activation of each muscle, to verify correct placement of the electrodes to avoid cross-talk issues.

3.5.4. Data Processing

The index finger and wrist joint angles were estimated from kinematic data. First, the marker positions were used to compute the distal and proximal segment coordinate systems and the relative rotation matrix. These coordinate systems were calculated from the positions of 3 markers for each segment. The longitudinal (X) axis was calculated from the unit vector of the distal to the proximal marker vector. The sagittal (Z) axis was orthogonal to the plane that includes the X and the third segment marker. The Y-axis is the cross product of X and Z. Then, the joint angles were extracted from the rotation matrix using a Z-Y-X (flexion/abduction/pronation) sequence of Cardan angles. Two degrees of freedom, in flexion/extension and adduction/abduction, were considered for the wrist and index finger metacarpophalangeal joints. Interphalangeal joints were considered as hinge joints, with only one degree of freedom in flexion/extension.

The signal recorded at each beam of the handle was first filtered (Butterworth low pass zero-phase filter at 5Hz, order 2). The grip force was then calculated as the sum of the six forces recorded by the handle. Maximum grip force corresponded to the mean of the grip force on a 500ms window analysis centred on the maximum force peak. For each participant, the normalised maximum grip force (MGF) was calculated as the ratio between the maximum grip force determined in the trial and the maximum value recorded for that participant among all trials.

On the same analysis windows, EMG signals were filtered with a bandwidth Butterworth (20-400Hz, order 4). Root Mean Square (RMS) was calculated. For each muscle, the muscle activation was calculated by normalising the RMS value in a trial by the maximum RMS value in all trials recorded for the participant.

3.5.5. Musculoskeletal Model

A musculoskeletal model was used to compute the current length and force of each of the four muscles using the experimental data of joint angles, grip force and EMG as input. The model is divided into two steps. The first steps consists in using a

geometric model (figure 3.6) to calculate the muscle-tendon unit (MTU) length from the experimental angles and anthropometric measurements, and the second consists in using a force-length-activation model to calculate muscle length and force from the calculated MTU length and measured activation.

3.5.5.1. Musculo-tendon Excursion

For the first step, the musculo-tendon excursion (i.e. lengthening or shortening of the tendon at each joint from the neutral posture) is estimated at each joint. Estimations at the index finger (DIP, PIP and MCP) joints were done using anatomical data (CHAO 1989) and geometric models (LANDSMEER 1962) with different models for the two extrinsic muscles, i.e. EDC and FDS. The EDC tendon excursion is calculated based on a constant moment arm model as the product of the moment arm (radius) and the joint angle (Landsmeer Model I (LANDSMEER 1962), figure 3.6,a.2). The FDS tendon excursion was estimated according to a bow-string model (CHAO 1989) as the variation of the distance between a proximal and a distal point representing the path of the tendon at the joint (figure 3.6,a.1). At the wrist joint, the excursion of each of the four muscles (FCR, ECR, FDS, EDC) was estimated using anatomical data and a geometrical model based on a cylindrical wrapping method (CHARLTON et JOHNSON 2001; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2018), using two cylinders, one for wrist flexion positions and one for wrist extension (figure 3.6,a.3). Parameters of the two cylinders were determined for each muscle using an optimisation procedure described in Supplementary Information. For each muscle, an MTU lengthening is then calculated by summing the excursions of the tendon estimated at the four joints. The current MTU length was finally determined as the sum of the MTU lengthening and the MTU length at the neutral position, measured for each subject as detailed in Hauraix *et al.* (HAURAIX et al. 2018).

3.5.5.2. Muscle Length and force

The second part of the model consisted in calculating the normalised muscle length and muscle force from the MTU length and EMG activation using the force-length-activation relationships developed by Hauraix, *et al.*, for flexors (FCR and FDS) (HAURAIX et al. 2018) and extensors (ECR and EDC, unpublished). Briefly, the model estimates the muscle length l_m from the MTU length (L_{MTU}) at each trial and the MTU length at the reference position (L_{0_m}) at given activation levels. Muscle force was computed using activation levels and l_m . The quadratic relationships used were the ones describing the mean relationship for all subjects (see average model in the article).

3.5.6. Statistical Analysis

The analysis was made with Statistica software (TIBCO Software Inc., CA, USA). For the experimental angle and grip force, a two-way repeated ANOVA comparing

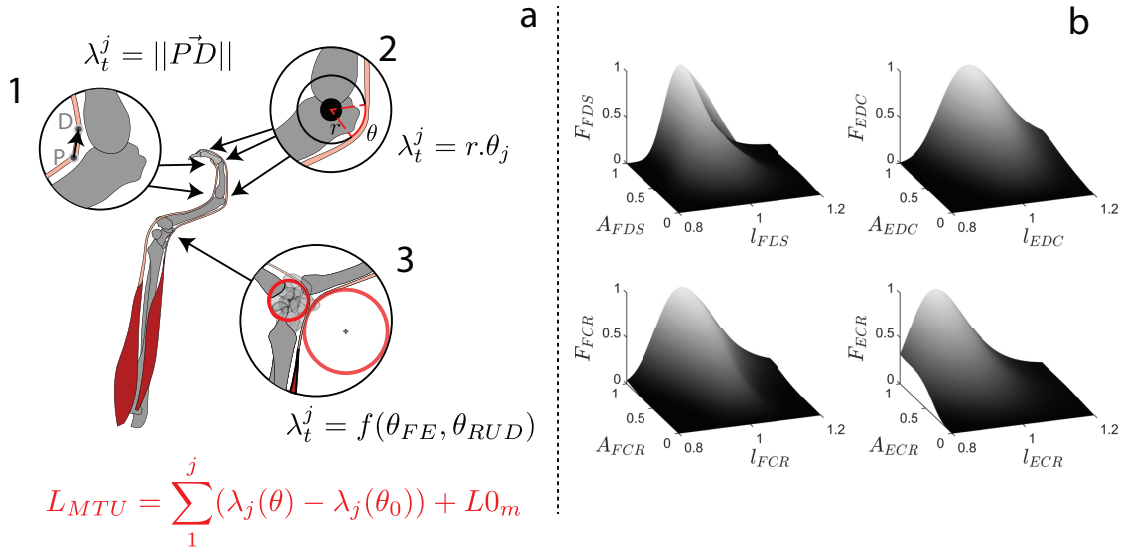


FIGURE 3.6. – Representation of the geometrical models developed that calculate the muscle-tendon unit (L_{MTU}) as the sum of tendon excursion obtained from each joint model. λ_t^j is the different tendon segment length at each joint. θ_j is the joint angle captured with the markers. r is the radius of the circle where tendons wrap (Model 2). $L0_m$ is the anthropometric length measured on participants at the neutral position. P and D are a proximal and distal point, respectively, of the tendon at a joint (Model 1).

the effect of *posture* and *diameter* against the different independent variable (Wrist angle or Normalised MGF) was conducted. Three-way repeated ANOVA models were conducted to analyse the effect of *posture*, *diameter* and *muscle* on muscle activation, muscle length or muscle force. For each ANOVA, Tukey HSD post hoc analyses were used to evaluate differences between conditions. Significance level was fixed at $p = 0.05$.

Multiple regression analyses were conducted in order to determine possible correlations between MGF and either muscle forces or lengths. For each possible combination of muscles, four regressions or multiple regressions were tested using either a linear or a quadratic model based on either muscle force or muscle length. For each combination, the Akaike Information Criterion (AIC) was computed to select the model that best fits the MGF experimental data. To compare the different models, Δ_{AIC} was calculated and the most plausible models (BURNHAM et ANDERSON 1998) determined. Models with a value less than two are considered substantial, a value between 2 and 4 are considerably less plausible, and models above that essentially implausible.

3.6. Conclusion

Cette étude avait pour objectif d'explorer l'influence de la mécanique musculaire sur la préhension à pleine main en variant la posture et le diamètre d'un objet, en quantifiant pour la première fois les propriétés de force-longueur des muscles de la main lors d'une tâche expérimentale. La comparaison entre les variations de forces musculaires et la force de grip a pu mettre à jour comment ces muscles sont coordonnés en termes de force développée et de longueur lors du power grip. Ces muscles sont affectés différemment par la posture, ce qui va impacter la production de force de préhension et certains muscles semblent plus importants dans la modulation de cette force. Bien que n'étant pas un muscle agoniste à la flexion des doigts, l'extenseur du poignet joue ici ce rôle de muscle "pilote", en étant le muscle le plus à même d'expliquer la force de grip, conjointement à **EDC** dans une moindre mesure et **FDS**, agoniste principal, qui est à même de fournir un effort quelque soit la posture du poignet. Le modèle créé (Chapitre 2) permet d'observer finement les capacités des muscles en fonction de la posture et de leur activité, et permet une compréhension plus précise par rapport à un modèle de dynamique inverse qui a du mal à estimer la cocontraction musculaire. Être en mesure d'observer une coordination musculaire dans une tâche de préhension et les liens avec la mécanique musculaire est un résultat rare dans la littérature, et prépondérant pour améliorer nos connaissances sur la préhension. En effet, la complexité anatomique de la main et du fonctionnement biomécanique de la main évoqué au chapitre 1 restent encore au cœur des questionnements scientifiques sur la préhension. Ces résultats donnent un aperçu inédit du mode de fonctionnement du système préhenseur. Ces données quantitatives sont cruciales pour aborder les notions d'efforts à l'origine de pathologies du système musculosquelettique, comme le tennis elbow. Aussi, explorer les postures en lien avec la mécanique musculaire apporte à l'ergonomie des indices qui permettrait de prévenir l'apparition de ces troubles musculosquelettiques.

3.7. Conclusion du Chapitre 3

Cette étude a pu observer des résultats concernant la posture adoptée spontanément par les participants lors de la tâche. En effet, similaire à une étude de la littérature (O'DRISCOLL et al. 1992), la posture spontanée est aussi la posture où tous les participants ont exercé la force la plus haute. Au regard de la force, elle peut donc être considérée comme optimale. Or, si l'on regarde le niveau de force et d'activité d'**FDS**, principal agoniste de la flexion des doigts, et donc de la tâche, ses capacités sont similaires entre les postures spontanées, neutre et extension. Globalement, l'effort fourni par les agonistes est élevé pour toutes les postures et ne peut expliquer le niveau de force en posture spontanée. Néanmoins, à cette posture, **FCR** est en mesure de fournir un certain niveau de force (60% de ses capacités), **EDC** est lui aussi dans une posture favorable, et **ECR**, muscle "pilote", est dans sa posture la plus favorable pour fournir de la force. Cette posture semble donc représenter un compromis entre les

capacités de tous les muscles, reflétés par le modèle des deltas de longueurs figure 3.4. La coordination des muscles observée ici tend à penser que les agonistes ne varient pas pour répondre aux besoins de la tâche, tandis que les antagonistes (EDC, ECR) et les muscles secondaires FCR, varient pour pallier aux changements de contraintes, d'efforts fournis en fonction de l'angle du poignet. Que cette posture optimale soit prise spontanément indiquerait une prise en compte, et une connaissance de la part du SNC de la mécanique musculaire. Pour l'ergonomie, cette posture spontanée (entre 20 et 30°) serait donc une posture à atteindre lorsque des outils ou consignes de travail viennent altérer cette posture.

Au terme de cette étude, on a pu apporter une compréhension des problématiques qui entourent le power grip. Néanmoins, ce n'est pas une tâche que l'on utilise régulièrement dans notre vie quotidienne. Pour aller plus loin il faudrait être en mesure d'explorer des tâches plus usuelles, pour soit, mettre à jour une coordination similaire au power grip, soit observer une coordination différente. En effet, chaque préhension ayant ses contraintes propres, on peut imaginer relier ces dernières aux coordinations musculaires qui en ressortent. Les contraintes de préhension au niveau du poignet demandent un effort accru des extenseurs, ce qui n'est pas le cas pour une tâche non préhensile d'appui. Ainsi, la place d'ECR pourrait être différente pour cette tâche d'appui et mettre en avant une participation des fléchisseurs des doigts ou du poignet. De même, il serait intéressant d'observer la présence d'une posture préférentielle, et de son caractère optimal en termes de force de grip.

4. Rôle de la mécanique musculaire sur les coordination musculaires et la force de préhension : Comparaison d'une tâche préhensile et non préhensile

Ce chapitre est lui aussi présenté sous forme d'article non soumis à l'heure actuelle. Similaire à chapitre [3](#), deux passages en français viennent accompagner cette partie. Avant l'article, un bref résumé va expliciter les enjeux de l'article, la méthodologie et les principaux résultats. Après l'article, une conclusion viendra discuter des portées de cette étude dans le cadre des travaux de thèse.

4.1. Résumé

4.1.1. Objectif

L'équilibration du poignet lors de la préhension représente une contrainte forte influençant la coordination des forces musculaires et la capacité à produire une force avec les doigts. Bien que le rôle de la mécanique musculaire dans ces interactions ait été exploré pour une préhension à pleine main (power grip), il semble nécessaire de s'intéresser à des tâches imposant d'autres contraintes au poignet. Cette étude vise à mieux comprendre comment les coordinations musculaires et la force de préhension sont influencées par les contraintes imposées par la mécanique musculaire (relation force-longueur) et la tâche (préhensile ou non préhensile).

4.1.2. Méthodologie

Le protocole consistait en une série de tâches de production de force maximale avec les doigts pour une tâche préhensile en pince (pinch grip) et une tâche non-préhensile d'appui à quatre doigts (press) pour quatre postures de poignet différentes (Spontanée, Flexion, Neutre, Extension). Dix-huit participants sains ont réalisé ces tâches pendant lesquelles ont été mesurées la force totale appliquée, l'activité électromyographique de 10 muscles de la main, du coude et de l'épaule et la cinématique de l'index et du poignet. Comme dans la première étude, le modèle musculosquelettique développé (Chapitre 2) a permis d'estimer la force et la longueur des quatre muscles étudiés dans les différentes conditions et de les analyser au regard des variations de force de préhension.

4.1.3. Résultats et Discussion

Les résultats expérimentaux montrent que la posture du poignet influence la force de grip en pinch, mais pas en press. Cela suggère donc que ces deux tâches imposent différentes contraintes sur le poignet, exacerbant ou non son influence sur notre capacité à produire de la force. Ces contraintes spécifiques aux tâches influencent aussi les coordinations musculaires. Pour les deux tâches, le niveau d'implication du fléchisseur des doigts est similaire et est peu influencé par la posture du poignet. En pinch, on observe une contribution plus importante des extenseurs, tandis qu'en press on observe une action plus importante du fléchisseur du poignet. Les modulations de force et d'activation de ces muscles en fonction de la posture du poignet diffèrent en fonction de la tâche. Ces résultats suggèrent que la co-contraction au poignet lors de tâches de préhension représente une contrainte forte pour la production de force. En revanche, bien que les coordinations musculaires soient impactées, les contraintes associées à la tâche d'appui avec les doigts semblent moins critiques sur la performance.

4.2. Introduction

Human hand takes a major role in our daily life activities and is among the most complex anatomical parts of the human body allowing it to adapt to a wide variety of situation and objects. Many specificities enable this plurality, such as the thumb opposition, an abundance of joint degrees of freedom and pluri-articular muscles acting at the fingers and the wrist joint. The wrist is at the interface between the hand and the upper limb is crucial for grasping task. It allows us to move the hand in numerous orientations with its wide range of motion and is biomechanically coupled to the finger actions. Indeed, the musculoskeletal architecture of the hand includes extrinsic muscles, such as flexor digitorum superficialis, originating in the forearm and inserting on the phalanges, thus crossing the wrist joint. Having their muscle belly in the forearm allows extrinsic muscle to have a larger volume and hence more force production capacity but results in a biomechanical coupling between the fingers and the wrist.

Because extrinsic muscles cross multiple joints, from the finger and the wrist, the equilibrium of this musculoskeletal chain requires a specific muscle coordination. For grasping task, (SNIJDERS et al. 1987) showed that extrinsic flexor actions, necessary to hold an object, also generate a flexion moment at the wrist, that is entirely compensated by wrist and finger extensors since external forces on the object are balanced. The muscle coordination during grasping tasks thus necessarily involves antagonistic muscle actions with an implication sometimes similar to agonists (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b). In non-prehensile tasks, the wrist flexion moment induced by extrinsic flexors is generally balanced by the reaction of the support, hence reducing extensor implication (SNIJDERS et al. 1987; MOGK et KEIR 2003; PACLET et QUAINÉ 2012) but the wrist equilibrium is exposed to other constraints. During a four-finger pressing task without thumb opposition, the force production is driven by the minimization of a secondary moment dependent on the finger force sharing (LI et al. 1998; ZATSIORSKY et al. 2005; VIGOUROUX et al. 2011). For instance, if fingers are exerting a force in a palmar direction, the primary moment at the wrist is in extension resulting from the support reaction, while the secondary moment is in prono-supination depending on how forces are distributed among fingers. For instance, a distribution with a high force under the index finger would result in a supination moment at the wrist. Authors have observed that the distribution is stable across participants and tends to minimize this secondary moment, with more force at the middle and ring finger. In comparison, studies showed that an opposition of the thumb or the palm, cancel this secondary moment constraint and thus change the finger force sharing (VIGOUROUX et al. 2011). Hand force production is thus driven by specific mechanical constraints where the wrist equilibrium is central, and that impact both the coordination of muscle involved and the force performance.

Beyond those mechanical equilibrium constraints, the wrist posture also plays a role in hand force production. In a prehensile task, like pinch grip, the force varies in a bell-shaped curve (DEMPSEY et AYOUB 1996; IMRHAN 1991; HALPERN et FERNANDEZ

1996), meaning there is a posture where we can produce a maximum force which will decrease by flexing or extending from this posture. Pinch maximal grip force is exposed to a loss of 10 to 20% in extension, and 20 to 30% in flexion. Furthermore, wrist posture modulates the activation of both extensor and fingers extrinsic muscles during pinch grip (JOHNSTON et al. 2010) and finger-free movements (BERINGER et al. 2020). Wrist posture thus seems to affect our force and movement capacity because muscle coordination is modulated. However, the mechanisms explaining these links between joint posture, muscle coordination and hand force performance are not understood by lack of quantified data of internal muscle mechanics. A hypothesis provided by the literature is indeed that, by changing muscle length state, wrist posture is modifying constraints related to the force-length relationship.

This relationship represents the capacity of a muscle to produce force as a function of its state of length (ZAJAC 1989; HILL 1938; OTTEN 1988). As the evolution of grip strength with wrist posture, this relationship is a bell-shaped curve with a maximal force reached for an optimal length and decrease in force capacity when shortening or lengthening from that optimal point. The closer to an optimal length, the larger the force generating capacity will be. With a wide range of motion, the wrist is likely to induce large muscle length changes and thus impact force-generating capacities, via this force-length relationship, further modulating muscle force coordination and thus hand force production. A recent study has explored the influence of different muscle force-length constraints, induced by joint posture and object size, on maximum grip force and muscle coordination in a power grip task (CAUMES et al. 2019). A major result was that the changes in finger flexor capacity, agonist of the task, didn't entirely explain grip force variations. However, wrist extensors could be seen as a "driving" muscle because of their large capacity variations facing wrist posture changes thus constraining the entire muscle coordination and force performance. This study confirmed the important role of the wrist and the antagonist action in power grip tasks. Nevertheless, as other tasks imply other wrist constraints, the muscle force coordination modulation induced by force-length mechanics need to be explored.

The present study will explore the role of muscle mechanics on maximal hand force production and muscle coordination in two tasks with different biomechanical wrist constraints : a pinch grip task and a four-finger pressing task. A setup was designed to measure hand force, finger and wrist kinematics and muscle activity in both tasks for different wrist postures. To uncover the muscular coordination resulting from these constraints, a musculoskeletal model of the force-length-activation of four primary muscles of grip tasks is used (Flexor carpi radialis -FCR-, flexor digitorum superficialis -FDS-, extensor carpi radialis -ECR- and extensor digitorum communis -EDC-). This previously developed model (CAUMES et al. 2019) quantifies the muscle force and length in a forward approach using *in vivo* electromyography and kinematics measurements. Our hypotheses are that i) wrist postures will have a different effect on maximum force production between pinch and press task, ii) a specific coordination of muscle capacities will emerge for each task according to their wrist constraint, iii) maximal force variations will be explained by the force capacities of different muscles in each task.

4.3. Materials & Methods

4.3.1. Participants

Eighteen volunteers (9 men & 9 women) participated in the study. None of them had known trauma or neuropathy in the hand or upper extremity within the six months preceding the experiment. Their anthropometric data are detailed in tableau 3.2. Before starting the experiment, anthropometric measurements were taken for each participant and included both hand and wrist dimensions and reference musculo-tendon lengths of several muscles (Tableau 4.1). Those 6 muscles were Extensor Carpi Radialis (ECR), Extensor Carpi Ulnaris (ECU), Extensor Digitorum communis (EDC, Index tendon), Flexor Carpi Radialis (FCR), Flexor Carpi Ulnaris (FCU) and Flexor Digitorum Superficialis (FDS). The protocol was approved by a national ethics committee (CERSTAPS). Experiments were conducted in accordance with the guidelines of the ethics committee and all participants gave their informed consent. This protocol also included specific measures to respect Covid-19 restrictions and ensure safety of participants.

	Mean	SD
Height	176,0	9,1
Lhand	19,4	1,2
<i>Lmt0_{EDC}</i>	44,4	3,1
<i>Lmt0_{ECR}</i>	32,2	2,6
<i>Lmt0_{FCR}</i>	32,2	2,3
<i>Lmt0_{FDS}</i>	42,1	3,2
<i>Lmt0_{FCU}</i>	31,4	2,2
<i>Lmt0_{ECU}</i>	30,8	2,8

TABLEAU 4.1. – Mean anthropometric data of the participants in cm.

4.3.2. Experimental Procedure

At arrival, participants were informed on the protocol and measurements of the study and signed an informed consent. The protocol consisted of 16 isometric maximum contraction tasks (2 tasks x 4 postures x 2 trials). The upper limb was such that the shoulder at about 30 degrees of flexion and adduction, and elbow at 45 degrees of flexion. Two different tasks were tested : a thumb-index pinch grip task and a four-finger pressing task. During the pinch grip task, participants were asked to press the force sensor using the index and thumb fingertip pulp, with the index finger pressing on the wooden plate mounted on the measuring side. The index finger had to be in a flexed posture, around 30 degrees for both distal and proximal interphalangeal and metacarpophalangeal joints (Figure 4.1). This was controlled visually by the experimenter. If that posture was too different from the prescribed one, the trial was

cancelled and done again. During the pressing task, participants were asked to press the sensor with the 4 long fingers applying forces with the pulp on the wooden plate, and without using the thumb (Figure 4.1). The same finger joint posture as in pinch grip was required. For the two tasks, four wrist postures were tested. Three postures were prescribed : Extension (E), Flexion (F) and neutral (N). For F and E, the angle was approximately 20° away from the maximum wrist angle reached by the current participant (Figure 4.1). Experimenter visually controlled the postures before trials to ensure participants respected instructions. The fourth posture was specified as spontaneous (S). The force sensor support was allowed to move so the participant could produce force in the posture he/she felt was the most adequate to maximize its performance. After being given a signal, the participants exerted a maximum force for 5 seconds, then stopped force exertion and place their hand above it in a neutral position, i.e. finger extended and wrist neutral. This was to ensure that we had a reference position for kinematic data, and the offset signal of the force sensor in each trial. Before beginning the isometric contraction tasks mentioned, other acquisitions were made. After the placing of EMG probes, the participant was asked to produce two sets of seven maximum voluntary contraction (MVC). The EMG signals were measured while the participant was asked to perform different functional contraction using a tennis racket handle. The seven tasks consisted in, wrist flexion and extension, ulnar deviation, radial deviation, finger flexion and extension and power grip. Motion capture were then equipped on the hand of the participants. Following this, two ranges of motion (RoM) trials were 3D coordinates of the markers were recorded during 2-3 cycles of wrist flexion/extension where participants reach the maximal angulation possible. In the first one, the participant goes through their wrist flexion/extension RoM in pinch posture, while grabbing a 5 mm object. In the other one, the participant go through their wrist flexion/extension RoM with the fingers adopting the posture from the pressing tasks. A two-minute rest was respected between MVC or maximum hand force tasks to avoid muscle fatigue and the order in both types of trials were randomized. To ensure a significant rest time before starting maximum hand force tasks, marker placement was made after the MVC.

4.3.3. COVID-Specific Measures

Due to the sanitary situation, a chirurgical mask was given to participant at arrival, after sanitization of hand with hydro-alcoholic solution. Every marker, Emg probes were sanitized with UV sanitizer device. Force sensor, tennis racket handle and surface touched by the participants were disinfected with alcohol solution.

4.3.4. Material

To record wrist and finger posture, a motion capture setup (Qualysis, Göteborg, Sweden; 100 Hz) is composed of six cameras and fourteen markers placed on anatomical landmarks of the hand and wrist. Eight 8 mm markers were placed on the dorsal aspect of the distal forearm and the metacarpals. Among the 6 other markers,

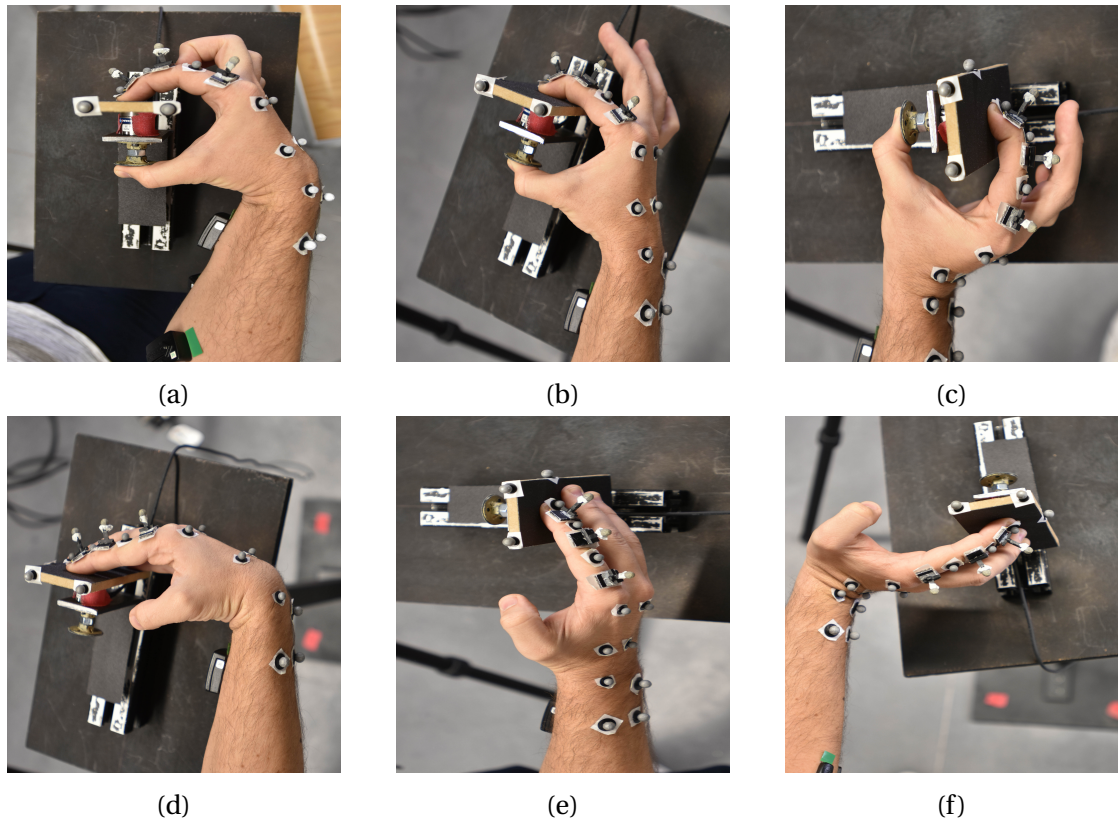


FIGURE 4.1. – Pictures of the fixed wrist postures in either pinch or press. As the spontaneous posture was freely chosen by participants it has not been shown here. (a) Picture of a flexing wrist posture in pinch. (b) Picture of a neutral wrist posture in pinch. (c) Picture of an extending wrist posture in pinch. (d) Picture of a flexing wrist posture in press. (e) Picture of a neutral wrist posture in press. (f) Picture of an extending wrist posture in press.

three were placed on the index finger skin, just proximal to interphalangeal joints and at the nail tip, and three were mounted on a dorsally shifted support placed on the middle of each phalanx. Setup is shown in figure 4.2. The placement of these markers corresponded to anatomical landmarks of the hands and was adapted from literature recommendation (METCALF et al. 2008).

The force was recorded by a 6-axis force and torque gauge (2000 Hz, Nano25, ATI, Apex, NC). The six signals were synchronously recorded with the electromyography signals and kinematics data using an analogue card interfaced with the Qualysis track manager system. A wooden plate covered with fine sandpaper was attached to the measuring side of the sensor, on which the index finger exerted force in pinch and the four fingers exerted force in press (Figure 4.2). The same sandpaper covered the other side of the sensor. The width of the grasped device was of 5,5 cm, which correspond to the mean optimal size for a pinch grip (DOMALAIN 2010). The sensor was mounted on a support moveable on a rail which was fixed on a height-adjustable and rotatable pole and was oriented so that the longitudinal axis of the sensor was parallel to the floor. The force sensor was allowed to move along the rail during pinch grip task by untightening a pair of screw and nut to prevent any unnecessary participation of the elbow or shoulder, modulating muscle coordination. The pole supporting the force sensor could be adjusted to the height of the participant and allowed to rotate the force sensor in a plane parallel to the floor to help participants change their wrist posture.

Electromyographic signals were acquired with ten wireless EMG electrodes (Trigno, Delsys, Natick, MA, 2000 Hz) that were placed on 6 extrinsic muscles (ECR, ECU, EDC, FCR, FCU, FDS), 2 arm muscles (Biceps and Triceps brachii) and 2 shoulder muscles (Anterior and Posterior Deltoid). The recording was performed at a frequency of 2000 Hz and synchronized with grip force and kinematics using the Qualysis system. Before placing electrodes, the skin was shaved, sanded and rinsed with an alcoholic solution. The placement of the electrodes followed a previous study for FDS, EDC, FCR and ECR (CAUMES et al. 2019) and SENIAM recommendations along with anatomical books (NETTER et al. 2019) for other muscles (Figure 4.2). Subjects also performed functional contractions and movements (VIGOUROUX et al. 2015; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2017), targeting different muscles, to verify the correct placement of the electrodes and avoid crosstalk issues.

4.3.5. Data Processing

The index finger and wrist joint angles were estimated from kinematic data. First, the marker positions were filtered (Butterworth low pass zero-phase filter at 10 Hz, order 2). The filtered coordinates were used to compute the distal and proximal segment coordinate systems and the relative rotation matrix. These coordinate systems were calculated from the positions of 3 markers for each segment. The longitudinal (X) axis was calculated from the unit vector of the distal to the proximal marker vector. The sagittal (Z) axis was orthogonal to the plane that includes the X and the third segment marker. The Y-axis is the cross product of X and Z. Then, the joint angles were extrac-

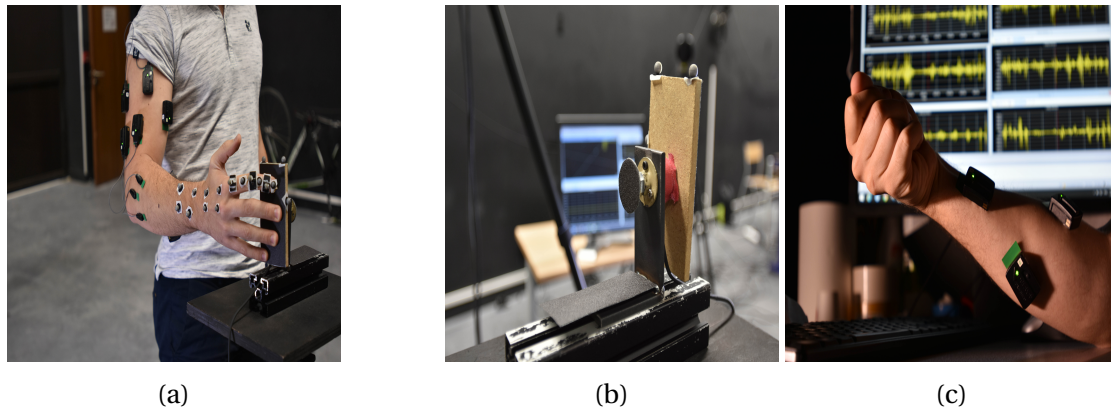


FIGURE 4.2. – (a) Picture of the marker placement and the extensor electrodes on the forearm (from bottom to up : ECU, EDC, ECR). The biceps and triceps is also seen on the arm. (b) Picture of the placement of the EMG electrodes for the flexors. From right to left : FDS, FCU, FCR. (c) Picture of the device and the three markers used to get the coordinate of the plate.

ted from the rotation matrix using a Z-Y-X (flexion/abduction/pronation) sequence of Cardan angles. Two degrees of freedom, in flexion/extension and adduction/abduction, was considered for the wrist and index finger metacarpophalangeal joints. The interphalangeal joints were considered as hinge joints, with only one degree of freedom in flexion/extension.

The data recorded from the 6-axis gauge consists of 6 voltage signals that can be combined to extract the 3-force vector components and the 3-moment vector components along the sensor axes. Each signal was filtered (Butterworth low pass zero-phase filter at 10 Hz, order 2). Offsetting of the signals was made using the last 250 ms of trials, where the participant had released the gauge. The force components were then extracted by applying a calibration matrix specific to the gauge to the 6 filtered signals. Then, the resultant finger force was computed as the norm of the three components. Finally, the maximum finger force corresponded to the mean of the resultant finger force on a 500 ms window analysis centred on the maximum force peak. For each participant, the normalized maximum grip force (MGF) was calculated as the ratio between the maximum grip force determined in the current trial and the maximum grip force among all trials for that participant.

On the same analysis windows, EMG signals were filtered with a bandwidth Butterworth (10-400 Hz, order 4). Root Mean Square (RMS) was calculated for each signals. For each muscle, the muscle activation was calculated by normalizing the RMS value in a trial by the maximum RMS value in all trials recorded for the participant.

4.3.6. Musculoskeletal Model

A musculoskeletal model was used to compute the current length and force of four muscles (FDS, EDC, FCR, ECR) using the experimental data of joint angles and EMG as input. This model was previously developed and presented in a published study (CAUMES et al. 2019). Briefly, this model consist in two step. The first step is a geometrical model which computes the muscle-tendon unit length from the cinematic and anthropometric data.. The second step is a 3D force-length-activation (FLA) model of the four muscles studied, (ECR, EDC, FCR, FDS). It compute the normalised force, length and activation of muscles from the MTU length and EMG data.

4.3.7. Statistical Analysis

The analysis was made with R Statistical Software (v4.1.1 ; R Core Team 2021). For the joint angles and maximum finger force data, a two-way repeated ANOVA was conducted to test the effect of *posture* and *task* on each independent variables (angle of a single degree of freedom or normalized MGF). Three-way repeated ANOVA were conducted to analyse the effect of *posture*, *task* and *muscle* for each measured muscle activation, estimated muscle length or estimated muscle force. For each ANOVA, Tukey HSD post hoc analyses were used to evaluate differences between conditions. The significance level was fixed at $p = 0.05$. For each muscle, we conducted a multiple paired comparison for each pair of postures, significant level being adjusted with bonferonni correction.

Multiple regression analyses were conducted to determine possible correlations between MGF and combination of muscle forces. For each possible combination of muscles, a regression model was estimated, and the Akaike Information Criterion (AIC) was computed to select the model that best fits the MGF experimental data. To compare the different models, Δ_{AIC} was calculated to determine the most plausible models (BURNHAM et ANDERSON 1998). Models with a Δ_{AIC} value less than 2 are considered substantial, a value between 2 and 4 are considerably less plausible, and models above that essentially implausible.

4.4. Results

4.4.1. Experimental Data

4.4.1.1. Joint Angle

We estimated the angle of the degrees of freedom of the wrist, index metacarpophalangeal, index proximal interphalangeal and index distal interphalangeal joints. Results presented are the mean angles taken by participants for each posture -i.e. extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F), and task -i.e. pinch and press, and are shown in figure 4.3.

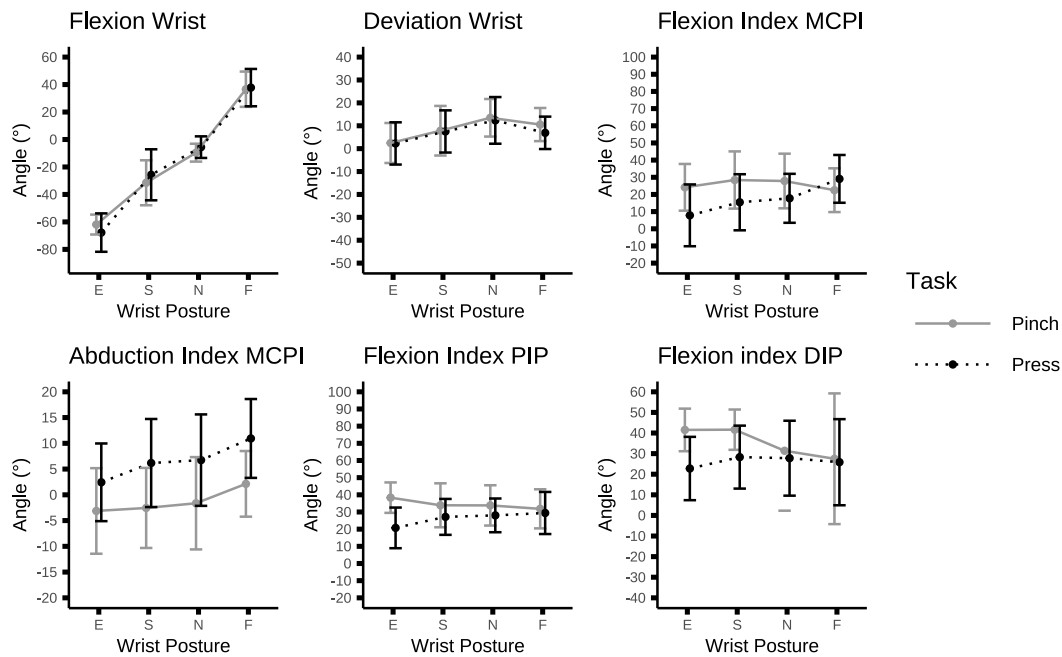


FIGURE 4.3. – Mean \pm one standard deviation values of the measured joints angle taken by the participants for each *task* (Pinch or Press) against the *posture* conditions, i.e. extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F). From top left to bottom right, joint angles showed are Wrist flexion/extension, Wrist deviation, MCPi F/E, MCPi Abduction/adduction, PIPi F/E, DIPi F/E. The Y-axis corresponds to the mean range of motion of each joint.

4.4.1.2. Wrist flexion/extension

The values for the wrist flexion/extension varied from -67.8 ± 14 degrees on extension (E) press to 37.8 ± 13.6 in flexion (F) press. Statistical analysis showed a significant effect of *posture* ($F(3, 51) = 406.17$; $p = 1.42 \cdot 10^{-35}$) and no significant effect of *task* ($F(1, 17) = 13.55$; $p = 6.41 \cdot 10^{-1}$) on the wrist flexion-extension angle. No interaction of *posture* \times *diameter* was found on wrist angle ($F(2.05, 34.93) = 2.09$; $p = 1.38 \cdot 10^{-1}$ after sphericity corrections). From the extension (E) posture to the flexion (F) one, the angle increased progressively with each posture being significantly different from the others (pairwise t test with bonferonni ajustement, all $pvalue_{adjusted} < 10^{-8}$ for each pair).

4.4.1.3. Wrist deviation

The values for the wrist radial/ulnar deviation varied from 2.28 ± 9.23 degrees on extension (E) press to 13.5 ± 8.20 in neutral (N) pinch. Statistical analysis showed a signi-

ficant effect of *posture* ($F(3, 51) = 16.88$; $p = 9.56 \cdot 10^{-8}$) and no significant effect of *task* ($F(1, 17) = 1.58$; $p = 1.92 \cdot 10^{-1}$) on the wrist flexion-extension angle. No interaction of *posture* \times *task* was found on wrist angle ($F(3, 51) = 0.997$; $p = 4.02 \cdot 10^{-1}$). From the extension (E) posture to the neutral (N) one, the angle increased progressively toward the radial side, and decreased in flexion, with each posture being significantly different from the others; (pairwise t test with bonferonni adjustment, all *pvalueadjusted* $< 10^{-8}$ for each pair) except between S and F (*pvalueadjusted* = 1).

4.4.1.4. MCPi flexion/extension

The values for the MCPi joint flexion/extension varied from 7.83 ± 18.0 degrees on extension (E) press to 29.1 ± 13.9 in flexion (F) press. Statistical analysis showed a significant effect of *posture* ($F(3, 51) = 6.11$; $p = 1.00 \cdot 10^{-3}$) and a significant effect of *task* ($F(1, 17) = 7.51$; $p = 1.40 \cdot 10^{-2}$) on the MCPi flexion-extension angle. An interaction of *posture* \times *task* was found on MCPi angle ($F(3, 51) = 12.31$; $p = 3.55 \cdot 10^{-6}$). Angles in press was different in flexion (F), extension (E) and neutral (N) postures (pairwise t test with bonferonni adjustment, (*pvalueadjusted* < 0.01) for each pair). In pinch there was no difference between the angles (*pvalueadjusted* > 0.071), whereas angle were different between postures in press, for flexion (F) and both spontaneous (S) and extension (E) (*pvalueadjusted* < 0.004)

4.4.1.5. MCPi Abdduction/Adduction

The values for the MCPi joint Abdduction/Adduction varied from -3.13 ± 8.31 degrees on extension (E) pinch to 10.9 ± 7.66 in flexion (F) pinch. Statistical analysis showed a significant effect of *posture* ($F(3, 51) = 21.50$; $p = 3.88 \cdot 10^{-9}$) and a significant effect of *task* ($F(1, 17) = 49.98$; $p = 1.88 \cdot 10^{-6}$) on the wrist flexion-extension angle. No interaction of *posture* \times *task* was found on wrist angle ($F(3, 51) = 1.86$; $p = 1.49 \cdot 10^{-1}$). Angles between press and pinch was different (pairwise t test with bonferonni adjustment, (*pvalueadjusted* $< 10^{-16}$)). Angles between each posture was different (*pvalueadjusted* < 0.032 , except between spontanouse (S) and neutral (N) postures (*pvalueadjusted* > 1))

4.4.1.6. PIP Flexion/Extension

The values for the PIP joint flexion/extension varied from 20.7 ± 11.8 degrees on extension (E) press to 38.4 ± 8.87 in extension (E) pinch. Statistical analysis showed no significant effect of *posture* ($F(3, 51) = 0.16$; $p = 9.23 \cdot 10^{-1}$) and a significant effect of *task* ($F(1, 17) = 25.77$; $p = 9.33 \cdot 10^{-5}$) on the wrist flexion-extension angle. An interaction of *posture* \times *task* was found on PIP angle ($F(3, 51) = 5.26$; $p = 3.00 \cdot 10^{-3}$). Angles between press and pinch was different at each posture, expect in flexion (F)

(pairwise t test with bonferonni adjustment, $pvalue_{adjusted} < 0.047$).

4.4.1.7. DIP Flexion/Extension

The values for the DIP joint flexion/extension varied from 25.8 ± 20.9 degrees on flexion (F) press to 41.6 ± 9.78 in spontaneous (S) pinch. Statistical analysis showed no significant effect of *posture* ($F(1.67, 28.42) = 1.39$; $p = 0.264$ after sphericity corrections, $ges = 0.024$) and a significant effect of *task* ($F(1, 17) = 8.66$; $p = 0.009$) on the wrist flexion-extension angle. No interaction of *posture* \times *task* was found on DIP angle ($F(2.10, 35.66) = 2.58$; $p = 0.087$ after sphericity corrections, $ges = 0.031$).

4.4.1.8. Normalised Maximum Grip Force

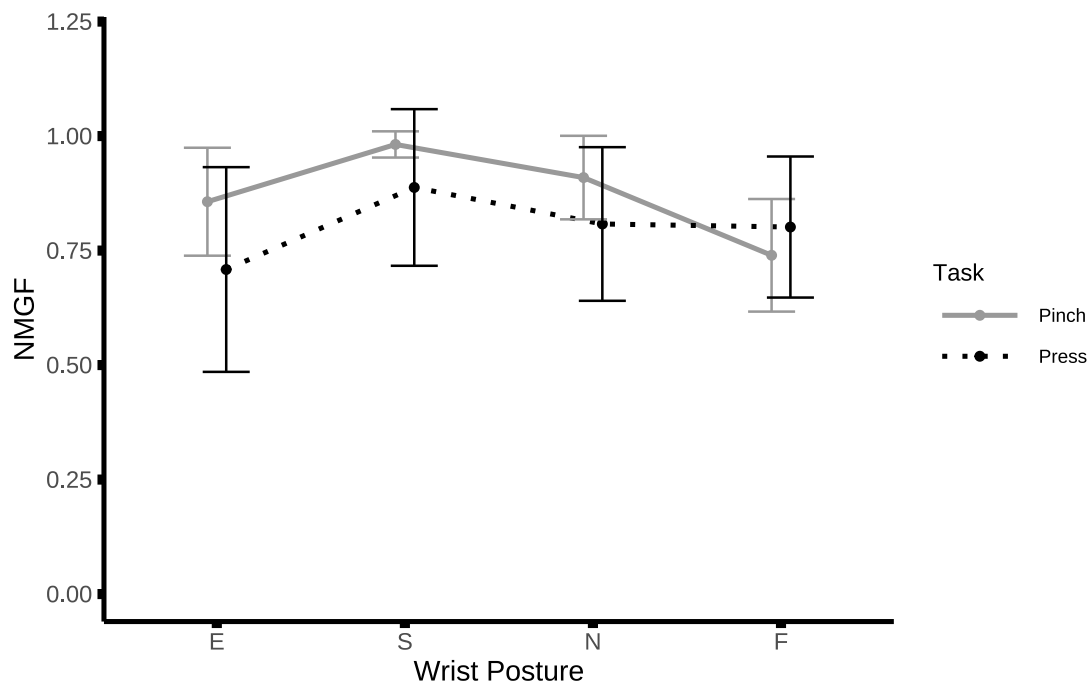


FIGURE 4.4. – Mean \pm one standard deviation values of the normalised maximum grip force (NMGF) applied by the participants for each *task*(Pinch or Press) against the *posture* conditions, i.e. extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F). Normalisation is made from the highest force recorded among all trials

The results concerning the normalised maximum grip force (NMGF) reached by the participants are plotted in figure 4.4. The highest MGF was produced in spontaneous (S) pinch, resulting in a mean value of 0.98 ± 0.03 , and the lowest level was in flexion

(F) press, corresponding to a mean value of 0.71 ± 0.22 . The two main factors had significant effect on the maximum grip force ($F(3, 45) = 7.96$; $p = 2.29 \cdot 10^{-4}$ for *posture*, $F(1, 15) = 6.47$; $p = 2.20 \cdot 10^{-3}$ for *task*). Interaction between *posture* and *task* was significant ($F(3, 51) = 3.77$; $p = 1.70 \cdot 10^{-2}$). Concerning the postures, the NMGF produced in pinch was lower in flexion (F) compared to the other ones ($p_{adjusted} < 0.011$ at most), the NMGF produced in press was lower in extension (E) compared to F ($p_{adjusted} = 0.017$). For the *Task*, NMGF was lower in press, compared to pinch, for both E and S postures. ($p_{adjusted} = 0.018$).

4.4.1.9. Muscle Activation

A significant effect of both *muscle* and *task* ($F(5, 75) = 9.37$; $p = 5.74 \cdot 10^{-7}$, $F(1, 15) = 9.16$; $p = 9.00 \cdot 10^{-3}$) was found on muscle activation but no effect of *posture* was found ($F(3, 45) = 1.77$; $p = 1.67 \cdot 10^{-1}$). The three factor interaction was significant ($F(7.08, 106) = 3.34$; $p = 3.00 \cdot 10^{-3}$). For the two factor interaction and main effect, a Bonferroni adjustment was applied for a significant level ($p > 0.008$). When evaluating the two factor by muscles, the effect of *posture* on activation was significant for **EDC**, FDS and FCR ($F(3, 45) = 17.7$; $p = 1.01 \cdot 10^{-7}$, $F(3, 45) = 4.42$; $p = 8.00 \cdot 10^{-3}$, $F(3, 45) = 6.05$; $p = 1.00 \cdot 10^{-3}$). For **EDC**, activation level was higher in extension compared to neutral, spontaneous and flexion, and activation level was lower in flexion compared to spontaneous. For FDS, activation level was higher in extension compared to spontaneous, neutral and flexion. Activation wasn't different among postures for **ECR**. For FCR, activation was lower in extension compared to spontaneous and neutral. Activation level was different between the two task for each muscle, except FDS, with activation of **EDC** and **ECR** being higher in pinch compared to press, whereas activation of FCR is higher in press compared to pinch.

4.4.2. Modelling

4.4.2.1. Muscle length

The normalised length of each muscle estimated for each task in the different postures from experimental kinematic and EMG data using the musculoskeletal model are presented in figure 4.5. The main effects of *posture*, *muscle* on muscle length were significant ($F(3, 45) = 109.72$; $p = 1.03 \cdot 10^{-20}$, $F(1.35, 20.27) = 29.16$ after sphericity correction ($ges = 0.332$); $p = 6.96 \cdot 10^{-6}$). Task effect was not significant ($F(1, 15) = 3.17$; $p = 9.50 \cdot 10^{-2}$). Only the interactions of *Muscle* \times *Posture* and *Muscle* \times *Task* was significant ($F(2.95, 44.19) = 241.78$; $p = \cdot 10^{-27}$ after sphericity correction $ges = 0.836$, $F(1.56, 23.35) = 6.26$ after sphericity correction ($ges = 0.026$); $p = 1.00 \cdot 10^{-2}$). The three way interaction was not significant ($F(1.78, 26.74) = 2.40$; $p = 1.15 \cdot 10^{-1}$ after sphericity correction $ges = 0.032$). For all muscles, length was different between the four postures, increasing from E to F for extensors, and decreasing from E to F for flexors.

4.4.2.2. Muscle Force

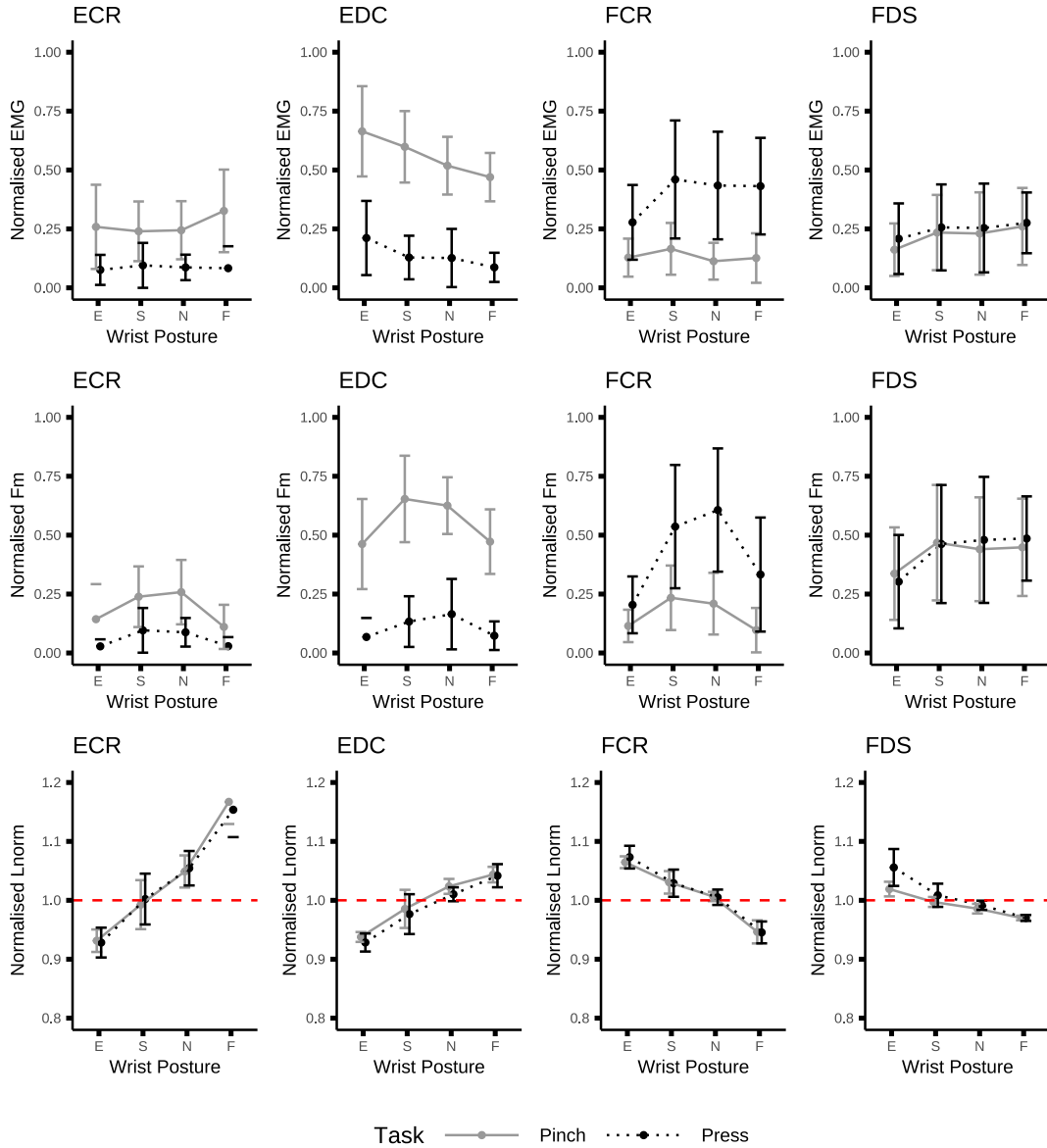


FIGURE 4.5. – Mean normalised activation, force and length of the four muscles for the different postures. Upper panel presents activation levels, middle panel force values and lower panel length values. *posture* goes as Extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F). Muscle abbreviations are FCR for *Flexor Carpi Radialis*, ECR for *Extensor Carpi Radialis*, FDS for *Flexor Digitorum Superficialis* and EDC for *Extensor Digitorum Communis*.

The normalised force of each muscle estimated for each task in the different postures

from the normalised length and EMG data using the musculoskeletal model are presented in figure 4.5. Statistical analysis revealed a significant effect of the main effects of *posture*, *task* and *muscle* on muscle force ($F(3, 45) = 30.01$; $p = 8.21 \cdot 10^{-11}$, $F(1, 15) = 12.89$; $p = 3.00 \cdot 10^{-3}$, $F(3, 45) = 31.55$; $p = 3.88 \cdot 10^{-11}$). All interactions were significant ($p < 6.88 \cdot 10^{-8}$ at most). By muscle, only FCR presents a significant interaction ($F(3, 45) = 8.73$; $p = 1.13 \cdot 10^{-4} < 0.0125$ after bonfferonni correction). Concerning the effect of posture on force by muscle, **EDC**, **ECR** and FCR force level was lower in extension compared to spontaneous and neutral, and lower in flexion compared to spontaneous and neutral. For FDS, force level was lower in extension compared to spontaneous, neutral and flexion. Force levels between task was different for all muscle except FDS ($p = 0.56$).

4.4.2.3. Model Regression

TABLEAU 4.2. – Δ_{AIC} and associated rank for each single muscle models, 2 multiple regression models that are coherent with our hypothesis and the model combining different muscles with the lowest Δ_{AIC} .

		Pinch			Press		
		Rank	Δ_{AIC}	R_{adj}^2	Rank	Δ_{AIC}	R_{adj}^2
Single Muscle Model	FCR	15	77.99	0.08	9	13.26	0.23
	FDS	14	19.66	0.10	1	0.00	0.36
	EDC	12	68.91	0.17	15	30.39	0.02
	ECR	7	712.77	0.26	13	24.60	0.10
Multiple Muscle Models	FDS+ECR	3	2.10	0.33	3	1.52	0.36
	FCR+FDS+EDC+ECR	5	2.72	0.32	8	5.63	0.34
Most Plausible	Values Muscles	1	0.00	0.32	1	0.00	0.36
		ECR+EDC			FDS		

The results of the multiple regression analysis attempting to explain finger force variations with combination of muscle forces for pinch and press are presented in tableau 4.2. To sum up, the table only presents results for models relying on a single muscle, on plausible combination of muscles based on previous study (CAUMES et al. 2019) and the best combination, i.e. the most plausible model considering the Aikaike Information Criterion. For the pinch task, the best model is the one combining both extensors, i.e. **ECR + EDC** (Rank : 1st, $\Delta_{AIC} = 0.00$, $R_{adj}^2 = 0.32$). Best single muscle model is the one relying on wrist extensors, i.e. **ECR** (Rank : 7th, $\Delta_{AIC} = 4.79$, $R_{adj}^2 = 0.26$). Another plausible model is the combining both extensors with the finger flexor, i.e. **ECR + FDS + EDC** (Rank : 2nd, $\Delta_{AIC} = 0.47$, $R_{adj}^2 = 0.32$). For the press task, the best model is the single muscle model involving the finger flexor alone, i.e. **FDS** (Rank : 1st, $\Delta_{AIC} = 0.00$, $R_{adj}^2 = 0.36$). Other plausible models also include one combining both

flexors, i.e. **FCR + FDS** (Rank : 2nd, $\Delta_{AIC} = 1.19$, $R_a^2 dj = 0.36$) and the one combining wrist extensor and finger flexor, i.e. **ECR + FDS** (Rank : 3rd, $\Delta_{AIC} = 1.52$, $R_a^2 dj = 0.35$).

4.5. Discussion

In this study, the objective was to explore the influence of muscle mechanics on hand force production and muscle coordination during tasks involving different wrist biomechanical constraints, a prehensile and a non-prehensile one. To this end, an experimental protocol and a musculoskeletal model were combined to compare the maximum finger force to quantitative data of the force-generating capacities of four hand muscles. Quantifying and understanding factors influencing maximum hand force is essential both from the fundamental point of view to shed new knowledge on force production and from the ergonomics point of view to participate in musculoskeletal disorders prevention. A first result regarding the study is that wrist postures did not differ between the two tasks (Figure 4.3). When participants were asked to take a posture, they took a similar one between the tasks, which was correctly controlled by the experimenter. Thus, variations of grip force and muscle mechanics, discussed below were not due to wrist angle. Nevertheless, slight differences could be observed at the index joints, particularly MCPi. These differences are natural variations of finger postures that, although they were visually controlled, occurred while participants performed the task. However, we can see that in terms of magnitude, the variations of MCPi angles across conditions are low compared to those imposed for wrist posture conditions. Despite these small variations, the wrist and finger posture were comparable between the two tasks, meaning that changes at the grip force and muscle level will be influenced by other factors than joint postures.

Concerning the finger force production, the influence of wrist posture differed between the two tasks. During pinch grip, wrist flexion induces a loss of force, close to 25%, while extension does not modify significantly the force capacity. This confirms results from the literature showing a dissymmetry in force loss between wrist flexion and extension with higher loss in flexion (IMRHAN 1991 ; DEMPSEY et AYOUB 1996 ; HALPERN et FERNANDEZ 1996). One possible explanation relies in the fact that wrist flexion during force exertion is generally considered as uncomfortable and painful (CAREY et GALLWEY 2002 ; KHAN et al. 2009). On the biomechanical point of view, this posture indeed creates awkward mechanical loadings on the tissues at the wrist level, such as shearing on tendons and on the median nerve (COWLEY et al. 2017 ; GENOVA et al. 2020). During the press task, maximum finger force did not vary across wrist postures. One hypothesis comes from the specific wrist mechanical equilibrium constraint of this task. By pressing with the four fingers, different studies have shown that the distribution of force between the fingers during a four-finger maximum pressing task is driven by the minimization of moments at the wrist (LI et al. 1998 ; LI 2002 ; MARTIN et al. 2011). In our case, as the fingers are applying force in the palmar direction, the primary moment at the wrist is in extension and the secondary moment

on other degrees of freedom, i.e. radial/ulnar deviation and prono-supination, will be minimized by the selected the finger force sharing. Nevertheless, by changing the wrist posture, the secondary moment might be distributed in different degrees of freedom that could affect this motor control strategy and modify the finger force sharing. Unfortunately, we didn't evaluate the finger force sharing in our protocol and cannot address directly this question. We thus propose two different hypotheses. In one case, force sharing remained the same between the different wrist posture, producing the same total force, and thus muscle coordination only adapts to face force-length constraints. In another case, finger force sharing changed with wrist posture to maintain the same total force while minimizing secondary moment, meaning that muscle coordination is affected by multiple factors. Despite those possible explanations, it remains pertinent to observe how muscle force coordination was influenced even though total finger force remained stable. The influence of the muscle force-length-activation behaviour was observed between tasks and wrist postures. The length was only affected by wrist postures but the muscle force and activation were different between tasks and different effects of wrist postures were observed in each task.

When comparing tasks regarding both activation and force, extensors ([ECR](#) and [EDC](#)) present higher levels in pinch, whereas flexors (FDS & FCR) are more involved in press. This is consistent with activation patterns of prehensile task. [SNIJDERS et al. \(1987\)](#) indeed showed that extensors participate in wrist equilibration to counter the moment create by hand extrinsic muscles and are activated to a level similar than flexors. During the press task, this moment is nullified by the reaction of the surface, thus not requiring high implication of extensors ([CHARISSOU et al. 2017](#)). Our finding confirms that the implication of extensors is lower than the implication of flexors. Regarding muscle length, there are no differences between the tasks. This is mainly explained by the almost identical wrist angles between the two tasks. However, some small variation can be observed in flexion or extension posture, which could result from the influence of activation, that will affect muscle length despite a same posture. These results showed different coordination for tasks with different wrist equilibrium constraints and confirm our hypothesis. This result confirms the importance of the biomechanical constraints of the task in the emergence of a muscle coordination ([KUTCH et VALERO-CUEVAS 2012](#)). During hand force production, the wrist mechanical equilibrium appears central in the balance between agonist and antagonist.

Concerning the effect of posture on muscle mechanics, the main result is that each task presents a muscle which force variation appears to follow those of finger force, potentially explaining capacity loss. For the pinch grip task, the force of [EDC](#) is the highest among the four muscles and its variations across wrist posture follows those of the grip force, with a loss of force in both extension (E) and flexion (F) postures. This idea of an extensor muscle potentially "driving" force loss against wrist posture is consistent with the results obtained in our previous study on power grip ([CAUMES et al. 2019](#)), where [ECR](#) force variations resembled those of grip force. In the present study, [ECR](#) also tends to follow grip force loss in E and F postures but is generally less implicated, with a mean normalized force below 25%, while [EDC](#) is generally

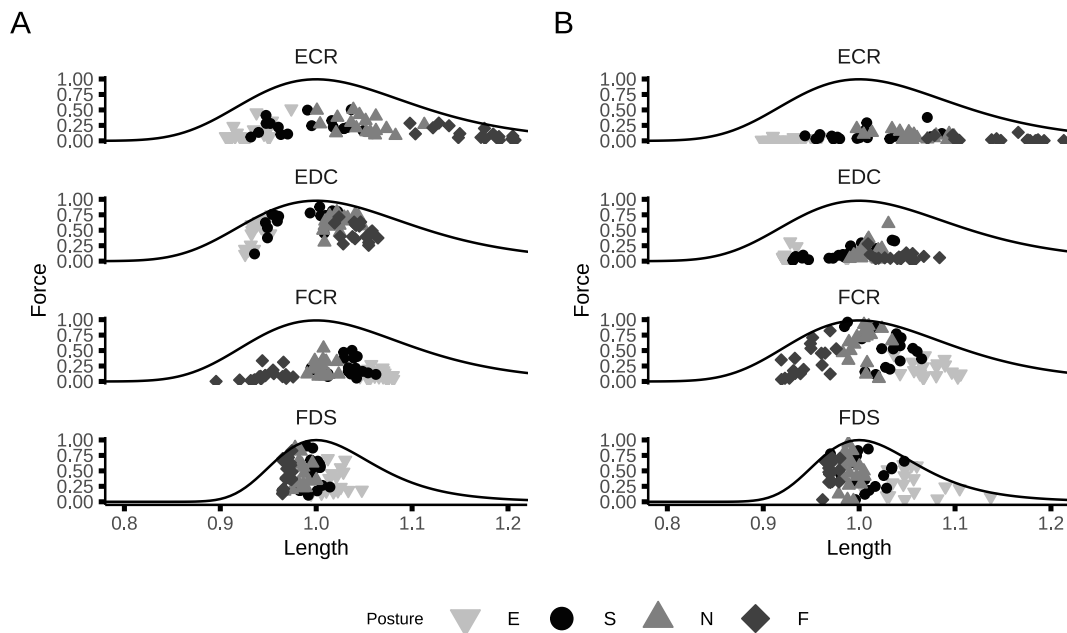


FIGURE 4.6. – Normalised force against length of the four muscles of all participants and postures. The black line represents the force-length relationship at activation = 1. Muscles are in their optimum length at 1. Upper panel presents pinch results, an lower panel press results.

above 50% compared. This lesser implication of **ECR** is probably due to the pinch task involving only the index fingertip and requiring a specific involvement of **EDC** to stabilize the articular joint of the index. During power grip, the entire surface of the finger is applying force and this relatively large contact with the object, spread across all phalanxes, provides stability. On the contrary, only the fingertip pulp is in contact with the object in pinch grip, providing less stability to the joint chain and requiring more muscle actions. Those biomechanical constraints of pinch grip have been associated to higher external moment and higher joint contact forces compared to power grip (GOISLARD DE MONSABERT 2014). Furthermore, it has been shown that in a single digit action, the applied force could achieve higher levels than in multiple digit action (MARTIN et al. 2011), hence the index finger could reach higher forces in pinch grip compared to power grip. With higher force levels and stabilization demands in the index finger joint, it is thus not surprising that **EDC** contribution was increased (LEE et al. 2008). Moreover, **EDC** being an extrinsic muscle, its contraction is helping to balance the wrist flexion moment imposed by extrinsic flexor actions.

During the press task, attempting to associate variations of finger force with those of muscle forces is more difficult as measured force performance remained stable across wrist postures. The major difference with the pinch grip is that both finger (**FDS**) and wrist (**FCR**) muscles present a higher implication than extensors. It is, however, interesting to note that **FCR** force varies significantly and reach higher mean levels than **FDS**.

The implication of extensors is much lesser as the constraint on the wrist equilibrium is different in the press task. The motor control in this task is believed to follow the secondary moment minimization through adjustment of finger force sharing (LI 2002), instead of the necessary co-contraction of extensors during grasping tasks (SNIJDERS et al. 1987). As the wrist constraint is different and do not require contraction of extensors, it appears that wrist flexors, here FCR but possibly in conjunction with FCU, become the stabilizer of the wrist joint and balance the extension moment produced by the reaction of the support at the fingertip. This stabilization action appears to vary across postures as FCR muscle force vary importantly. The minimization of the secondary moment could also explain these high variations. When wrist posture changes, the direction of this moment could greatly change, and we can make the hypothesis that it will require a different implication of either FCR or FCU. Further studies could try to explore these changes in direction, and the importance of flexors' stabilization. These results show that hand muscle force coordination is both influenced by wrist equilibrium constraints, dependent on the task, and by the force generating capacity, through force-length mechanics.

To further understand the modulation of finger force and muscle coordination, supplementary analyses were carried out. Indeed, one of our goals was to find out which muscle force combinations could best explain the variations in grip strength. To do this, a model analysis of regressions of grip strength as a function of the muscle forces of one or more muscles was carried out. All combinations of muscles were tested for both tasks. Each model was ranked based on the akaike criterion which consists of finding the most plausible model in a set of multiple ones. For the pinch tasks, the most plausible, or best model to explain grip force variation was a combination of both extensors, EDC and ECR. This means that every other combination of models tested is unlikely to represent grip force variation better than this one. With EDC/ECR being the best model for pinch, this analysis confirms that the extensors play a major role for explaining the grip force variations. As discussed earlier, extensors have a significant action in prehensile task, and this is consistent with the similarities between these muscle force variations and those of the grip force. These results emphasis the importance of extensors in prehension, and the need of a particular attention on extensors in understanding the apparition of disorder such as tennis elbow. Tennis elbow is a musculoskeletal disorder that affects mainly ECR, and to a lesser extent EDC (COOMBES et al. 2012; KEIJSERS et al. 2019). It is known that both high force exertion and inadequate posture in gripping are biomechanical risk factors in the apparition of tennis elbow (VIGOUROUX et al. 2017; KEIJSERS et al. 2019). Hence, understanding how muscle force coordination relates on those different factors, such as wrist posture here, is essential to study these risks and potentially identify overloading in extensors. The results of this study bring quantitative data of these muscle contribution to produce force with the hand thus participating in understanding these pathological. With our modelling approach, the data confirms that extensors might work in disadvantageous postures where their maximal capacity is reduced but the need for grip force actions might remain the same. During the press task, grip force variations seem to be explained by the sole variations of FDS muscle force. FCR alone does not perform

well, but in conjunction with FDS is the 2nd most plausible model. Like said earlier, extensors are less activated in press task because the wrist equilibrium is not relying solely on muscle actions. The reaction of the support on which participants pressed indeed create an extension moment which requires flexor actions to stabilize the wrist. With a lower implication of antagonists, FDS remains an agonist of the grip force and explains its variations against wrist posture. FCR appears as a secondary contributor grip force variation probably for participating in wrist stabilization. This analysis of the plausibility of each model enlightens on the role of force-length mechanics and muscle coordination on the performance in hand force production.

In accordance with our previous study on power grip ((CAUMES et al. 2019), we were able to observe that a specific muscle plays a major role in force performance variations. Nevertheless, the present study showed that each task presents a specific muscle coordination that could explain grip force variation with wrist angles. The specific constraints on the wrist equilibrium seems to drive the underlying muscle force coordination required to produce a grip force and satisfy both the goals of the task and wrist equilibrium. To explore this idea, the numerical criterion already created in the previous article was reused here. This criterion consists of the sum across all muscles of the distance between their muscle current length and their optimum length and traduces the global muscle force generating capacities of the hand depending on the wrist angle (Équation (4.1)). The hypothesis behind this criterion is that the wrist posture that would minimize this criterion would be optimal to produce force, with force-generating capacities of all muscles being the highest they could at the same time. Figure 4.7 presents an exploratory visualization of this criterion against wrist angles, for the two tasks with each point representing a trial from a participant. This visualization suggests the wrist angle corresponding to the neutral (N) posture, which dispersion is illustrated by the shaded area, appears to be the most optimal for both pinch grip and pressing tasks. These results differ from the precedent study (CAUMES et al. 2019) where the criterion was minimal for wrist angles close to the spontaneous (S) posture in power grip. To explain this, we can hypothesize that in power grip, where grip force level are 5 or 6 times higher, it is much critical to reach the posture that allows us to produce an optimum level of force. On the contrary, with lower force levels in pinch and pressing tasks, there is a larger space of freedom to choose a wrist posture. In addition, experience with the task could also affect the knowledge of this posture. High force levels are more likely to occur in power grip in our daily activities, when pinch grip and pressing are usually used in submaximal condition. Hence, in power grip, we have a better sense and experience on which posture is the best to achieve maximal force, and not in the two others. Another explanation might be that the pinch grip and pressing task may be too unstable and prevent spontaneous optimal choices compared to power grip. In the latter, there is a higher surface in contact with the object, distributed across all phalanges and the palm of the hand. This potentially facilitate the equilibrium of all degrees of freedom along the finger-wrist chain, thus leaving more freedom to adjust the wrist posture for optimal force production. In other terms, muscle actions can be all directed to produce force instead of partially be involved in stabilization of finger joints. For the other tasks, only the pulp of the

thumb and index (pinch) or the four digits (press) touches the surface. This means that the different joints of the finger and wrist are not in contact with the surface. Hence, there is a need for muscle actions to stabilize all these joints, and thus, lower place for muscles to act solely to grip force production. In the end, this posture spontaneously taken could be optimal in satisfying the force production and stabilization of the joints, whereas the criterion only shows the optimal posture for force production. Finally, the minimum of this criterion is associated only with the four muscles studied, whereas potentially up to 30 could be involved. By considering more muscles, the criterion could be more efficient in identifying and explaining the optimal posture and the spontaneous choice of the participants. Nevertheless, the neutral posture, identified as optimal with the criterion, is consistent with ergonomic recommendations for manual activities, like keyboard typing ((GERR et al. 2006)). By exploring mechanical properties of muscles and their link with joint angles, the results of this study could give precise insights on adequate posture for workplaces to avoid high or inadequate loading in muscles.

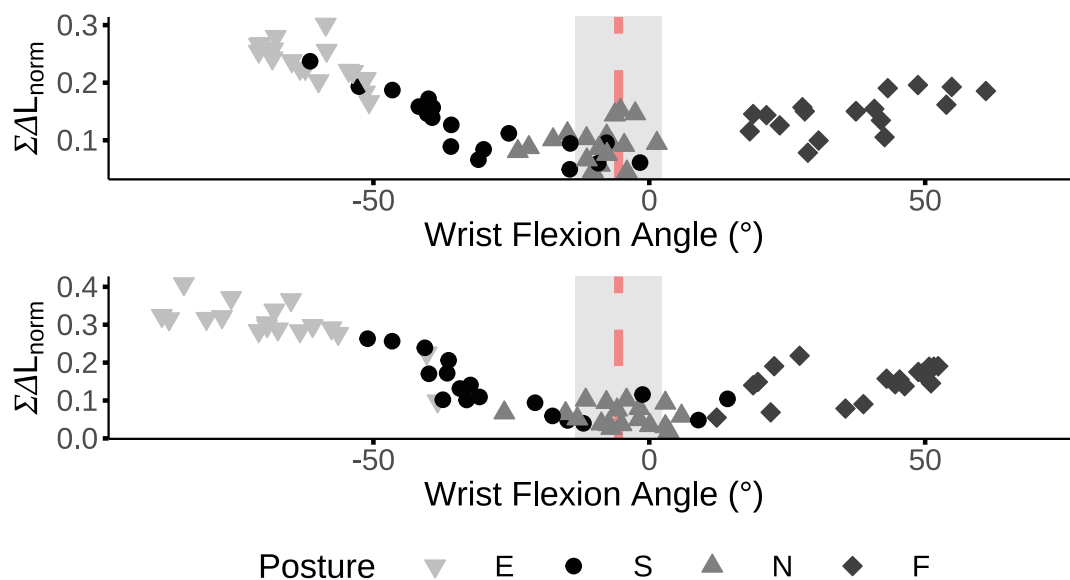


FIGURE 4.7. – Upper panel presents the sum of the difference between the normalised length of the four muscles and their optimum normalised length against the wrist angle for the pinch task. Lower panel presents the sum of the difference between the normalised length of the four muscles and their optimum normalised length against the wrist angle for the pressing task. The data from all participants and all conditions (2 task and 4 postures) are plotted. The lower the value, the closer to their optimum are the muscles. Red dashed line represents the mean neutral (N) posture, with its standard deviation represented by the grey area.

$$\Delta L_{norm} = \sum_{i=1}^4 \left| \frac{L_{opt}^i - L_{\Theta}^i}{L_{opt}^i} \right| \quad (4.1)$$

Some limitation can be discussed regarding the present study. The wrist geometrical model used is based on dissection data which requires an anthropometric scaling. Also, the use of a double cylinder for wrapping of the tendon is a simplification of the complicated musculoskeletal structure of the hand and doesn't take possible gliding to soft tissues interaction at the wrist. However, to our knowledge, no other model reconciles tendon functional and anatomical behaviour more accurately at the wrist. Improvement can still be brought by engaging *in vivo* imagery techniques to develop models that provide a more physiologically realistic estimation of the tendon excursion at the wrist. Secondly, the pressing task was found particularly difficult to produce by participants. It requires a separation of finger and wrist actions and impose an imbalance on standing. By controlling the arm and shoulder action and placing the feet of the participant in a stable posture, we limited compensation forces, which allowed us to compare both pinch grip and four-finger pressing task on the same device. A more complete EMG results confirmed low involvement of arm and shoulder muscles (Data Not shown here). Further studies could investigate press tasks placing participants in sitting position or attach the forearm to analyse which effect it can have on force production and muscle coordination. It should also be noted that all tasks involved maximal contractions, and future study should hence explore sub-maximal force levels. These could allow a better transfer of the results observed to daily living activities. Finally, regression analyses gave a low correlation coefficient. Although several factors could explain those poor correlations, such as joint-angle dependency on neuromuscular properties (BEHRENS et al. 2019), the main reason was probably that only four muscles were considered against a total of 30 to actuate the five fingers and the wrist. Adding more muscles in the musculoskeletal model, for instance by considering the wrist ulnar deviators, deep flexors or individual muscles for each finger could provide more accurate results, e.g. a higher correlation coefficient, but would require more experiments to determine their force-length relationship, according to the protocol developed recently (HAURAIX et al. 2018), (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2020). Nevertheless, the goal of these analyses was to compare how different muscle coordination emerges from two tasks with different wrist equilibrium constraints and they already have answered our hypothesis by showing that the force-length-activation patterns differ between the two tasks, that the best model for each task differs greatly in explaining the force grip variations.

4.6. Conclusion

To conclude, this study presents a grip protocol combined with a hand musculoskeletal model that highlighted the biomechanical specificity of manual tasks. By exploring how performance is influenced by the mechanical state of the muscle,

through variation of wrist angles, we found that muscle force coordination is closely related to task constraint regarding the wrist equilibrium. This brings quantified indication for handling ergonomics regarding links between postures and muscle loading which are risk factors for musculoskeletal disorders (EUROPEAN AGENCY FOR SAFETY AND HEALTH AT WORK. 2019). For instance, in a press- like configuration, the neutral postures seems to be adequate for all muscles whereas in a pinch posture, a more extended wrist would place EDC, the muscle heavily influencing force loss, in an advantageous state (force plateau). Posture and force are among the main biomechanical factor responsible of the apparition of musculoskeletal disorders such as carpal tunnel syndrome or lateral epicondylitis ((MUGGLETON et al. 1999),(KONG et al. 2006), (KEIR et al. 2021)). On a fundamental level, our results suggest that muscle force-generating capacities play a role in the choice of the neuromusculoskeletal system when facing constraints regarding joint stabilization and the muscle and joint abundances.

4.7. Conclusion sur le chapitre 4

L'objectif de ce chapitre était d'étudier comment la coordination musculaire est modulée par la mécanique musculaire lors de deux tâches manuelles aux contraintes biomécaniques différentes sur le poignet . Cette étude montre que cette coordination est différente en fonction de la tâche, l'aspect spécifique de la coordination musculaire pour répondre aux objectifs ou contraintes d'une tâche. En effet, dans ces coordinations musculaires, on peut observer le comportement de FDS, agoniste de la flexion des doigts qui est l'action principale de la tâche. Ce dernier a un comportement similaire dans les deux tâches. Ainsi il joue son rôle de fournir un effort constant pour répondre au but de la tâche. Les différences observées se font au niveau des muscles antagonistes (EDC, ECR) et secondaire (FCR). De manière cohérente avec les contraintes d'une tâche préhensile ou non préhensile, on peut voir une différence de mobilisation des extenseurs/fléchisseurs selon la tâche. **De manière similaire à l'étude du chapitre 3, un muscle semble se dégager en tant que "pilote" des variations de force de grip. EDC est en effet le muscle "pilote" en pinch, notamment dû à son implication forte pour équilibrer l'action des fléchisseurs extrinsèques au poignet. Cependant, ce principe ne se retrouve pas pour la tâche de pressing où la force produite totale reste stable selon les postures de poignet. On observe malgré tout une modulation importante de la force de FCR potentiellement en tant que stabilisateur du poignet. Ces muscles sont soit antagonistes soit synergiques, mais reflètent comme dans la première étude les contraintes secondaires au poignet.** Au delà des contraintes d'équilibre, la posture module aussi la coordination musculaire, traduisant l'importance de la relation force-longueur. Ainsi lorsque nous manipulons des objets, il semble exister une interaction forte entre l'objectif de production de force, la posture, les contraintes et les capacités des

muscles.

L'étude proposée peut apporter des données pertinentes du point de vue de l'ergonomie. En pinch grip, les tensions exercées par les muscles sont importantes (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012a; FOK et CHOU 2010; KURSA et al. 2006), surtout lors de flexion importante. Or, au niveau des capacités musculaires observées, EDC se retrouve très limité. Ainsi cette posture défavorise grandement les efforts que peuvent produire les muscles, expliquant la baisse de force, l'inconfort de cette posture et son caractère pathogène. De manière pratique, cette étude fournit une indication sur une posture qui pourrait favoriser l'action de EDC au regard de ses capacités, et pourrait préciser les recommandations ergonomiques quant aux postures à adopter en pinch grip. Cette indication est renforcée par l'analyse des delta de longueurs figure 4.7 qui semble indiquer que la posture neutre représente un compromis entre les différents muscles par rapport à leur longueur optimale. Ce résultat contraste avec celui du power grip (Chapitre 3), ce qui veut dire que le type de préhension affecte cette posture "optimale" en termes de longueur. Ainsi, il est nécessaire de prendre en compte la tâche réalisée lorsque l'on vise à apporter des données de posture favorables pour le poignet. Néanmoins, en press, la posture la plus favorable correspond aussi à la posture neutre. Cette posture similaire semble provenir en revanche de contraintes différentes et des postures articulaires des doigts différentes. En revanche, les indications ergonomiques préconisent une posture neutre pour les tâches d'appui, comme taper sur un clavier. Figure 4.7 montre que la posture neutre représente aussi ce compromis en termes d'état de longueur des muscles. Ainsi cette étude a permis de dégager des données quantitatives sur la mécanique musculaire, la coordinations des muscles au regard de changement de posture, qui pourrait aider à préciser les recommandations ergonomiques. Plus précisément, ces résultats indiqueraient que lors de la conception d'outils de précision qui seraient saisis dans des postures s'apparentant au pinch, par exemple les outils chirurgicaux, une forme d'objet induisant une posture de poignet neutre, pourraient placer les muscles à des longueurs favorables, et potentiellement prévenir plus efficacement l'apparition de troubles musculo-squelettiques. Des travaux supplémentaires, testant différentes formes, au regard de la posture prise par les participants en pinch, associé à la mécanique musculaire, pourraient préciser ces recommandations.

5. Discussion

La préhension est une tâche qui nécessite d'appliquer des efforts avec les doigts et la main à des objets de formes et tailles variées et dans des situations multiples. Bien que naturelle, la production de ces forces nécessite de coordonner l'action des nombreux muscles possédant chacun un comportement mécanique spécifique et actionnant parfois plusieurs articulations. Cette mécanique musculaire est déterminante pour les capacités du muscle et est influencée en partie par la posture articulaire. Jusqu'à présent, aucune étude n'avait quantifié comment les capacités de production de force des muscles de la main influencent la façon dont ils se coordonnent et la performance de serrage dans différents contextes d'application de force.

Ce manque de données tient du fait de la complexité biomécanique de la main et de l'impossibilité de mesures directes des forces internes pour étudier des tâches communes. En effet, les approches de mesures directes nécessitent de placer des capteurs directement au niveau du muscle (KURSA et al. 2005 ; FINNI et al. 2000), les rendant donc difficiles à mettre en place et contraignantes sur le nombre de muscles mesurables et les mouvements possibles. L'alternative est l'utilisation de modèles biomécaniques numériques permettant de s'affranchir des actes invasifs pour estimer la mécanique interne du système musculosquelettique. Cette approche numérique permet d'apprécier le comportement des muscles dans des tâches et des situations plus proches de la vie quotidienne en utilisant des mesures non invasives telles que l'imagerie médicale et la capture du mouvement.

Les modèles biomécaniques permettent notamment d'étudier les capacités musculaires liées à leurs propriétés mécaniques, dont la relation de force-longueur qui semble particulièrement importante pour la préhension. Des auteurs ont identifié son rôle dans les pertes de force auxquelles on est exposé selon notre posture, cette dernière affectant l'état de longueur des muscles et donc leur force (MAGANARIS 2003). Dans le cas de la préhension, il a notamment été montré que la posture des doigts, modulée par les dimensions de l'objet, et la posture du poignet influencent fortement la force maximale que l'on peut produire (O'DRISCOLL et al. 1992 ; KONG et LOWE 2005). Malgré de nombreuses études sur le fonctionnement biomécanique et le contrôle de la préhension, le lien entre la mécanique de force-longueur des muscles et les forces musculaires dans une tâche est encore mal compris. Cette mécanique musculaire restait en effet peu comprise et peu intégrée dans les modèles biomécaniques.

Mes travaux de thèse ont dans un premier temps consisté à modéliser les relations de force-longueur des principaux groupes musculaires pour développer un modèle musculosquelettique permettant d'estimer les forces et longueurs musculaires lors de la préhension. Dans un second temps, ce modèle a été mis en œuvre pour mieux comprendre comment les coordinations musculaires et la performance sont influen-

cées par les propriétés de force-longueur et les contraintes d'équilibre mécanique du poignet dans différentes situations de production de force. Les conclusions de ces travaux vont avoir différents niveaux d'éclairage. Un premier niveau décrira les apports liés à la modélisation biomécanique de ces travaux. Un deuxième niveau portera sur les connaissances apportées par rapport à la biomécanique et au contrôle de la préhension. Un dernier niveau décrira l'apport applicatif de ces travaux, avec un focus sur l'ergonomie.

5.1. Modélisation musculosquelettique et force-longueur

Le chapitre 2 décrit le développement du modèle utilisé par la suite dans les différentes études présentées dans cette thèse. Ces études illustrent la mise en application de ce modèle qui permet d'estimer à la fois les capacités musculaires et la performance dans différentes tâches réalisées *in vivo*.

5.1.1. Modèles de force-longueur-activation

Le modèle de relation de force-longueur utilisé et affiné dans ces travaux de thèse a permis d'estimer quantitativement les relations de FLA (force-longueur-activation) de quatre groupes musculaires de la préhension. C'est une avancée significative puisque de manière générale ces propriétés étaient estimées à partir de modèles dits « génériques » considérant le même comportement pour tous les muscles.

Ces modèles développés depuis près d'un siècle ((GORDON et al. 1966; HILL 1938; ZAJAC 1989)) représentent la mécanique musculaire de l'unité contractile du muscle, appelé sarcomère, qui est ensuite mise à l'échelle du muscle entier. Bien que couramment utilisés et globalement acceptés, ces modèles génériques ne permettent pas d'apprécier les potentielles particularités de chaque muscle. En effet, en appliquant la même relation pour chaque muscle, les mêmes pertes de force sont observées pour un même taux de raccourcissement alors que la forme de cette courbe semble varier d'un muscle à l'autre (KAUFMAN et al. 1989).

Si l'on s'intéresse à la coordination musculaire, les spécificités de la relation force-longueur qui caractérisent leurs capacités peuvent représenter un facteur prépondérant dans la façon dont ils se distribuent les contraintes mécaniques. Du fait de l'abondance de muscles, il y a en effet plusieurs choix de coordinations entre les forces exercées par les muscles pour produire une même force de serrage, et un changement de la force maximale d'un muscle peut amener le système neuromusculosquelettique vers une coordination différente. Avoir le même modèle pour chacun des muscles limite la compréhension du comportement spécifique de chaque muscle et de leur capacités dans la gestion de l'abondance.

Les modèles FLA utilisés dans ces travaux ont été obtenus à partir de performances réelles des participants, mesurés sur ergomètre, accompagnées de données électromyographique et échographique permettant de caractériser le comportement de

chaque muscle. **Ainsi, la force des modèles FLA développés durant ces travaux est de pouvoir attribuer à chaque muscle une relation force-longueur spécifique à son architecture, là où jusqu'à présent la référence restait un modèle générique de muscle.** En effet, les résultats des différents travaux présentés au chapitre 2 ont permis de mettre en avant le caractère spécifique des relations de force-longueur de chacun des muscles. Les formes et la portion parcourue par les muscles sur la plage articulaire du poignet indiquent des expositions différentes aux pertes de force. Les muscles propres du poignet (ici FCR et ECR) semblent globalement plus exposés aux pertes de force comparées aux muscles extrinsèques de la main, actionnant les doigts. Les muscles permettant l'action de serrage des phalanges sur l'objet semblent rester dans des états optimaux pour produire de la force malgré des changements importants de posture. Même au sein de ces groupes, on constate également des différences entre fléchisseurs et extenseurs, démontrant que les muscles antagonistes actionnant les mêmes articulations ne fonctionnent pas de la même façon. Ces relations FLA apportent des informations sur les fonctionnements spécifiques à l'échelle du muscle qui sont importantes pour étudier la production de force de préhension. Les différentes relations force-longueur observées entre les muscles démontrent que certains muscles sont plus exposés aux pertes de force, ce qui apporte de nouvelles informations pour comprendre comment les muscles se coordonnent lors de la production de force. Cela pourrait inciter de futures études à prendre en compte cette spécificité dans l'analyse des facteurs affectant notre capacité à saisir des objets et interagir avec l'environnement.

Enfin, pour le domaine de la modélisation musculosquelettique de la main, il me semble essentiel de favoriser l'utilisation de ces modèles FLA en explorant le caractère spécifique de la relation force-longueur. Des études futures pourraient mener le protocole mêlant échographie, dynamométrie et électromyographie pour d'autres échantillons de populations et d'autres muscles superficiels.

Ainsi, ces modèles pourraient être mis en œuvre pour étudier des populations différentes, sportives, âgées, sédentaires par exemple, afin de savoir si un modèle spécifique à ces populations est nécessaire. En s'assurant d'avoir un modèle adapté aux caractéristiques d'une population, cela ouvrirait l'utilisation de ces modèles à différents cadres, clinique, sportif ou ergonomique. L'étude et la modélisation des relations d'autres muscles permettraient quant à elle de répondre à l'une des limitations du modèle FLA qui ne considèrent que quatre muscles représentatifs. À court terme, étudier les déviateurs ulnaires propres du poignet semble prioritaire puisqu'ils ont une action antagoniste aux déviateurs radiaux déjà modélisés et que l'équilibre de ce degré de liberté intervient dans les tâches non-préhensiles (LI et al. 1998; CHARISSOU et al. 2017).

À plus long terme, la prise en compte du muscle FDP me semble essentielle puisque ce dernier travail de concert avec FDS en tant qu'agoniste de la production de force avec les doigts. Connaître ses capacités permettrait d'avoir une vision plus globale de l'action des agonistes de la préhension et de préciser la coordination musculaire que l'on observe entre FDS et les autres muscles de la main. Néanmoins, en tant que muscle profond, l'utilisation d'EMG de surface n'est pas possible et son étude

nécessitera l'utilisation d'EMG intramusculaire, ou bien d'EMG à haute densité. En effet, avec des procédures numériques avancées, il serait possible d'isoler l'action des muscles profonds de manière non invasive (PIOVANELLI et al. 2019).

L'idée d'un modèle complet de la main, qui intègre les caractéristiques mécaniques "*in vivo*" de l'ensemble des muscles de la main, et qui pourrait être aisément mis en application à partir de mesures périphériques (EMG et cinématique) me semble être une avancée essentielle dans le domaine de la modélisation musculosquelettique de la main et les études du chapitre 2 sont à mon sens un pas vers ce modèle.

5.1.2. Modèle géométrique des tendons

Comme pour les modèles FLA, le développement du modèle géométrique des tendons du poignet s'inscrit dans la volonté de prendre en compte les spécificités de chacun des muscles étudiés. En effet, la modélisation du trajet tendineux est un exercice complexe, en particulier pour le poignet. Les mouvements du poignet s'exécutent autour des différentes rangées du carpe et permettent notamment une grande plage de mouvement en flexion/extension. Dans cette grande plage, le trajet du tendon sera alternativement contraint par des structures osseuses (carpe) ou des structures ligamentaires (retinaculum). Néanmoins, la connaissance du trajet des tendons se résume principalement en des points (origine et insertion) dans une seule position de référence (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2018) rendant difficile la prédiction du trajet pour différentes positions. Or, la connaissance de ce trajet est nécessaire pour caractériser la capacité d'action (bras de levier) à l'articulation et l'état de longueur de l'unité muscle-tendon selon la posture actuelle.

Les solutions de modélisation permettant de représenter le trajet et l'action des tendons sont variées et ont différents niveaux de complexité. On peut distinguer deux principaux types de modèles :

- Les modèles "fonctionnels" qui relient directement l'angle du poignet à des variables d'intérêt, tels que le changements de longueurs de l'UMT et les bras de levier (LEMAY et CRAGO 1996, PACLET 2010). Bien que faciles d'utilisation, ces modèles ne permettent pas de reconstruire le trajet complet du tendon, ce qui ne permet pas de connaître la direction d'action du muscle, empêchant notamment de connaître son effet sur la compression articulaire.
- Les modèles « anatomiques » tentent à l'inverse de représenter le trajet entier du tendon et d'en déduire les variables d'intérêt. Ils nécessitent cependant plus de données, notamment pour caractériser l'enroulement sur des structures, par exemple les os (GOISLARD DE MONSABERT et al. 2018). Ces méthodes d'enroulement utilisent des modèles géométriques basés sur des formes simples, comme des cylindres, ou plus complexes, comme un tore pour chaque tendon (LEE et al. 2015). Néanmoins, la détermination des paramètres concernant ces formes géométriques reste encore empirique et aucune méthode objective n'avait été proposée pour les déterminer au niveau du poignet.

Le processus d'optimisation de la modélisation géométrique présenté dans ces

travaux tente d'automatiser ce processus en alliant réalités fonctionnelles et anatomiques. Ce type d'approche permet de combiner les bénéfices des deux approches en alliant des valeurs cohérentes de capacité d'action du tendon et des trajets réalistes. Malgré tout, l'approche utilisée dans ce modèle basé sur un enroulement à deux cylindres peut encore prétendre à une amélioration. En effet, les surfaces anatomiques rencontrées par les tendons au niveau du poignet sont plus complexes qu'un cylindre. Par exemple, les déplacements ulnaires du tendon ne se limitent pas à une translation comme c'est le cas dans le modèle développé ici et un enroulement sur forme géométrique (wrapping) pourrait aussi être mis en place pour mieux représenter ces mouvements. L'utilisation de tore (LEE et al. 2015) est une forme intéressante pour rendre compte des mouvements globaux, mais nécessite un nombre important de paramètres. La problématique est d'être en mesure de trouver une forme géométrique à même de rendre compte de la complexité du mouvement du tendon, tout en gardant un nombre de paramètres réduit pour ne pas alourdir les calculs géométriques. Des études pourraient être menées pour comparer la performance entre les différentes méthodes proposées à ce jour afin de trouver le meilleur compromis entre complexité géométrique et simplification des procédures numériques.

Par ailleurs, l'utilisation de l'imagerie pour modéliser les surfaces anatomiques est aussi une voie d'exploration pouvant se rapprocher de la réalité anatomique, soit pour créer un maillage moyen des surfaces rencontrées par les tendons, soit pour apporter des éléments précis pour le développement de formes géométriques plus complexes que des cylindres. Il est aussi possible d'approcher la réalité anatomique avec l'amélioration des techniques d'imagerie permettant d'observer directement la trajectoire des tendons. On peut imaginer un protocole utilisant l'IRM pour observer ces trajectoires, en plaçant des participants dans un panel représentatif de postures de poignet à l'aide d'orthèses adaptées, tout en maintenant un objet léger en main, qui permettrait d'observer les trajets tendineux en les reliant à une posture particulière, définie par l'objet. Ainsi, en étudiant la reconstruction en trois dimensions de la trajectoire du tendon, il pourrait être possible de déterminer la courbure ou l'enroulement des tendons observé et potentiellement d'en ressortir une forme géométrique moyenne. Cela nécessiterait de pouvoir déterminer des paramètres qui permettrait de calculer cette forme sans avoir recours à l'IRM. Une comparaison avec les résultats obtenus par les cylindres, et la littérature serait indispensable pour s'assurer de l'apport que fournirait l'évaluation d'une forme géométrique plus complexe et plus coûteuse en termes de calculs. Cette association à l'imagerie médicale avait d'ailleurs été envisagée à l'initiation du projet de thèse, mais n'a pu être mise en œuvre du fait des restrictions sanitaires. Cette volonté d'améliorer la représentation des tendons au poignet permettrait d'une part, d'avoir une meilleure précision dans le calcul de l'excursion des tendons au poignet, mais aussi de fournir des informations essentielles sur la direction prise par les tendons, qui servent à déterminer les efforts articulaires. Ces efforts développés au niveau du poignet représentent eux aussi des facteurs de risque dans l'apparition du syndrome du canal carpien principalement (KEIR et WELLS 1999; EUROPEAN AGENCY FOR SAFETY AND HEALTH AT WORK. 2019).

5.1.3. Modèle musculosquelettique direct de la préhension

Le modèle musculosquelettique proposé combine ainsi le modèle géométrique de tendon et les modèles FLA et permet une estimation de la force et la longueur musculaire de 4 muscles en se basant sur des mesures d'angles articulaires et d'électromyographie.

Une dimension importante dans le développement de modèle est la transmission et la diffusion au-delà du cercle de la recherche. En effet, un modèle peut permettre de s'affranchir de nombre de mesures « lourdes » ou chronophages. Par exemple, le modèle musculosquelettique se base sur des modélisations FLA nécessitant des mesures échographiques, des contractions ciblées et un protocole de plus d'une heure et demi pour chaque muscle. L'application d'un tel protocole à chaque personne étudiée est peu envisageable. Nos résultats ont cependant montré que l'utilisation des modèles FLA moyens de la population analysés lors des études initiales (Chapitre 2 montre des performances satisfaisantes et que les efforts pour obtenir un modèle complètement individualisé ne seraient pas rentables. Le modèle musculosquelettique développé pendant cette thèse peut donc être utilisé pour une population jeune et saine.

Son utilisation requiert malgré tout l'accès à des systèmes de mesures cinématiques et EMG pour estimer la mécanique interne des muscles de la main. Cela représente une simplification par rapport aux approches de dynamiques inverses requérant des outils de mesures dynamométriques qui nécessitent soit des outils de laboratoire, soit de modifier les objets manipulés pour les équiper de capteurs. Néanmoins, l'EMG reste un système complexe à employer dans des situations de « terrain » qui ne permet pas de suivre un participant dans ses tâches manuelles au cours d'une journée par exemple.

Il serait donc intéressant de pouvoir estimer les capacités musculaires à partir de mesures plus simples et accessibles et de développer un modèle que l'on qualifierait de "prédictif". Ce dernier permettrait de s'affranchir de données mesurées et serait donc potentiellement exploitable hors du cadre d'un laboratoire. Certains auteurs ont développé de tels modèles pour un doigt isolé (VALERO-CUEVAS et al. 1998) ou dans le cadre de la préhension à pleine main (SANCHO-BRU et al. 2003) mais ils n'intégraient pas le poignet ni les relations de force-longueur. Plus récemment des auteurs ont créé un modèle de simulation direct plus complet de la main intégrant ces deux aspects qui a permis de reproduire les résultats d'Odriscoll (MCFARLAND et al. 2021).

Durant mes travaux de thèse, j'ai commencé à développer une modélisation directe qui, brièvement, permettrait d'estimer une posture de poignet optimale et les efforts musculaires associés, uniquement à partir d'un objet, dont la forme et les dimensions fixeraient la posture des doigts. Ce modèle consiste à faire varier les relations de force-longueur sur la plage articulaire du poignet en testant différentes combinaisons d'activation, et ce pour des postures articulaires des doigts fixes. L'idée étant de prédire la posture optimale pour fournir un maximum de force. De ce fait, il serait intéressant de développer ce modèle et de comparer nos résultats à ceux des travaux de MCFARLAND et al. (2021). De plus, ces modèles prédictifs permettraient à des ergonomes de voir l'effet de différents objets sur la posture du poignet et de mieux

orienter leur conception sans pour autant avoir à mener des campagnes de mesures de grande ampleur.

5.2. Coordination musculaire et préhension

La compréhension de la façon dont le système gère l'abondance musculaire et articulaire et des interactions entre ces deux systèmes représente encore aujourd'hui un défi pour les chercheurs. Depuis BERNSTEIN (1967) et ses théories de la gestion des degrés de liberté, la littérature sur les coordinations est abondante et offre des définitions et paradigmes variés (BRUTON et O'DWYER 2018). On peut citer entre autres l'hypothèse de "l'Uncontrolled Manifold" de LATASH et al. (2002), la théorie du point d'équilibre de FELDMAN (1986) ou encore, la théorie de "l'optimal feedback control" de TODOROV et JORDAN (2002). Le point commun à ces théories qui dérive des travaux de BERNSTEIN (1967) est que la gestion de l'abondance par le système neuromusculosquelettique tente de réduire le nombre d'éléments à contrôler pour réduire le nombre de solutions possibles de coordination de ces éléments.

Dans le cadre de la coordination musculaire, l'idée de la synergie est que le système neuromusculosquelettique ne contrôle pas indépendamment chaque muscle et module une seule commande qui implique un ensemble de muscles. Néanmoins, bien que cette idée soit globalement acceptée, l'origine de cette réduction dimensionnelle reste débattue ((KUTCH et VALERO-CUEVAS 2012; de RUGY et al. 2013; TRESCH et JARC 2009)). En effet, les synergies pourraient être d'origine neurale, c'est-à-dire un reflet direct de schéma de contrôle du système nerveux central à partir de programmes moteurs ancrés, ou "biomécaniques", c'est-à-dire qu'elles découlent des contraintes du système musculosquelettique ou des contraintes de la tâche. Dans un cas comme dans l'autre, les propriétés du système musculosquelettique ont une importance dans l'explication ou l'apparition des synergies musculaires. Ces travaux de thèse ont ainsi pour ambition d'interroger l'influence que peuvent avoir le comportement mécanique des muscles et les contraintes d'équilibre au poignet induites par la tâche sur les coordinations musculaires, et de leurs répercussions sur la performance finale de production de force.

La production de force au niveau de la main résulte de la coordination de plus d'une trentaine de muscles, ce qui nécessite au SNC de prendre en compte un nombre important de contraintes, parmi lesquelles on retrouve celles associées aux capacités musculaires. Plusieurs auteurs ont par exemple démontré que, face à l'abondance musculaire, le système neuromusculosquelettique recrute les muscles selon leur type de fibres majoritaires (rapides ou lentes) pour s'adapter à la vitesse du mouvement produit (SMITH et al. 1980; KAYA et al. 2003; WAKELING et al. 2011). Du point de vue des capacités de production de force, lors de la marche, les muscles sont activés dans des portions spécifiques de leur relation de force-longueur (ARNOLD et DELP 2011). Par exemple, lors du cycle de marche, le soléaire et le gastrocnémien médial, deux muscles similaires en termes de bras de levier et de longueur de fibre, vont parcourir des parties

différentes de la force-longueur, respectivement le plateau, ou la partie raide de la portion ascendante. Leur activation sera en revanche simultanée et limitée à une plus petite portion, proche du plateau ou de la portion descendante. Cela indiquerait que le SNC sélectionnerait le moment où il active le muscle selon son état de longueur et donc selon sa capacité à produire de la force. La relation de force-longueur apparaît donc comme une composante clé dans le choix d'une coordination musculaire.

Cette relation est prépondérante lors de contractions isométriques, comme c'est généralement le cas dans la préhension. Dans ce cadre-là, aucune étude n'avait encore exploré comment les capacités spécifiques de chaque muscle sont prises en compte dans le choix d'une coordination musculaire lors de la production d'une force de préhension. Dans ces travaux de thèse, j'ai tenté d'apporter une meilleure compréhension des interactions entre cette propriété de force-longueur des muscles des principaux muscles préhenseurs, la coordination musculaire et la préhension qui en résulte.

Les résultats des chapitres 3 et 4 suggèrent que la coordination musculaire et la performance sont bien impactées par les changements de capacités des muscles, imposés par une variation de posture du poignet. **De manière intéressante, les modulations de force de préhension n'étaient pas forcément guidées par les muscles agonistes du serrage (FDS) mais par d'autres muscles stabilisant le poignet.** Par ailleurs, ces muscles pouvaient même être antagonistes de la production de force avec les doigts, comme identifié lors des préhensions pinch et power grip avec une forte importance des extenseurs (ECR et EDC) dans les variations de force de préhension. L'ensemble des études menées suggèrent ainsi que **les postures les plus favorables pour produire de la force représentent un point d'équilibre des capacités de l'ensemble des muscles, y compris antagonistes.** Ce point d'équilibre est flagrant pour le power grip, qui est la tâche pour laquelle un changement de posture du poignet à une plus grande influence. Ce résultat apporte du poids à une théorie énoncée à plusieurs reprises dans la littérature, qui estime que sans contrainte spécifique, nous sélectionnons spontanément des postures ou conditions qui limitent la perte de capacité de production de force de l'ensemble des muscles (SMITH et al. 2007; LIEBER et WARD 2011; RUBENSON et al. 2012; AZIZI 2014; COX et al. 2019).

Les travaux de thèses présentés ici sont parmi les premiers à éclairer ces liens entre posture, capacités de production de force musculaire, coordination musculaire et performance de force au niveau de la main. Par ailleurs, **le fait que la posture optimale pour produire de la force soit prise spontanément et soit similaire entre les individus confirmerait que ce contrôle soit intrinsèque au système musculo-squelettique préhenseur et peu guidé par des différences interindividuelles.** Pour analyser plus finement les coordinations, il faudrait être en mesure de caractériser l'ensemble des muscles extrinsèques pour voir si ce résultat transparait avec une prise en compte globale des muscles impliqués. En effet, si effectivement la préhension et la performance résultent de l'action combinée de muscles agonistes et antagonistes et non directement associés au serrage, le modèle utilisé ne prend en compte que quatre muscles et ne représente qu'une partie de cette action combinée. En ajoutant les capacités d'autres muscles, il serait possible d'avoir une vision plus complète de cette gestion de l'abondance musculaire et préciser l'importance des capacités de

chaque muscle dans la coordination choisie et la performance résultante.

De même, s'il apparaît que la force-longueur impacte la posture et les coordinations musculaires lors de tâche maximale, il serait intéressant de voir dans quelle mesure cette influence diminue lors de tâches sous-maximales. En demandant des niveaux de force élevés, le système se voit fortement contraint et fortement dépendant des capacités maximales de chaque muscle et donc de la relation force-longueur. Ainsi, ce point d'équilibre des muscles serait lié à cette demande importante de force maximale. Enfin, une amélioration de la prise en compte de l'interaction muscle-tendon, et de l'effet des propriétés élastiques des tendons, pourrait apporter un poids supplémentaire à ces résultats, car ce facteur a selon les cas une influence non négligeable (COX et al. 2019).

A la vue des résultats décrits dans les chapitres 3 et 4 il est clair que des coordinations différentes apparaissent pour une tâche spécifique, au niveau de l'activation et des forces musculaires. Cependant, un point commun ressort de ces différentes coordinations. **Pour chaque tâche, un muscle semble être "pilote" des modulations de force engendrées par les changements de posture au poignet et ce muscle est différent suivant les contraintes d'équilibre au poignet.** Notamment, pour les tâches préhensibles, les extenseurs reflètent les variations de la force produite, tandis que pour la tâche non préhensile les variations sont mieux expliquées par les fléchisseurs.

Si l'importance des extenseurs pour la préhension est établie (SNIJDERS et al. 1987; GOISLARD DE MONSABERT et al. 2012b) on peut voir ici qu'ils modulent les coordinations musculaires et que leur impact est crucial dans la production de force. Par ailleurs, des études ont confirmé cette importance en montrant qu'un protocole d'entraînement des extenseurs augmentait le niveau de force en power grip (SHIMOSE et al. 2011). De plus, la perte de force de grip peut être corrélée à la paralysie ou l'anesthésie du nerf radial, qui innerve les muscles extenseurs de la main et l'avant-bras (LABOSKY et WAGGY 1986). Du fait des contraintes fortes sur l'équilibration du poignet, **la préhension semble donc le résultat d'une coordination fine de multiples muscles qui va au-delà de la dichotomie agoniste/antagoniste.** Bien que les extenseurs puissent être considérés comme antagonistes, le fait qu'ils puissent venir moduler la force de grip finale remet en perspective cette catégorisation, puisqu'ils influencent la réussite de la tâche. Dans le cas de tâche non préhensile, les résultats montrent cependant une importance plus faible des extenseurs dans l'effort. La stabilisation du poignet requiert tout de même une implication importante du fléchisseur du carpe qui est dans ce cas fortement exposé aux pertes de capacités musculaires. C'est donc une coordination différente qui est mise en place pour répondre aux contraintes d'équilibre articulaires spécifiques d'une tâche non préhensile.

Ainsi, du fait de la singularité anatomique de la musculature de la main, la production de force avec les doigts n'est pas simplement le résultat de l'action de muscles agonistes, mais requiert l'implication importante d'autres muscles, parfois antagonistes, pour équilibrer la chaîne musculosquelettique entière. Il me semble donc important de poursuivre cette exploration des coordinations musculaires dans la préhension dans des tâches différentes. Le tirage par exemple, qui représente le caractère locomoteur de la main dans le cadre de l'escalade, implique un moment secondaire en

déviations radiale/ulnaire (CHARISSOU et al. 2017) contrairement à celle d'appui testée ici qui implique un moment en pronosupination (LI et al. 1998). Le tirage impose donc une contrainte encore plus importante à l'articulation du poignet, puisqu'elle mobilise les deux degrés de liberté de ce dernier, flexion/extension et déviation ulnaire/radiale. Dans ce cas, on pourrait émettre l'hypothèse que les muscles du poignet, et notamment les couples FCR/FCU et ECR/ECU pourraient avoir un impact important sur les variations de forces de préhension. Explorer cette tâche permettrait de développer la prise en compte de la déviation ulnaire/radiale, et de potentiellement mettre à jour une coordination encore différente que celles observées dans des tâches préhensibles et non préhensibles.

Si l'action des muscles extrinsèques sont majeurs dans la préhension, la place des muscles intrinsèques est elle aussi essentielle (Section 1.1.2.1). Ces muscles n'ont pas été abordés au travers des différentes études qui se sont concentrés sur les muscles extrinsèques pour leur rôles de premier plan dans la préhension et pour une simplification des protocoles de caractérisation des relations de force-longueur. Cependant, la prise en compte des intrinsèques représente une perspective intéressante. En effet, ces derniers jouent un rôle important dans la stabilisation des doigts/ Par exemple, le premier interosseux dorsal permet l'équilibre de l'index lors d'une tâche de "key pinch", qui est le maintien d'un objet entre le pouce et la tranche de l'index, préhension utilisée pour saisir une clé.

Ces travaux de thèse se sont concentrés sur des tâches en force maximale de manière à pouvoir plus aisément comparer les niveaux de force entre les participants en se basant sur le maximum normalisé produit. Cependant, dans notre quotidien, nous exerçons le plus souvent des efforts qualifiés de sous-maximaux. Cela représente une des limites à ces travaux, puisque l'on ne peut directement appliquer les résultats observés dans des efforts maximums, à des efforts plus faibles. Néanmoins, les contraintes de la tâche sont sensiblement similaires. Il serait intéressant de voir si la différence de niveau de force altérerait les coordinations musculaires associés aux différentes tâches en fonction de ces contraintes. Ainsi, étudier ces tâches représente donc une perspective intéressante et permettrait de confirmer si les coordinations observées en force maximale sont transférables aux tâches sous-maximales. Par exemple, si pour une même tâche, une coordination similaire est observée entre force maximale et sous maximale, cela confirmerait l'influence forte des contraintes mécaniques de la tâche sur la coordination musculaire par rapport au niveau de force. À l'inverse, si des coordinations différentes sont observées, cela suggérerait que les contraintes qui déterminent les coordinations musculaires à des niveaux de force maximale apparaissent principalement à des niveaux de force élevées. Étudier les forces sous-maximales apporterait donc des informations essentielles à la fois sur les contraintes mécaniques de la préhension et sur les coordinations musculaires, et permettrait d'avoir une vision plus globale de la place de la mécanique musculaire dans la préhension.

5.3. Posture et ergonomie

Au-delà des apports au niveau méthodologique et fondamental abordés ci-dessus, les résultats issus de mes études fournissent un éclairage sur des problématiques d'ergonomie. En effet, un des objectifs de l'ergonomie est de fournir des indications sur les postures, les pratiques, ou encore sur la conception d'objets les mieux adaptées pour nos muscles et articulations. Notamment, cela vise à prévenir les troubles musculosquelettiques, qui représentent en Europe, 60% des atteintes dans le milieu professionnel (EUROPEAN AGENCY FOR SAFETY AND HEALTH AT WORK. 2019). Il existe beaucoup de troubles musculosquelettiques, qui touchent les divers tendons qui traversent le poignet, des tendinites aux ténosynovites. Sans rentrer dans le détail de toutes les pathologies, les efforts fournis par les muscles, particulièrement dans des postures extrêmes, représentent les facteurs de risques les plus importants, à la fois dans les études épidémiologiques (HARRIS et al. 2011; THOMSEN et al. 2007; KEIR et al. 2021) que dans les études en laboratoire (KURSA et al. 2005; KEIR et WELLS 1999; SCHUIND et al. 1992).

Parmi la multitude de facteurs de risques, les facteurs biomécaniques représentent un des facteurs les plus influents et incluent principalement le niveau de force requis, la posture articulaire et la répétition de la tâche (KEIR et al. 2021). En étudiant les interactions entre force de préhension, coordination musculaire, mécanique du muscle et posture, mes travaux de thèse apportent des pistes de recherches pour mieux comprendre l'apparition de ces pathologies. L'apport de données quantitatives quant aux efforts fournis par les muscles en fonction de la posture pourrait permettre de comprendre l'apparition de pathologies affectant des tendons particuliers.

Par exemple, le tennis elbow, ou épicondylite latérale, est un trouble musculosquelettique affectant le muscle extenseurs de la main (dont ECR et EDC) et dont les causes d'apparitions sont encore floues, mais liée aux chargements mécaniques subis par leur tendon commun (DESCATHA et al. 2016; KEIR et al. 2021; BRETSCHEIDER et al. 2022; TANAKA et al. 2011). Le rôle prépondérant des extenseurs (ECR et EDC) dans les tâches de préhension observée dans les chapitres 3 et 4 apporte un nouvel éclairage sur cette fréquence élevée du tennis elbow dans la population générale. **Bien que l'implication élevée des extenseurs du poignet et des doigts durant la préhension soit déjà connue, mes études montrent que leur capacité est fortement impactée par la posture du poignet et participe à moduler notre habilité à exercer une force de préhension.** Ce résultat est important pour l'ergonomie afin de favoriser les postures nous permettant de maximiser nos capacités et éviter celles qui placeraient les muscles dans des états de longueur défavorables. Au regard des résultats avancés (Chapitres 3 et 4), les postures les plus favorables semblent être un poignet légèrement étendu lors d'un power grip (-20/-30 degrés) et une posture neutre pour les tâches d'appui. Ces postures sont en accord avec les diverses recommandations ergonomiques pour des tâches similaires (TANAKA et al. 2011; HARRIS et al. 2011; BRETSCHEIDER et al. 2022).

Pour aller plus loin, il serait intéressant de mener une étude quantifiant les efforts d'ECRB en situation de travail, dans des postures qui n'ont pas forcément été testées au cours de ces travaux. Apporter ces données précises donnerait des indications

supplémentaires pour les ergonomes et permettrait de prévenir l'apparition du tennis elbow. Plus encore, en développant un modèle prédictif, comme décrit dans la section 5.2, on pourrait apporter des données précises sur les postures articulaires favorables à l'effort d'un ou de plusieurs muscles. Pour cela, il serait intéressant de mener des études explorant cette posture favorable dans un contexte professionnel ou pour d'autres caractéristiques d'objet que le diamètre, comme la masse ou la forme à l'interface. De plus, si le modèle prédictif permet une utilisation aisée dans le cadre d'une étude longitudinale sur l'apparition de troubles musculosquelettiques, il serait possible de directement relier les efforts musculaires produits au cours d'une journée au travers du modèle et de les confronter à la prévalence de ces troubles dans une population. Par ailleurs l'émergence du milieu e-sportif représente un cadre d'application intéressant aux vues des pathologies liées à une utilisation intensive de clavier et de la souris, et des facteurs de risques biomécaniques tels que des efforts répétés et postures inadéquates. Néanmoins, les mouvements rapides des doigts et du poignet que les joueurs exécutent vont nécessiter de s'intéresser aux aspects dynamiques de force-vitesse qui vont directement influencer les efforts musculaires. Cela représente donc une perspective intéressante pour développer le modèle que présenté dans ces travaux et de compléter la caractérisation de la mécanique musculaire.

6. Conclusion

L'objectif de ce travail de thèse était de comprendre l'effet de contraintes associées à la relation force-longueur et à l'équilibre mécanique du poignet sur les coordinations musculaires et la force de préhension. Les études menées ont apporté un nouvel éclairage sur le rôle de la biomécanique singulière du système musculosquelettique préhenseur pour la production de force avec la main. L'ensemble de ces travaux démarrent d'une simple question qui était « pourquoi spontanément adoptons-nous une posture favorable pour produire la force de préhension la plus importante? ». Ce questionnement de départ, bien qu'ayant mûri au fil de ces trois années, a amené au développement d'un modèle innovant de la préhension pour traiter des questions restées en suspens de la biomécanique et du mouvement humain. Bien qu'étant limité à quatre muscles, ce modèle a permis de mieux comprendre les coordinations musculaires de la main au regard de la mécanique musculaire et de répondre à nos objectifs de mieux comprendre les aspects biomécanique de la préhension en liant ces coordinations au niveau du muscle, à la performance de force. Ces données ont apporté un regard différent sur la production de force de préhension et l'impact que peut avoir la posture sur nos muscles et nos capacités de préhension. Mettre à jour les coordinations de force musculaires pour quelques situations spécifiques montre que les forces que nous produisons au quotidien avec nos doigts proviennent de la réussite d'une interaction complexe entre de nombreux muscles, et d'un contrôle formidablement ingénieux du système nerveux. Ce sujet de recherche m'a permis de jeter un regard nouveau sur mes mains et d'apprécier d'autant plus leur utilisation dès lors que je me mets à grimper ou jouer d'un instrument, visualisant l'exécution minutieuse et coordonnée de ce système unique et fascinant.

Bibliographie

- [Agg+10] Nickos AGGELOUSSIS et al. « Reproducibility of Fascicle Length and Penetration Angle of Gastrocnemius Medialis in Human Gait in Vivo ». In : *Gait & Posture* 31.1 (1^{er} jan. 2010), p. 73-77. ISSN : 0966-6362. DOI : [10.1016/j.gaitpost.2009.08.249](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.249) (cf. p. 53).
- [AM04] David AMARANTINI et Luc MARTIN. « A Method to Combine Numerical Optimization and EMG Data for the Estimation of Joint Moments under Dynamic Conditions ». In : *Journal of Biomechanics* 37.9 (1^{er} sept. 2004), p. 1393-1404. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2003.12.020](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.020) (cf. p. 55).
- [AP01] Frank C. ANDERSON et Marcus G. PANDY. « Dynamic Optimization of Human Walking ». In : *Journal of Biomechanical Engineering* 123.5 (16 mai 2001), p. 381-390. ISSN : 0148-0731. DOI : [10.1115/1.1392310](https://doi.org/10.1115/1.1392310) (cf. p. 38).
- [AD11] Edith M. ARNOLD et Scott L. DELP. « Fibre Operating Lengths of Human Lower Limb Muscles during Walking ». In : *Philosophical Transactions of the Royal Society B : Biological Sciences* 366.1570 (27 mai 2011), p. 1530-1539. DOI : [10.1098/rstb.2010.0345](https://doi.org/10.1098/rstb.2010.0345) (cf. p. 45, 101, 143).
- [Azi14] E. AZIZI. « Locomotor Function Shapes the Passive Mechanical Properties and Operating Lengths of Muscle ». In : *Proceedings of the Royal Society B : Biological Sciences* 281.1783 (22 mai 2014), p. 20132914. DOI : [10.1098/rspb.2013.2914](https://doi.org/10.1098/rspb.2013.2914) (cf. p. 144).
- [Beh+19] Martin BEHRENS et al. « Neuromuscular Properties of the Human Wrist Flexors as a Function of the Wrist Joint Angle ». In : *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 7 (2019), p. 181. ISSN : 2296-4185. DOI : [10.3389/fbioe.2019.00181](https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00181) (cf. p. 103, 134).
- [Ber+20] Carl R. BERINGER et al. « The Effect of Wrist Posture on Extrinsic Finger Muscle Activity during Single Joint Movements ». In : *Scientific Reports* 10.1 (1 20 mai 2020), p. 8377. ISSN : 2045-2322. DOI : [10.1038/s41598-020-65167-x](https://doi.org/10.1038/s41598-020-65167-x) (cf. p. 115).
- [Ber67] Nikolai A. BERNSTEIN. *The Co-Ordination and Regulation of Movements*. Oxford; New York : Pergamon Press, 1967 (cf. p. 33, 38, 143).
- [BW84] B. BIGLAND-RITCHIE et J. J. WOODS. « Changes in Muscle Contractile Properties and Neural Control during Human Muscular Fatigue ». In : *Muscle & Nerve* 7.9 (1984), p. 691-699. ISSN : 1097-4598. DOI : [10.1002/mus.880070902](https://doi.org/10.1002/mus.880070902) (cf. p. 49).

- [BKH99] John R BLACKWELL et al. « Effect of Grip Span on Maximal Grip Force and Fatigue of Flexor Digitorum Superficialis ». In : *Applied Ergonomics* 30.5 (mai 1999), p. 401-405. ISSN : 0003-6870. DOI : [10.1016/S0003-6870\(98\)00055-6](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(98)00055-6) (cf. p. 34).
- [BA79] D. C. BOONE et S. P. AZEN. « Normal Range of Motion of Joints in Male Subjects. » In : *JBJS* 61.5 (juill. 1979), p. 756-759. ISSN : 0021-9355 (cf. p. 23).
- [BBT81] P. W. BRAND et al. « Relative Tension and Potential Excursion of Muscles in the Forearm and Hand ». In : *Journal of Hand Surgery* 6.3 (1^{er} mai 1981), p. 209-219. ISSN : 0363-5023, 1531-6564. DOI : [10.1016/S0363-5023\(81\)80072-X](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(81)80072-X) (cf. p. 54, 55).
- [BH99] Paul W BRAND et Anne M HOLLISTER. *Clinical Mechanics of the Hand*. St. Louis, Mo : Mosby, 1999. ISBN : 978-0-8151-2786-4 (cf. p. 71, 94).
- [Bre+22] S. Fransje BRETSCHEIDER et al. « Work-Relatedness of Lateral Epicondylitis : Systematic Review Including Meta-Analysis and GRADE Work-Relatedness of Lateral Epicondylitis ». In : *American Journal of Industrial Medicine* 65.1 (2022), p. 41-50. ISSN : 1097-0274. DOI : [10.1002/ajim.23303](https://doi.org/10.1002/ajim.23303) (cf. p. 147).
- [Bro+08] Sofia BRORSSON et al. « Ultrasound Evaluation in Combination with Finger Extension Force Measurements of the Forearm Musculus Extensor Digitorum Communis in Healthy Subjects ». In : *BMC Medical Imaging* 8.1 (3 mars 2008), p. 6. ISSN : 1471-2342. DOI : [10.1186/1471-2342-8-6](https://doi.org/10.1186/1471-2342-8-6) (cf. p. 53, 55).
- [BO18] Michaela BRUTON et Nicholas O'DWYER. « Synergies in Coordination : A Comprehensive Overview of Neural, Computational, and Behavioral Approaches ». In : *Journal of Neurophysiology* 120.6 (1^{er} déc. 2018), p. 2761-2774. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.00052.2018](https://doi.org/10.1152/jn.00052.2018) (cf. p. 143).
- [Buc95] T. S. BUCHANAN. « Evidence That Maximum Muscle Stress Is Not a Constant : Differences in Specific Tension in Elbow Flexors and Extensors ». In : *Medical Engineering & Physics* 17.7 (1^{er} oct. 1995), p. 529-536. ISSN : 1350-4533. DOI : [10.1016/1350-4533\(95\)00005-8](https://doi.org/10.1016/1350-4533(95)00005-8) (cf. p. 54).
- [Buc+04] Thomas S. BUCHANAN et al. « Neuromusculoskeletal Modeling : Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements from Measurements of Neural Command ». In : *Journal of Applied Biomechanics* 20.4 (1^{er} nov. 2004), p. 367-395. ISSN : 1065-8483, 1543-2688. DOI : [10.1123/jab.20.4.367](https://doi.org/10.1123/jab.20.4.367) (cf. p. 44, 45, 55).
- [BVH97] C. G. BURGAR et al. « Fine-Wire Electromyographic Recording during Force Generation. Application to Index Finger Kinesiological Studies ». In : *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 76.6 (1997), p. 494-501. ISSN : 0894-9115. DOI : [10.1097/00002060-199711000-00012](https://doi.org/10.1097/00002060-199711000-00012). pmid : [9431269](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9431269/) (cf. p. 50, 51).

- [BA98] Kenneth P. BURNHAM et David R. ANDERSON. *Model Selection and Inference*. New York, NY : Springer New York, 1998. ISBN : 978-1-4757-2919-1 978-1-4757-2917-7. DOI : [10.1007/978-1-4757-2917-7](https://doi.org/10.1007/978-1-4757-2917-7) (cf. p. 108, 121).
- [Cap+05] Aurelio CAPPOZZO et al. « Human Movement Analysis Using Stereophotogrammetry : Part 1 : Theoretical Background ». In : *Gait & Posture* 21.2 (1^{er} fév. 2005), p. 186-196. ISSN : 0966-6362. DOI : [10.1016/j.gaitpost.2004.01.010](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010) (cf. p. 86).
- [CG02] Eilis J CAREY et Timothy J GALLWEY. « Effects of Wrist Posture, Pace and Exertion on Discomfort ». In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 29.2 (1^{er} fév. 2002), p. 85-94. ISSN : 0169-8141. DOI : [10.1016/S0169-8141\(01\)00053-1](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(01)00053-1) (cf. p. 128).
- [Cau+19] Mathieu CAUMES et al. « Complex Couplings between Joints, Muscles and Performance : The Role of the Wrist in Grasping ». In : *Scientific Reports* 9.1 (18 déc. 2019), p. 19357. ISSN : 2045-2322. DOI : [10.1038/s41598-019-55443-w](https://doi.org/10.1038/s41598-019-55443-w) (cf. p. 91, 115, 119, 121, 127, 129, 132).
- [CN01] E K J CHADWICK et A C NICOL. « A Novel Force Transducer for the Measurement of Grip Force ». In : *Journal of Biomechanics* 34.1 (mai 2001), p. 125-128. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(00\)00168-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00168-8) (cf. p. 89, 105).
- [Cha+08] C. CHANTELOT et al. « Intra-Articular Compressive Stress of the Elbow Joint in Extension : An Experimental Study Using Fuji Films ». In : *Surgical and Radiologic Anatomy* 30.2 (1^{er} mars 2008), p. 103-111. ISSN : 1279-8517. DOI : [10.1007/s00276-007-0297-y](https://doi.org/10.1007/s00276-007-0297-y) (cf. p. 47).
- [Cha89] E. Y. CHAO. « Normative Model of Human Hand ». In : *Biomechanics of the Hand : A Basic Research Study*. WORLD SCIENTIFIC, 1^{er} avr. 1989, p. 5-30. ISBN : 978-9971-5-0103-7. DOI : [10.1142/9789814338844_0001](https://doi.org/10.1142/9789814338844_0001) (cf. p. 54, 62, 71, 107).
- [Cha+17] Camille CHARISSOU et al. « Effects of Hand Configuration on Muscle Force Coordination, Co-Contraction and Concomitant Intermuscular Coupling during Maximal Isometric Flexion of the Fingers ». In : *European Journal of Applied Physiology* 0.0 (2017). ISSN : 1439-6319. DOI : [10.1007/s00421-017-3718-6](https://doi.org/10.1007/s00421-017-3718-6) (cf. p. 129, 139, 146).
- [CJ01] Iain W. CHARLTON et Garth R. JOHNSON. « Application of Spherical and Cylindrical Wrapping Algorithms in a Musculoskeletal Model of the Upper Limb ». In : *Journal of Biomechanics* 34.9 (1^{er} sept. 2001), p. 1209-1216. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(01\)00074-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00074-4) (cf. p. 71, 74, 107).

- [CMN95] Jacek CHOLEWICKI et al. « Comparison of Muscle Forces and Joint Load from an Optimization and EMG Assisted Lumbar Spine Model : Towards Development of a Hybrid Approach ». In : *Journal of Biomechanics* 28.3 (1^{er} mars 1995), p. 321-331. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/0021-9290\(94\)00065-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00065-C) (cf. p. 51).
- [Col91] Kelly J. COLE. « Grasp Force Control in Older Adults ». In : *Journal of Motor Behavior* 23.4 (1^{er} déc. 1991), p. 251-258. ISSN : 0022-2895. DOI : [10.1080/00222895.1991.9942036](https://doi.org/10.1080/00222895.1991.9942036). pmid : [14766507](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14766507/) (cf. p. 37).
- [CBV12] Brooke K. COOMBES et al. « Elbow Flexor and Extensor Muscle Weakness in Lateral Epicondylalgia ». In : *British Journal of Sports Medicine* 46.6 (1^{er} mai 2012), p. 449-453. ISSN : 0306-3674, 1473-0480. DOI : [10.1136/bjsm.2011.083949](https://doi.org/10.1136/bjsm.2011.083949). pmid : [21708935](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21708935/) (cf. p. 131).
- [Coo+81] W. P. COONEY et al. « The Kinesiology of the Thumb Trapeziometacarpal Joint ». In : *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 63.9 (déc. 1981), p. 1371-1381. ISSN : 0021-9355. pmid : [7320028](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7320028/) (cf. p. 22, 87).
- [Cow+17] Jeffrey C. COWLEY et al. « The Influence of Wrist Posture, Grip Type, and Grip Force on Median Nerve Shape and Cross-Sectional Area ». In : *Clinical Anatomy* 30.4 (2017), p. 470-478. ISSN : 1098-2353. DOI : [10.1002/ca.22871](https://doi.org/10.1002/ca.22871) (cf. p. 128).
- [Cox+19] S M COX et al. « The Interaction of Compliance and Activation on the Force-Length Operating Range and Force Generating Capacity of Skeletal Muscle : A Computational Study Using a Guinea Fowl Musculoskeletal Model ». In : *Integrative Organismal Biology* 1.1 (1^{er} jan. 2019), obz022. ISSN : 2517-4843. DOI : [10.1093/iob/obz022](https://doi.org/10.1093/iob/obz022) (cf. p. 44, 144, 145).
- [CL13] Neil J. CRONIN et Glen LICHTWARK. « The Use of Ultrasound to Study Muscle–Tendon Function in Human Posture and Locomotion ». In : *Gait & Posture* 37.3 (1^{er} mars 2013), p. 305-312. ISSN : 0966-6362. DOI : [10.1016/j.gaitpost.2012.07.024](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.024) (cf. p. 53).
- [CB81] Roy D. CROWNINSHIELD et Richard A. BRAND. « A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion ». In : *Journal of Biomechanics* 14.11 (1^{er} jan. 1981), p. 793-801. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/0021-9290\(81\)90035-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X) (cf. p. 41, 62).
- [Dan08] F. DANION. « Grip Force Safety Margin in Rock Climbers ». In : *International Journal of Sports Medicine* 29.2 (fév. 2008), p. 168-172. ISSN : 0172-4622, 1439-3964. DOI : [10.1055/s-2007-965112](https://doi.org/10.1055/s-2007-965112) (cf. p. 37).
- [DE94] Carlo J. DE LUCA et Zeynep ERIM. « Common Drive of Motor Units in Regulation of Muscle Force ». In : *Trends in Neurosciences* 17.7 (1^{er} jan. 1994), p. 299-305. ISSN : 0166-2236. DOI : [10.1016/0166-2236\(94\)90064-7](https://doi.org/10.1016/0166-2236(94)90064-7) (cf. p. 42).

- [dFUJ09] Paulo B. de FREITAS et al. « Grip Force Adaptation in Manipulation Activities Performed under Different Coating and Grasping Conditions ». In : *Neuroscience Letters* 457.1 (19 juin 2009), p. 16-20. ISSN : 0304-3940. DOI : [10.1016/j.neulet.2009.03.108](https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.03.108) (cf. p. 37).
- [Deg+05] R. DEGEORGES et al. « Three-Dimensional Rotations of Human Three-Joint Fingers : An Optoelectronic Measurement. Preliminary Results ». In : *Surgical and Radiologic Anatomy* 27.1 (1^{er} mars 2005), p. 43-50. ISSN : 1279-8517. DOI : [10.1007/s00276-004-0277-4](https://doi.org/10.1007/s00276-004-0277-4) (cf. p. 87).
- [DA96] Patrick G. DEMPSEY et M. M. AYOUB. « The Influence of Gender, Grasp Type, Pinch Width and Wrist Position on Sustained Pinch Strength ». In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 17.3 (1^{er} mars 1996), p. 259-273. ISSN : 0169-8141. DOI : [10.1016/0169-8141\(94\)00108-1](https://doi.org/10.1016/0169-8141(94)00108-1) (cf. p. 34, 37, 39, 93, 114, 128).
- [Den+98] J. T. DENNERLEIN et al. « Tensions of the Flexor Digitorum Superficialis Are Higher than a Current Model Predicts ». In : *Journal of Biomechanics* 31.4 (avr. 1998), p. 295-301. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/s0021-9290\(98\)00006-2](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00006-2). pmid : [9672082](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9672082/) (cf. p. 47).
- [dRLC13] Aymar de RUGY et al. « Are Muscle Synergies Useful for Neural Control? » In : *Frontiers in Computational Neuroscience* 7 (2013), p. 19. ISSN : 1662-5188. DOI : [10.3389/fncom.2013.00019](https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00019) (cf. p. 143).
- [Des+16] Alexis DESCATHA et al. « Lateral Epicondylitis and Physical Exposure at Work? A Review of Prospective Studies and Meta-Analysis ». In : *Arthritis Care & Research* 68.11 (2016), p. 1681-1687. ISSN : 2151-4658. DOI : [10.1002/acr.22874](https://doi.org/10.1002/acr.22874) (cf. p. 147).
- [Dom+08] M DOMALAIN et al. « Effect of Object Width on Precision Grip Force and Finger Posture ». In : *Ergonomics* 51.9 (mai 2008), p. 1441-1453. ISSN : 0014-0139. DOI : [10.1080/00140130802130225](https://doi.org/10.1080/00140130802130225) (cf. p. 34, 37, 90).
- [Dom10] Mathieu DOMALAIN. « Modélisation Biomécanique de La Main Pour l'estimation Des Contraintes Du Système Musculo-Squelettique Lors de La Préhension Pouce-Index ». These de doctorat. Aix-Marseille 2, 19 fév. 2010 (cf. p. 119).
- [ERI04] Cally S. EDGREN et al. « Grip Force Vectors for Varying Handle Diameters and Hand Sizes ». In : *Human Factors* 46.2 (1^{er} juin 2004), p. 244-251. ISSN : 0018-7208. DOI : [10.1518/hfes.46.2.244.37337](https://doi.org/10.1518/hfes.46.2.244.37337) (cf. p. 89).
- [Erd+07] Ahmet ERDEMIR et al. « Model-Based Estimation of Muscle Forces Exerted during Movements ». In : *Clinical Biomechanics* 22.2 (1^{er} fév. 2007), p. 131-154. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005) (cf. p. 41, 54).
- [Eur19] EUROPEAN AGENCY FOR SAFETY AND HEALTH AT WORK. *Work-Related Musculoskeletal Disorders : Prevalence, Costs and Demographics in the EU*. LU : Publications Office, 2019 (cf. p. 135, 141, 147).

- [FNJ13] Dario FARINA et al. « Identification of Common Synaptic Inputs to Motor Neurons from the Rectified Electromyogram ». In : *The Journal of Physiology* 591 (Pt 10 15 mai 2013), p. 2403-2418. ISSN : 0022-3751. DOI : [10.1113/jphysiol.2012.246082](https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.246082). pmid : [23507877](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23507877/) (cf. p. 42).
- [Fei+16] T FEIX et al. « The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types ». In : *IEEE Transactions on Human-Machine Systems* 46.1 (2016), p. 66-77. ISSN : 2168-2291. DOI : [10.1109/THMS.2015.2470657](https://doi.org/10.1109/THMS.2015.2470657) (cf. p. 32).
- [Fel86] Anatol G. FELDMAN. « Once More on the Equilibrium-Point Hypothesis (λ Model) for Motor Control ». In : *Journal of Motor Behavior* 18.1 (1^{er} mars 1986), p. 17-54. ISSN : 0022-2895. DOI : [10.1080/00222895.1986.10735369](https://doi.org/10.1080/00222895.1986.10735369). pmid : [15136283](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15136283/) (cf. p. 143).
- [FM35] W. O. FENN et B. S. MARSH. « Muscular Force at Different Speeds of Shortening ». In : *The Journal of Physiology* 85.3 (22 nov. 1935), p. 277-297. ISSN : 0022-3751. pmid : [16994712](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16994712/) (cf. p. 43).
- [FO13] Aoife FINNERAN et Leonard O'SULLIVAN. « Effects of Grip Type and Wrist Posture on Forearm EMG Activity, Endurance Time and Movement Accuracy ». In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 43.1 (1^{er} jan. 2013), p. 91-99. ISSN : 0169-8141. DOI : [10.1016/j.ergon.2012.11.012](https://doi.org/10.1016/j.ergon.2012.11.012) (cf. p. 39).
- [FKL00] Taija FINNI et al. « In Vivo Human Triceps Surae and Quadriceps Femoris Muscle Function in a Squat Jump and Counter Movement Jump ». In : *European Journal of Applied Physiology* 83.4 (1^{er} nov. 2000), p. 416-426. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/s004210000289](https://doi.org/10.1007/s004210000289) (cf. p. 47, 137).
- [FH85] T. FLASH et N. HOGAN. « The Coordination of Arm Movements : An Experimentally Confirmed Mathematical Model ». In : *Journal of Neuroscience* 5.7 (1^{er} juill. 1985), p. 1688-1703. ISSN : 0270-6474, 1529-2401. DOI : [10.1523/JNEUROSCI.05-07-01688.1985](https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.05-07-01688.1985). pmid : [4020415](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4020415/) (cf. p. 38).
- [FB04] Braden C. FLEMING et Bruce D. BEYNNON. « In Vivo Measurement of Ligament/Tendon Strains and Forces : A Review ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 32.3 (1^{er} mars 2004), p. 318-328. ISSN : 1573-9686. DOI : [10.1023/B:ABME.0000017542.75080.86](https://doi.org/10.1023/B:ABME.0000017542.75080.86) (cf. p. 47).
- [FC10] Kim Seng FOK et Siaw Meng CHOU. « Development of a Finger Biomechanical Model and Its Considerations ». In : *Journal of Biomechanics* 43.4 (3 mars 2010), p. 701-713. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2009.10.020](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.020) (cf. p. 136).
- [FN01] N. K FOWLER et A. C NICOL. « Functional and Biomechanical Assessment of the Normal and Rheumatoid Hand ». In : *Clinical Biomechanics* 16.8 (1^{er} oct. 2001), p. 660-666. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/S0268-0033\(01\)00057-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00057-2) (cf. p. 87).

- [Fuk+01] T FUKUNAGA et al. « In Vivo Behaviour of Human Muscle Tendon during Walking ». In : *Proceedings Biological sciences* 268.1464 (1^{er} fév. 2001), p. 229-233. ISSN : 1471-2954. DOI : [10.1098/rspb.2000.1361](https://doi.org/10.1098/rspb.2000.1361). pmid : [11217891](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11217891/) (cf. p. 53, 55).
- [GLL01] Denis GAGNON et al. « Comparative Ability of EMG, Optimization, and Hybrid Modelling Approaches to Predict Trunk Muscle Forces and Lumbar Spine Loading during Dynamic Sagittal Plane Lifting ». In : *Clinical Biomechanics* 16.5 (1^{er} juin 2001), p. 359-372. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/S0268-0033\(01\)00016-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00016-X) (cf. p. 51, 54, 55).
- [Gen+20] Alessia GENOVA et al. « Carpal Tunnel Syndrome : A Review of Literature ». In : *Cureus* 12.3 (2020), e7333. ISSN : 2168-8184. DOI : [10.7759/cureus.7333](https://doi.org/10.7759/cureus.7333). pmid : [32313774](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32313774/) (cf. p. 128).
- [GMM06] Fred GERR et al. « Keyboard Use and Musculoskeletal Outcomes among Computer Users ». In : *Journal of Occupational Rehabilitation* 16.3 (27 juin 2006), p. 259. ISSN : 1573-3688. DOI : [10.1007/s10926-006-9037-0](https://doi.org/10.1007/s10926-006-9037-0) (cf. p. 133).
- [Goi+12a] B GOISLARD DE MONSABERT et al. « Comparison of Muscle Loadings between Power and Pinch Grip Tasks ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15 (sup1 sept. 2012), p. 159-161. ISSN : 1025-5842, 1476-8259. DOI : [10.1080/10255842.2012.713639](https://doi.org/10.1080/10255842.2012.713639) (cf. p. 136).
- [Goi+14] B. GOISLARD DE MONSABERT et al. « Comparison of Three Local Frame Definitions for the Kinematic Analysis of the Fingers and the Wrist ». In : *Journal of Biomechanics* 47.11 (22 août 2014), p. 2590-2597. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2014.05.025](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.025) (cf. p. 49).
- [Goi14] Benjamin GOISLARD DE MONSABERT. *Individualisation Des Paramètres Musculaires Pour La Modélisation Musculo-Squelettique de La Main : Application à La Compréhension de l'arthrose*. Aix-Marseille, juin 2014 (cf. p. 54, 130).
- [Goi+12b] Benjamin GOISLARD DE MONSABERT et al. « Quantification of Hand and Forearm Muscle Forces during a Maximal Power Grip Task ». In : *Medicine & Science in Sports & Exercise* 44.10 (oct. 2012), p. 1906-1916. ISSN : 0195-9131. DOI : [10.1249/MSS.0b013e31825d9612](https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31825d9612) (cf. p. 41, 54, 59, 62, 67, 92, 114, 145).
- [Goi+18] Benjamin GOISLARD DE MONSABERT et al. « Importance of Consistent Datasets in Musculoskeletal Modelling : A Study of the Hand and Wrist ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 46.1 (1^{er} jan. 2018), p. 71-85. ISSN : 1573-9686. DOI : [10.1007/s10439-017-1936-z](https://doi.org/10.1007/s10439-017-1936-z) (cf. p. 71, 73, 75, 81, 100, 107, 140).

- [Goi+17] Benjamin GOISLARD DE MONSABERT et al. « A Scaling Method to Individualise Muscle Force Capacities in Musculoskeletal Models of the Hand and Wrist Using Isometric Strength Measurements ». In : *Medical & Biological Engineering & Computing* 55.12 (déc. 2017), p. 2227-2244. ISSN : 01400118. DOI : [10.1007/s11517-017-1662-6](https://doi.org/10.1007/s11517-017-1662-6) (cf. p. 55, 56, 59, 106, 119).
- [Goi+20] Benjamin GOISLARD DE MONSABERT et al. « Modelling Force-Length-Activation Relationships of Wrist and Finger Extensor Muscles ». In : *Medical & Biological Engineering & Computing* 58.10 (1^{er} oct. 2020), p. 2531-2549. ISSN : 1741-0444. DOI : [10.1007/s11517-020-02239-0](https://doi.org/10.1007/s11517-020-02239-0) (cf. p. 58, 60, 62, 63, 65, 134).
- [GHJ66] A. M. GORDON et al. « The Variation in Isometric Tension with Sarcomere Length in Vertebrate Muscle Fibres ». In : *The Journal of Physiology* 184.1 (mai 1966), p. 170-192. ISSN : 0022-3751. DOI : [10.1113/jphysiol.1966.sp007909](https://doi.org/10.1113/jphysiol.1966.sp007909). pmid : [5921536](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5921536/) (cf. p. 61, 93, 138).
- [GW08] Michael GREIG et Richard WELLS. « A Systematic Exploration of Distal Arm Muscle Activity and Perceived Exertion While Applying External Forces and Moments ». In : *Ergonomics* 51.8 (août 2008), p. 1238-1257. ISSN : 0014-0139. DOI : [10.1080/00140130802037289](https://doi.org/10.1080/00140130802037289). pmid : [18608482](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18608482/) (cf. p. 49).
- [HS15] Alkis M HADJIOSIF et Maurice A SMITH. « Flexible Control of Safety Margins for Action Based on Environmental Variability ». In : *The Journal of neuroscience* 35.24 (1^{er} juin 2015), p. 9106-9121. ISSN : 1529-2401. DOI : [10.1523/jneurosci.1883-14.2015](https://doi.org/10.1523/jneurosci.1883-14.2015). pmid : [26085634](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26085634/) (cf. p. 37).
- [HM97] GM HÄGG et E MILERAD. « Forearm Extensor and Flexor Muscle Exertion during Simulated Gripping Work — an Electromyographic Study ». In : *Clinical Biomechanics* 12.1 (1^{er} jan. 1997), p. 39-43. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/S0268-0033\(96\)00049-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(96)00049-6) (cf. p. 49).
- [HF96] Craig A. HALPERN et Jeffrey E. FERNANDEZ. « The Effect of Wrist and Arm Postures on Peak Pinch Strength ». In : *Journal of Human Ergology* 25.2 (1996), p. 115-130. DOI : [10.11183/jhe1972.25.115](https://doi.org/10.11183/jhe1972.25.115) (cf. p. 34, 37, 39, 93, 114, 128).
- [Har+11] Carisa HARRIS et al. « 1st Place, PREMUS Best Paper Competition : Workplace and Individual Factors in Wrist Tendinosis among Blue-Collar Workers − the San Francisco Study ». In : *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 37.2 (2011), p. 85-98. ISSN : 0355-3140. DOI : [10.5271/sjweh.3147](https://doi.org/10.5271/sjweh.3147) (cf. p. 147).
- [Hat81] H. HATZE. « Estimation of Myodynamic Parameter Values from Observations on Isometrically Contracting Muscle Groups ». In : *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 46.4 (1^{er} juill. 1981), p. 325-338. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/BF00422120](https://doi.org/10.1007/BF00422120) (cf. p. 55).

- [Hau+18] Hugo HAURAIX et al. « Force–Length Relationship Modeling of Wrist and Finger Flexor Muscles ». In : *Medicine & Science in Sports & Exercise* 50.11 (nov. 2018), p. 2311-2321. ISSN : 0195-9131. DOI : [10.1249/MSS.0000000000001690](https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001690) (cf. p. 58, 62, 65, 94, 95, 99, 103, 107, 134).
- [Hil38] A. V. HILL. « The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle ». In : *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 126.843 (1938), p. 136-195. ISSN : 0080-4649. JSTOR : [82135](https://www.jstor.org/stable/82135) (cf. p. 43, 61, 115, 138).
- [Hil51] A. V. HILL. « The Effect of Series Compliance on the Tension Developed in a Muscle Twitch ». In : *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 138.892 (1951), p. 325-329. ISSN : 0080-4649. JSTOR : [82742](https://www.jstor.org/stable/82742) (cf. p. 93).
- [HO16] Masaya HIRASHIMA et Tomomichi OYA. « How Does the Brain Solve Muscle Redundancy? Filling the Gap between Optimization and Muscle Synergy Hypotheses ». In : *Neuroscience Research. Body Representation in the Brain* 104 (1^{er} mars 2016), p. 80-87. ISSN : 0168-0102. DOI : [10.1016/j.neures.2015.12.008](https://doi.org/10.1016/j.neures.2015.12.008) (cf. p. 46).
- [Hod+03] P.w. HODGES et al. « Measurement of Muscle Contraction with Ultrasound Imaging ». In : *Muscle & Nerve* 27.6 (2003), p. 682-692. ISSN : 1097-4598. DOI : [10.1002/mus.10375](https://doi.org/10.1002/mus.10375) (cf. p. 49).
- [HW18] N C HOLT et C D WILLIAMS. « Can Strain Dependent Inhibition of Cross-Bridge Binding Explain Shifts in Optimum Muscle Length? » In : *Integrative and Comparative Biology* 58.2 (1^{er} août 2018), p. 174-185. ISSN : 1540-7063. DOI : [10.1093/icb/icy050](https://doi.org/10.1093/icb/icy050) (cf. p. 44).
- [HA14] Natalie C. HOLT et E. AZIZI. « What Drives Activation-Dependent Shifts in the Force–Length Curve? » In : *Biology Letters* 10.9 (30 sept. 2014), p. 20140651. DOI : [10.1098/rsbl.2014.0651](https://doi.org/10.1098/rsbl.2014.0651) (cf. p. 44).
- [HvD05] Marco J. M. HOOZEMANS et Jaap H. van DIEËN. « Prediction of Handgrip Forces Using Surface EMG of Forearm Muscles ». In : *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15.4 (1^{er} août 2005), p. 358-366. ISSN : 1050-6411. DOI : [10.1016/j.jelekin.2004.09.001](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.09.001) (cf. p. 49).
- [Hui99] Peter A HUIJING. « Muscle as a Collagen Fiber Reinforced Composite : A Review of Force Transmission in Muscle and Whole Limb ». In : *Journal of Biomechanics* 32.4 (1^{er} avr. 1999), p. 329-345. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(98\)00186-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00186-9) (cf. p. 44).
- [Hux57] H. E. HUXLEY. « The Double Array of Filaments in Cross-Striated Muscle ». In : *The Journal of Biophysical and Biochemical Cytology* 3.5 (25 sept. 1957), p. 631-648. ISSN : 0095-9901. DOI : [10.1083/jcb.3.5.631](https://doi.org/10.1083/jcb.3.5.631) (cf. p. 43, 44).

- [Ich+97] Y. ICHINOSE et al. « Estimation of Active Force-Length Characteristics of Human Vastus Lateralis Muscle ». In : *Cells Tissues Organs* 159.2-3 (1997), p. 78-83. ISSN : 1422-6405, 1422-6421. DOI : [10.1159/000147969](https://doi.org/10.1159/000147969) (cf. p. 44).
- [Imr91] Sheik N. IMRHAN. « The Influence of Wrist Position on Different Types of Pinch Strength ». In : *Applied Ergonomics* 22.6 (1^{er} déc. 1991), p. 379-384. ISSN : 0003-6870. DOI : [10.1016/0003-6870\(91\)90079-W](https://doi.org/10.1016/0003-6870(91)90079-W) (cf. p. 34, 37, 114, 128).
- [IR95] Sheik N. IMRHAN et Reza RAHMAN. « The Effects of Pinch Width on Pinch Strengths of Adult Males Using Realistic Pinch-Handle Coupling ». In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 16.2 (1^{er} août 1995), p. 123-134. ISSN : 0169-8141. DOI : [10.1016/0169-8141\(94\)00090-P](https://doi.org/10.1016/0169-8141(94)00090-P) (cf. p. 34).
- [IC14] Benjamin W. INFANTOLINO et John H. CHALLIS. « Measuring Subject Specific Muscle Model Parameters of the First Dorsal Interosseous In Vivo ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 42.6 (1^{er} juin 2014), p. 1331-1339. ISSN : 1573-9686. DOI : [10.1007/s10439-014-1002-z](https://doi.org/10.1007/s10439-014-1002-z) (cf. p. 52, 53, 55).
- [Ito+98] Masamitsu ITO et al. « Nonisometric Behavior of Fascicles during Isometric Contractions of a Human Muscle ». In : *Journal of Applied Physiology* 85.4 (oct. 1998), p. 1230-1235. ISSN : 8750-7587. DOI : [10.1152/jappl.1998.85.4.1230](https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.4.1230) (cf. p. 49).
- [JBS10] Jamie A. JOHNSTON et al. « Coordination of Intrinsic and Extrinsic Hand Muscle Activity as a Function of Wrist Joint Angle during Two-Digit Grasping ». In : *Neuroscience Letters* 474.2 (avr. 2010), p. 104-108. ISSN : 03043940. DOI : [10.1016/j.neulet.2010.03.017](https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.03.017) (cf. p. 115).
- [KAC89] Kenton R. KAUFMAN et al. « Incorporation of Muscle Architecture into the Muscle Length-Tension Relationship ». In : *Journal of Biomechanics* 22.8 (1^{er} jan. 1989), p. 943-948. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/0021-9290\(89\)90078-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90078-X) (cf. p. 55, 64, 85, 138).
- [Kaw+95] Satoru KAWAI et al. « Effects of Varied Surface Conditions on Regulation of Grip Force During Holding Tasks Using a Precision Grip ». In : *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* 44.5 (1995), p. 519-530. DOI : [10.7600/jspfsm1949.44.519](https://doi.org/10.7600/jspfsm1949.44.519) (cf. p. 37).
- [KF06] Yasuo KAWAKAMI et Tetsuo FUKUNAGA. « New Insights into In Vivo Human Skeletal Muscle Function ». In : *Exercise and Sport Sciences Reviews* 34.1 (jan. 2006), p. 16-21. ISSN : 0091-6331 (cf. p. 53).
- [KLH03] Motoshi KAYA et al. « Coordination of Medial Gastrocnemius and Soleus Forces during Cat Locomotion ». In : *Journal of Experimental Biology* 206.20 (15 oct. 2003), p. 3645-3655. ISSN : 0022-0949. DOI : [10.1242/jeb.00544](https://doi.org/10.1242/jeb.00544) (cf. p. 143).

- [Kei+19] Renée KEIJSERS et al. « Tennis Elbow ». In : *Shoulder & Elbow* 11.5 (1^{er} oct. 2019), p. 384-392. ISSN : 1758-5732. DOI : [10.1177/1758573218797973](https://doi.org/10.1177/1758573218797973) (cf. p. 131).
- [KW99] Peter J. KEIR et Richard P. WELLS. « Changes in Geometry of the Finger Flexor Tendons in the Carpal Tunnel with Wrist Posture and Tendon Load : An MRI Study on Normal Wrists ». In : *Clinical Biomechanics* 14.9 (1^{er} nov. 1999), p. 635-645. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/S0268-0033\(99\)00012-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00012-1) (cf. p. 52, 78, 80, 141, 147).
- [Kei+21] Peter J. KEIR et al. « Relationships and Mechanisms Between Occupational Risk Factors and Distal Upper Extremity Disorders ». In : *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 63.1 (fév. 2021), p. 5-31. ISSN : 0018-7208, 1547-8181. DOI : [10.1177/0018720819860683](https://doi.org/10.1177/0018720819860683) (cf. p. 135, 147).
- [KOG09] Abid Ali KHAN et al. « Effects of Combined Wrist Flexion/Extension and Forearm Rotation and Two Levels of Relative Force on Discomfort ». In : *Ergonomics* 52.10 (oct. 2009), p. 1265-1275. ISSN : 0014-0139, 1366-5847. DOI : [10.1080/00140130903040208](https://doi.org/10.1080/00140130903040208) (cf. p. 128).
- [KK11] Aaron M. KOCIOLEK et Peter J. KEIR. « Modelling Tendon Excursions and Moment Arms of the Finger Flexors : Anatomic Fidelity versus Function ». In : *Journal of Biomechanics* 44.10 (7 juill. 2011), p. 1967-1973. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2011.05.002](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.002) (cf. p. 75, 76).
- [KLM86] H KOENIG et al. « The Wrist : A Preliminary Report on High-Resolution MR Imaging. » In : *Radiology* 160.2 (1^{er} août 1986), p. 463-467. ISSN : 0033-8419. DOI : [10.1148/radiology.160.2.3726128](https://doi.org/10.1148/radiology.160.2.3726128) (cf. p. 52).
- [Kom+96] P. V. KOMI et al. « Optic Fibre as a Transducer of Tendon Muscular Forces ». In : *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 72.3 (1^{er} mai 1996), p. 278-280. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/BF00838652](https://doi.org/10.1007/BF00838652) (cf. p. 47).
- [KL05] Yong-Ku KONG et Brian D. LOWE. « Evaluation of Handle Diameters and Orientations in a Maximum Torque Task ». In : *International Journal of Industrial Ergonomics* 35.12 (1^{er} déc. 2005), p. 1073-1084. ISSN : 0169-8141. DOI : [10.1016/j.ergon.2005.04.009](https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.04.009) (cf. p. 34, 37, 39, 93, 99, 100, 137).
- [KHJ10] Yong-Ku KONG et al. « Crosstalk Effect on Surface Electromyogram of the Forearm Flexors during a Static Grip Task ». In : *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20.6 (1^{er} déc. 2010), p. 1223-1229. ISSN : 1050-6411. DOI : [10.1016/j.jelekin.2010.08.001](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.001) (cf. p. 50).
- [KJF06] Yongku KONG et al. « Wrist and Tendon Dynamics as Contributory Risk Factors in Work-Related Musculoskeletal Disorders ». In : *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing* 16.1 (2006), p. 83-105. ISSN : 1090-8471, 1520-6564. DOI : [10.1002/hfm.20043](https://doi.org/10.1002/hfm.20043) (cf. p. 135).

- [Kon+09] A. KONTAXIS et al. « A Framework for the Definition of Standardized Protocols for Measuring Upper-Extremity Kinematics ». In : *Clinical Biomechanics* 24.3 (1^{er} mars 2009), p. 246-253. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009) (cf. p. 86).
- [Kur+05] Katarzyna KURSA et al. « In Vivo Forces Generated by Finger Flexor Muscles Do Not Depend on the Rate of Fingertip Loading during an Isometric Task ». In : *Journal of Biomechanics* 38.11 (1^{er} nov. 2005), p. 2288-2293. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2004.07.035](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.07.035) (cf. p. 47, 137, 147).
- [Kur+06] Katarzyna KURSA et al. « In Vivo Flexor Tendon Forces Increase with Finger and Wrist Flexion during Active Finger Flexion and Extension ». In : *Journal of Orthopaedic Research* 24.4 (2006), p. 763-769. ISSN : 1554-527X. DOI : [10.1002/jor.20110](https://doi.org/10.1002/jor.20110) (cf. p. 136).
- [KV12] Jason J. KUTCH et Francisco J. VALERO-CUEVAS. « Challenges and New Approaches to Proving the Existence of Muscle Synergies of Neural Origin ». In : *PLOS Computational Biology* 8.5 (3 mai 2012), e1002434. ISSN : 1553-7358. DOI : [10.1371/journal.pcbi.1002434](https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1002434) (cf. p. 103, 129, 143).
- [Kwa+13] Li Khim KWAH et al. « Reliability and Validity of Ultrasound Measurements of Muscle Fascicle Length and Pennation in Humans : A Systematic Review ». In : *Journal of Applied Physiology* 114.6 (15 mars 2013), p. 761-769. ISSN : 8750-7587. DOI : [10.1152/jappphysiol.01430.2011](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01430.2011) (cf. p. 53).
- [LW86] David A. LABOSKY et Carol A. WAGGY. « Apparent Weakness of Median and Ulnar Motors in Radial Nerve Palsy ». In : *The Journal of Hand Surgery* 11.4 (1^{er} juill. 1986), p. 528-533. ISSN : 0363-5023. DOI : [10.1016/S0363-5023\(86\)80191-5](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(86)80191-5) (cf. p. 145).
- [Lan62] J. M. F. LANDSMEER. « Power Grip and Precision Handling ». In : *Annals of the Rheumatic Diseases* 21.2 (1^{er} juin 1962), p. 164-170. ISSN : 0003-4967, 1468-2060. DOI : [10.1136/ard.21.2.164](https://doi.org/10.1136/ard.21.2.164). pmid : [14461996](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14461996/) (cf. p. 32, 71, 107).
- [Lat10] Mark L LATASH. « Motor Synergies and the Equilibrium-Point Hypothesis ». In : *Motor Control* (avr. 2010). DOI : [10.1123/mcj.14.3.294](https://doi.org/10.1123/mcj.14.3.294) (cf. p. 33, 103).
- [LSS02] Mark L. LATASH et al. « Motor Control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability ». In : *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30.1 (jan. 2002), p. 26-31. ISSN : 0091-6331 (cf. p. 143).
- [Lee+15] Jong Hwa LEE et al. « Finger Muscle Attachments for an OpenSim Upper-Extremity Model ». In : *PLOS ONE* 10.4 (8 avr. 2015), e0121712. ISSN : 1932-6203. DOI : [10.1371/journal.pone.0121712](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0121712) (cf. p. 140, 141).

- [LS16] Julia-Ann LEE et Sreedharan SECHACHALAM. « The Effect of Wrist Position on Grip Endurance and Grip Strength ». In : *The Journal of Hand Surgery* 41.10 (1^{er} oct. 2016), e367-e373. ISSN : 0363-5023. DOI : [10.1016/j.jhsa.2016.07.100](https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2016.07.100) (cf. p. 39, 93).
- [Lee+08] Sang Wook LEE et al. « Estimation of the Effective Static Moment Arms of the Tendons in the Index Finger Extensor Mechanism ». In : *Journal of Biomechanics* 41.7 (1^{er} jan. 2008), p. 1567-1573. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2008.02.008](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.008) (cf. p. 25, 130).
- [LD95] J. S. LEEDHAM et J. J. DOWLING. « Force-Length, Torque-Angle and EMG-joint Angle Relationships of the Human in Vivo Biceps Brachii ». In : *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70.5 (1^{er} sept. 1995), p. 421-426. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/BF00618493](https://doi.org/10.1007/BF00618493) (cf. p. 55).
- [LC96] Michel A. LEMAY et Patrick E. CRAGO. « A Dynamic Model for Simulating Movements of the Elbow, Forearm, and Wrist ». In : *Journal of Biomechanics* 29.10 (1^{er} oct. 1996), p. 1319-1330. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/0021-9290\(96\)00026-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)00026-7) (cf. p. 62, 71, 75, 76, 140).
- [LEH08] R. R. LEMOS et al. « Modeling of Skeletal Muscle : The Influence of Tendon and Aponeuroses Compliance on the Force–Length Relationship ». In : *Medical & Biological Engineering & Computing* 46.1 (1^{er} jan. 2008), p. 23-32. ISSN : 1741-0444. DOI : [10.1007/s11517-007-0259-x](https://doi.org/10.1007/s11517-007-0259-x) (cf. p. 65).
- [Li02] Zong-Ming LI. « The Influence of Wrist Position on Individual Finger Forces during Forceful Grip ». In : *The Journal of Hand Surgery* 27.5 (sept. 2002), p. 886-896. ISSN : 03635023. DOI : [10.1053/jhsu.2002.35078](https://doi.org/10.1053/jhsu.2002.35078) (cf. p. 25, 34, 39, 93, 99, 100, 128, 131).
- [LLZ98] Zong-Ming LI et al. « Force Sharing among Fingers as a Model of the Redundancy Problem ». In : *Experimental Brain Research* 119.3 (1^{er} mars 1998), p. 276-286. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s002210050343](https://doi.org/10.1007/s002210050343) (cf. p. 35, 114, 128, 139, 146).
- [Lic+18] Glen A. LICHTWARK et al. « Microendoscopy Reveals Positive Correlation in Multiscale Length Changes and Variable Sarcomere Lengths across Different Regions of Human Muscle ». In : *Journal of Applied Physiology* 125.6 (1^{er} déc. 2018), p. 1812-1820. ISSN : 8750-7587. DOI : [10.1152/jappphysiol.00480.2018](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00480.2018) (cf. p. 48).
- [LLF97] R L LIEBER et al. « Intraoperative Sarcomere Length Measurements Reveal Differential Design of Human Wrist Extensor Muscles. » In : *Journal of Experimental Biology* 200.1 (avr. 1997), p. 19-25. ISSN : 0022-0949, 1477-9145 (cf. p. 48).

- [LF98] Richard L LIEBER et Jan FRIDÉN. « Musculoskeletal Balance of the Human Wrist Elucidated Using Intraoperative Laser Diffraction ». In : *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8.2 (avr. 1998), p. 93-100. ISSN : 1050-6411. DOI : [10/c9dhmw](https://doi.org/10/c9dhmw) (cf. p. 48).
- [Lie+92] Richard L LIEBER et al. « Architecture of Selected Muscles of the Arm and Forearm : Anatomy and Implications for Tendon Transfer ». In : *The Journal of Hand Surgery* 17.5 (sept. 1992), p. 787-798. ISSN : 03635023. DOI : [10.1016/0363-5023\(92\)90444-T](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90444-T) (cf. p. 94).
- [LW11] Richard L. LIEBER et Samuel R. WARD. « Skeletal Muscle Design to Meet Functional Demands ». In : *Philosophical Transactions of the Royal Society B : Biological Sciences* 366.1570 (27 mai 2011), p. 1466-1476. DOI : [10.1098/rstb.2010.0316](https://doi.org/10.1098/rstb.2010.0316) (cf. p. 45, 144).
- [LFB90] Richard L. LIEBER et al. « Architecture of Selected Wrist Flexor and Extensor Muscles ». In : *Journal of Hand Surgery* 15.2 (mars 1990), p. 244-250. ISSN : 15316564. DOI : [10.1016/0363-5023\(90\)90103-X](https://doi.org/10.1016/0363-5023(90)90103-X). pmid : [2324452](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2324452/) (cf. p. 55, 94).
- [Lle+08] Michael E. LLEWELLYN et al. « Minimally Invasive High-Speed Imaging of Sarcomere Contractile Dynamics in Mice and Humans ». In : *Nature* 454.7205 (7205 août 2008), p. 784-788. ISSN : 1476-4687. DOI : [10.1038/nature07104](https://doi.org/10.1038/nature07104) (cf. p. 48).
- [LB03] David G LLOYD et Thor F BESIER. « An EMG-driven Musculoskeletal Model to Estimate Muscle Forces and Knee Joint Moments in Vivo ». In : *Journal of Biomechanics* 36.6 (1^{er} juin 2003), p. 765-776. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(03\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00010-1) (cf. p. 44).
- [Mag01] C. N. MAGANARIS. « Force-Length Characteristics of *in Vivo* Human Skeletal Muscle : In Vivo Muscle Force-Length Relation ». In : *Acta Physiologica Scandinavica* 172.4 (10 août 2001), p. 279-285. ISSN : 00016772. DOI : [10.1046/j.1365-201x.2001.00799.x](https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.2001.00799.x) (cf. p. 45, 53, 55).
- [Mag03] Constantinos N. MAGANARIS. « Force-Length Characteristics of the *in Vivo* Human Gastrocnemius Muscle ». In : *Clinical Anatomy* 16.3 (2003), p. 215-223. ISSN : 1098-2353. DOI : [10.1002/ca.10064](https://doi.org/10.1002/ca.10064) (cf. p. 53, 55, 137).
- [MZL11] J. R. MARTIN et al. « Multi-Finger Interaction during Involuntary and Voluntary Single Finger Force Changes ». In : *Experimental Brain Research* 208.3 (1^{er} fév. 2011), p. 423-435. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-010-2492-z](https://doi.org/10.1007/s00221-010-2492-z) (cf. p. 128, 130).
- [Mar+13] Joel R. MARTIN et al. « Changes in the Flexor Digitorum Profundus Tendon Geometry in the Carpal Tunnel Due to Force Production and Posture of Metacarpophalangeal Joint of the Index Finger : An MRI Study ». In : *Clinical Biomechanics* 28.2 (1^{er} fév. 2013), p. 157-163. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/j.clinbiomech.2012.11.004](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.11.004) (cf. p. 52).

- [MK18] Stephen E. MAY et Peter J. KEIR. « Effect of Wrist Posture, Rate of Force Development/Relaxation, and Isotonic Contractions on Finger Force Independence ». In : *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Neuro-mechanics of Fine Hand-Motor Tasks 38 (1^{er} fév. 2018), p. 215-223. ISSN : 1050-6411. DOI : [10.1016/j.jelekin.2017.11.014](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.014) (cf. p. 51).
- [McF+21] Daniel C. MCFARLAND et al. « A Musculoskeletal Model of the Hand and Wrist Capable of Simulating Functional Tasks ». In : (30 déc. 2021), p. 2021.12.28.474357. DOI : [10.1101/2021.12.28.474357](https://doi.org/10.1101/2021.12.28.474357) (cf. p. 142).
- [Met+08] Cheryl D. METCALF et al. « Validation and Application of a Computational Model for Wrist and Hand Movements Using Surface Markers ». In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 55.3 (mars 2008), p. 1199-1210. ISSN : 1558-2531. DOI : [10.1109/TBME.2007.908087](https://doi.org/10.1109/TBME.2007.908087) (cf. p. 87, 105, 119).
- [Miy+04] Masae MIYATANI et al. « The Accuracy of Volume Estimates Using Ultrasound Muscle Thickness Measurements in Different Muscle Groups ». In : *European Journal of Applied Physiology* 91.2 (1^{er} mars 2004), p. 264-272. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/s00421-003-0974-4](https://doi.org/10.1007/s00421-003-0974-4) (cf. p. 53).
- [MK03] Jeremy MOGK et Peter KEIR. « The Effects of Posture on Forearm Muscle Loading during Gripping ». In : *Ergonomics* 46.9 (1^{er} juill. 2003), p. 956-975. ISSN : 0014-0139. DOI : [10.1080/0014013031000107595](https://doi.org/10.1080/0014013031000107595). pmid : [12775491](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12775491/) (cf. p. 49, 114).
- [MHG85] James M. MORAN et al. « Finger Joint Contact Areas and Pressures ». In : *Journal of Orthopaedic Research* 3.1 (1985), p. 49-55. ISSN : 1554-527X. DOI : [10.1002/jor.1100030106](https://doi.org/10.1002/jor.1100030106) (cf. p. 47).
- [MAC99] J. M. MUGGLETON et al. « Hand and Arm Injuries Associated with Repetitive Manual Work in Industry : A Review of Disorders, Risk Factors and Preventive Measures ». In : *Ergonomics* 42.5 (mai 1999), p. 714-739. ISSN : 0014-0139, 1366-5847. DOI : [10.1080/001401399185405](https://doi.org/10.1080/001401399185405) (cf. p. 103, 135).
- [Nap56] J R NAPIER. « The Prehensile Movements of the Human Hand ». In : *The Journal Of Bone and Joint Surgery* 38 B.4 (1956), p. 902-913. ISSN : 0301-620X. DOI : [10.1007/978-1-4471-5451-8{_}85](https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8{_}85) (cf. p. 32).
- [Net+19] Frank H NETTER et al. *Atlas of Human Anatomy*. 2019. ISBN : 978-0-323-39322-5 (cf. p. 21, 23, 25, 28, 29, 119).
- [Neu02] Donald A. NEUMANN. *Kinesiology of the Musculoskeletal System : Foundations for Rehabilitation*. 2002. ISBN : 978-0-323-52799-6 (cf. p. 40).
- [ODr+92] Shawn W. O'DRISCOLL et al. « The Relationship between Wrist Position, Grasp Size, and Grip Strength ». In : *The Journal of Hand Surgery* 17.1 (1^{er} jan. 1992), p. 169-177. ISSN : 0363-5023. DOI : [10.1016/0363-5023\(92\)90136-D](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90136-D) (cf. p. 34, 39, 40, 46, 56, 68, 93, 99, 109, 137).

- [Ott88] E OTTEN. « Concepts and Models of Functional Architecture in Skeletal Muscle ». In : *Exercise and Sport Sciences Reviews* 16.1 (mai 1988), p. 89. ISSN : 0091-6331. DOI : [10.1249/00003677-198800160-00006](https://doi.org/10.1249/00003677-198800160-00006) (cf. p. [43-45](#), [64](#), [93](#), [115](#)).
- [Ott87] E. OTTEN. « A Myocybernetic Model of the Jaw System of the Rat ». In : *Journal of Neuroscience Methods* 21.2 (1^{er} oct. 1987), p. 287-302. ISSN : 0165-0270. DOI : [10.1016/0165-0270\(87\)90123-3](https://doi.org/10.1016/0165-0270(87)90123-3) (cf. p. [61](#), [85](#)).
- [Pac10] Florent PACLET. « Analyse Biomécanique Des Transferts Tendineux de La Main (Technique Tsugé) - Modélisation Des Tensions - Suivi Longitudinal Des Patients ». These en préparation. Grenoble, 2010 (cf. p. [71](#), [75](#), [76](#), [82](#), [83](#), [140](#)).
- [PQ12] Florent PACLET et Franck QUAINÉ. « Motor Control Theories Improve Biomechanical Model of the Hand for Finger Pressing Tasks ». In : *Journal of Biomechanics* 45.7 (30 avr. 2012), p. 1246-1251. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2012.01.038](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.038) (cf. p. [114](#)).
- [Pal+85] Andrew K. PALMER et al. « Functional Wrist Motion : A Biomechanical Study ». In : *Journal of Hand Surgery* 10.1 (1^{er} jan. 1985), p. 39-46. ISSN : 0363-5023, 1531-6564. DOI : [10.1016/S0363-5023\(85\)80246-X](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(85)80246-X) (cf. p. [23](#)).
- [PRV04] Jonathan L. PEARLMAN et al. « The Fundamental Thumb-Tip Force Vectors Produced by the Muscles of the Thumb ». In : *Journal of Orthopaedic Research* 22.2 (2004), p. 306-312. ISSN : 1554-527X. DOI : [10.1016/j.orthres.2003.08.001](https://doi.org/10.1016/j.orthres.2003.08.001) (cf. p. [47](#)).
- [PL95] G. PIAZZESI et V. LOMBARDI. « A Cross-Bridge Model That Is Able to Explain Mechanical and Energetic Properties of Shortening Muscle ». In : *Biophysical Journal* 68.5 (1^{er} mai 1995), p. 1966-1979. ISSN : 0006-3495. DOI : [10.1016/S0006-3495\(95\)80374-7](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(95)80374-7) (cf. p. [43](#)).
- [Pio+19] E. PIOVANELLI et al. « Estimating Deep Muscles Activation from High Density Surface EMG Using Graph Theory ». In : *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Toronto, ON, Canada : IEEE, juin 2019, p. 405-410. ISBN : 978-1-72812-755-2. DOI : [10.1109/ICORR.2019.8779462](https://doi.org/10.1109/ICORR.2019.8779462) (cf. p. [140](#)).
- [QVM03] Franck QUAINÉ et al. « Effect of Simulated Rock Climbing Finger Postures on Force Sharing among the Fingers ». In : *Clinical Biomechanics* 18.5 (1^{er} juin 2003), p. 385-388. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/S0268-0033\(03\)00045-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00045-7) (cf. p. [35](#)).
- [RW69] P. M. H. RACK et D. R. WESTBURY. « The Effects of Length and Stimulus Rate on Tension in the Isometric Cat Soleus Muscle ». In : *The Journal of Physiology* 204.2 (oct. 1969), p. 443-460. ISSN : 0022-3751. pmid : [5824646](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5824646/) (cf. p. [44](#)).

- [RMH99] D. E. RASSIER et al. « Length Dependence of Active Force Production in Skeletal Muscle ». In : *Journal of Applied Physiology* 86.5 (1^{er} mai 1999), p. 1445-1457. ISSN : 8750-7587. DOI : [10.1152/jappl.1999.86.5.1445](https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.5.1445) (cf. p. 44, 45).
- [Rav+04] Bérangère RAVARY et al. « Strain and Force Transducers Used in Human and Veterinary Tendon and Ligament Biomechanical Studies ». In : *Clinical Biomechanics* 19.5 (1^{er} juin 2004), p. 433-447. ISSN : 0268-0033. DOI : [10.1016/j.clinbiomech.2004.01.008](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.01.008) (cf. p. 47).
- [Reh+20] Christine REHWALD et al. « 3T Magnetic Resonance Imaging of the Wrist Tendons ». In : *Topics in Magnetic Resonance Imaging* 29.5 (oct. 2020), p. 221-235. ISSN : 1536-1004. DOI : [10.1097/RMR.000000000000255](https://doi.org/10.1097/RMR.000000000000255) (cf. p. 52).
- [RS03] Karen T. REILLY et Marc H. SCHIEBER. « Incomplete Functional Subdivision of the Human Multitendoned Finger Muscle Flexor Digitorum Profundus : An Electromyographic Study ». In : *Journal of Neurophysiology* 90.4 (1^{er} oct. 2003), p. 2560-2570. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.00287.2003](https://doi.org/10.1152/jn.00287.2003) (cf. p. 50).
- [Rei+19] Lisa REISSNER et al. « Assessment of Hand Function during Activities of Daily Living Using Motion Tracking Cameras : A Systematic Review ». In : *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine* 233.8 (1^{er} août 2019), p. 764-783. ISSN : 0954-4119. DOI : [10.1177/0954411919851302](https://doi.org/10.1177/0954411919851302) (cf. p. 49).
- [Ros+12] Jeremy ROSSI et al. « Characterisation of Forces Exerted by the Entire Hand during the Power Grip : Effect of the Handle Diameter ». In : *Ergonomics* 55.6 (2012), p. 682-692. DOI : [10.1080/00140139.2011.652195](https://doi.org/10.1080/00140139.2011.652195) (cf. p. 34, 93, 100, 104, 105).
- [RBH94] B. ROSZEK et al. « Decreasing Stimulation Frequency-Dependent Length-Force Characteristics of Rat Muscle ». In : *Journal of Applied Physiology* 77.5 (nov. 1994), p. 2115-2124. ISSN : 8750-7587. DOI : [10.1152/jappl.1994.77.5.2115](https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.5.2115) (cf. p. 44).
- [Rub+12] Jonas RUBENSON et al. « On the Ascent : The Soleus Operating Length Is Conserved to the Ascending Limb of the Force–Length Curve across Gait Mechanics in Humans ». In : *Journal of Experimental Biology* 215.20 (15 oct. 2012), p. 3539-3551. ISSN : 0022-0949. DOI : [10.1242/jeb.070466](https://doi.org/10.1242/jeb.070466) (cf. p. 144).
- [Ryu+91] Jaiyoung RYU et al. « Functional Ranges of Motion of the Wrist Joint ». In : *The Journal of Hand Surgery* 16.3 (1^{er} mai 1991), p. 409-419. ISSN : 0363-5023. DOI : [10.1016/0363-5023\(91\)90006-W](https://doi.org/10.1016/0363-5023(91)90006-W) (cf. p. 22).

- [San+15] Gabriel N. SANCHEZ et al. « In Vivo Imaging of Human Sarcomere Twitch Dynamics in Individual Motor Units ». In : *Neuron* 88.6 (16 déc. 2015), p. 1109-1120. ISSN : 0896-6273. DOI : [10.1016/j.neuron.2015.11.022](https://doi.org/10.1016/j.neuron.2015.11.022) (cf. p. 48).
- [San+14] Joaquín L. SANCHO-BRU et al. « Grasp Modelling with a Biomechanical Model of the Hand ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17.4 (12 mars 2014), p. 297-310. ISSN : 1025-5842. DOI : [10.1080/10255842.2012.682156](https://doi.org/10.1080/10255842.2012.682156). pmid : 22587336 (cf. p. 41).
- [San+03] Joaquín L. SANCHO-BRU et al. « A 3D Biomechanical Model of the Hand for Power Grip ». In : *Journal of Biomechanical Engineering* 125.1 (14 fév. 2003), p. 78-83. ISSN : 0148-0731. DOI : [10.1115/1.1532791](https://doi.org/10.1115/1.1532791) (cf. p. 54, 59, 142).
- [SFS02] Marco SANTELLO et al. « Patterns of Hand Motion during Grasping and the Influence of Sensory Guidance ». In : *Journal of Neuroscience* 22.4 (mai 2002), p. 1426-1435. ISSN : 0270-6474, 1529-2401. DOI : [10.1523/JNEUROSCI.22-04-01426.2002](https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.22-04-01426.2002) (cf. p. 38, 93).
- [Sch+92] Frédéric SCHUIND et al. « Flexor Tendon Forces : In Vivo Measurements ». In : *The Journal of Hand Surgery* 17.2 (1^{er} mars 1992), p. 291-298. ISSN : 0363-5023. DOI : [10.1016/0363-5023\(92\)90408-H](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90408-H) (cf. p. 47, 147).
- [SA08] Na Jin SEO et Thomas J. ARMSTRONG. « Investigation of Grip Force, Normal Force, Contact Area, Hand Size, and Handle Size for Cylindrical Handles ». In : *Human Factors* 50.5 (1^{er} oct. 2008), p. 734-744. ISSN : 0018-7208. DOI : [10.1518/001872008X354192](https://doi.org/10.1518/001872008X354192) (cf. p. 89).
- [Seo+11] Na Jin SEO et al. « Grip Surface Affects Maximum Pinch Force ». In : *Human Factors* 53.6 (1^{er} déc. 2011), p. 740-748. ISSN : 0018-7208. DOI : [10.1177/0018720811420256](https://doi.org/10.1177/0018720811420256) (cf. p. 37).
- [SMM11] Ryota SHIMOSE et al. « Effect of Submaximal Isometric Wrist Extension Training on Grip Strength ». In : *European Journal of Applied Physiology* 111.3 (1^{er} mars 2011), p. 557-565. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/s00421-010-1675-4](https://doi.org/10.1007/s00421-010-1675-4) (cf. p. 67, 100, 145).
- [Smi+80] J. L. SMITH et al. « Rapid Ankle Extension during Paw Shakes : Selective Recruitment of Fast Ankle Extensors ». In : *Journal of Neurophysiology* 43.3 (1^{er} mars 1980), p. 612-620. ISSN : 0022-3077, 1522-1598. DOI : [10.1152/jn.1980.43.3.612](https://doi.org/10.1152/jn.1980.43.3.612) (cf. p. 143).
- [Smi+07] N C SMITH et al. « Muscle Moment Arms of Pelvic Limb Muscles of the Ostrich (*Struthio Camelus*) ». In : *Journal of anatomy* 211.3 (1^{er} sept. 2007), p. 313-324. ISSN : 1469-7580. DOI : [10.1111/j.1469-7580.2007.00762.x](https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2007.00762.x). pmid : 17608640 (cf. p. 144).

- [Sni+87] C J SNIJDERS et al. « Provocation of Epicondylalgia Lateralis (Tennis Elbow) by Power Grip or Pinching ». In : *Medicine and science in sports and exercise* 19.5 (1^{er} oct. 1987), p. 518-523. ISSN : 1530-0315. pmid : [3683157](#) (cf. p. [41](#), [49](#), [59](#), [67](#), [70](#), [92](#), [114](#), [129](#), [131](#), [145](#)).
- [SF97] John F SOECHTING et Martha FLANDERS. « Flexibility and Repeatability of Finger Movements during Typing : Analysis of Multiple Degrees of Freedom ». In : *Journal of Computational Neuroscience* 4.1 (mars 1997), p. 29-46. ISSN : 1573-6873. DOI : [10.1023/A:1008812426305](#) (cf. p. [93](#)).
- [SW84] D. G. STEPHENSON et I. R. WENDT. « Length Dependence of Changes in Sarcolemmal Calcium Concentration and Myofibrillar Calcium Sensitivity in Striated Muscle Fibres ». In : *Journal of Muscle Research & Cell Motility* 5.3 (1^{er} juin 1984), p. 243-272. ISSN : 1573-2657. DOI : [10.1007/BF00713107](#) (cf. p. [44](#)).
- [Tan+17] Noriko I. TANAKA et al. « Reliability of Size and Echo Intensity of Abdominal Skeletal Muscles Using Extended Field-of-View Ultrasound Imaging ». In : *European Journal of Applied Physiology* 117.11 (1^{er} nov. 2017), p. 2263-2270. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/s00421-017-3713-y](#) (cf. p. [53](#)).
- [Tan+11] Yoshitaka TANAKA et al. « Effect of Elbow and Forearm Position on Contact Pressure Between the Extensor Origin and the Lateral Side of the Capitulum ». In : *The Journal of Hand Surgery* 36.1 (1^{er} jan. 2011), p. 81-88. ISSN : 0363-5023. DOI : [10.1016/j.jhsa.2010.10.005](#) (cf. p. [147](#)).
- [TBH08] Pramodsingh H THAKUR et al. « Multidigit Movement Synergies of the Human Hand in an Unconstrained Haptic Exploration Task ». In : *Journal of Neuroscience* 28.6 (mars 2008), p. 1271-1281. ISSN : 0270-6474, 1529-2401. DOI : [10.1523/jneurosci.4512-07.2008](#) (cf. p. [93](#)).
- [Tho+07] J. F. THOMSEN et al. « Risk Factors for Hand-Wrist Disorders in Repetitive Work ». In : *Occupational and Environmental Medicine* 64.8 (1^{er} août 2007), p. 527-533. ISSN : 1351-0711, 1470-7926. DOI : [10.1136/oem.2005.021170](#). pmid : [17387137](#) (cf. p. [147](#)).
- [TJ02] Emanuel TODOROV et Michael I. JORDAN. « Optimal Feedback Control as a Theory of Motor Coordination ». In : *Nature Neuroscience* 5.11 (nov. 2002), p. 1226-1235. ISSN : 1097-6256, 1546-1726. DOI : [10.1038/nn963](#) (cf. p. [46](#), [143](#)).
- [TJ09] Matthew C TRESCH et Anthony JARC. « The Case for and against Muscle Synergies ». In : *Current Opinion in Neurobiology. Motor Systems • Neurology of Behaviour* 19.6 (1^{er} déc. 2009), p. 601-607. ISSN : 0959-4388. DOI : [10.1016/j.conb.2009.09.002](#) (cf. p. [143](#)).
- [UKS89] Y. UNO et al. « Formation and Control of Optimal Trajectory in Human Multijoint Arm Movement ». In : *Biological Cybernetics* 61.2 (1^{er} juin 1989), p. 89-101. ISSN : 1432-0770. DOI : [10.1007/BF00204593](#) (cf. p. [38](#)).

- [VZB98] Francisco J VALERO-CUEVAS et al. « Large Index-Fingertip Forces Are Produced by Subject-Independent Patterns of Muscle Excitation ». In : *Journal of Biomechanics* 31.8 (1^{er} août 1998), p. 693-703. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(98\)00082-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00082-7) (cf. p. 54, 142).
- [VTH00] Francisco J. VALERO-CUEVAS et al. « Quantification of Fingertip Force Reduction in the Forefinger Following Simulated Paralysis of Extensor and Intrinsic Muscles ». In : *Journal of Biomechanics* 33.12 (1^{er} déc. 2000), p. 1601-1609. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(00\)00131-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00131-7) (cf. p. 47).
- [VVT09] Francisco J. VALERO-CUEVAS et al. « Structured Variability of Muscle Activations Supports the Minimal Intervention Principle of Motor Control ». In : *Journal of Neurophysiology* 102.1 (1^{er} juill. 2009), p. 59-68. ISSN : 0022-3077. DOI : [10.1152/jn.90324.2008](https://doi.org/10.1152/jn.90324.2008) (cf. p. 46, 50).
- [Van+92] F. C. T. VAN DER HELM et al. « Geometry Parameters for Musculoskeletal Modelling of the Shoulder System ». In : *Journal of Biomechanics* 25.2 (1^{er} fév. 1992), p. 129-144. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/0021-9290\(92\)90270-B](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90270-B) (cf. p. 41).
- [VQ06] Laurent VIGOUROUX et Franck QUAINÉ. « Fingertip Force and Electromyography of Finger Flexor Muscles during a Prolonged Intermittent Exercise in Elite Climbers and Sedentary Individuals ». In : *Journal of Sports Sciences* 24.2 (fév. 2006), p. 181-186. ISSN : 02640414 (cf. p. 49).
- [Vig+07] Laurent VIGOUROUX et al. « Using EMG Data to Constrain Optimization Procedure Improves Finger Tendon Tension Estimations during Static Fingertip Force Production ». In : *Journal of Biomechanics* 40.13 (1^{er} jan. 2007), p. 2846-2856. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2007.03.010](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.010) (cf. p. 50, 54, 55).
- [Vig+11] Laurent VIGOUROUX et al. « Finger Force Sharing during an Adapted Power Grip Task ». In : *Neuroscience Letters* 504.3 (31 oct. 2011), p. 290-294. ISSN : 0304-3940. DOI : [10.1016/j.neulet.2011.09.050](https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.09.050) (cf. p. 35, 90, 104, 114).
- [VGB15] Laurent VIGOUROUX et al. « Estimation of Hand and Wrist Muscle Capacities in Rock Climbers ». In : *European Journal of Applied Physiology* 115.5 (1^{er} mai 2015), p. 947-957. ISSN : 1439-6327. DOI : [10.1007/s00421-014-3076-6](https://doi.org/10.1007/s00421-014-3076-6) (cf. p. 106, 119).
- [Vig+17] Laurent VIGOUROUX et al. « Assessment of the Risk and Biomechanical Consequences of Lateral Epicondylalgia by Estimating Wrist and Finger Muscle Capacities in Tennis Players ». In : *Sports Biomechanics* 16.4 (nov. 2017), p. 434-451. ISSN : 14763141 (cf. p. 131).

- [Wak+11] James M. WAKELING et al. « Movement Mechanics as a Determinate of Muscle Structure, Recruitment and Coordination ». In : *Philosophical Transactions of the Royal Society B : Biological Sciences* 366.1570 (27 mai 2011), p. 1554-1564. DOI : [10.1098/rstb.2010.0294](https://doi.org/10.1098/rstb.2010.0294) (cf. p. 143).
- [Wan+18] Ying-Chih WANG et al. « Hand-Grip Strength : Normative Reference Values and Equations for Individuals 18 to 85 Years of Age Residing in the United States ». In : *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 48.9 (1^{er} sept. 2018), p. 685-693. ISSN : 0190-6011. DOI : [10.2519/jospt.2018.7851](https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7851) (cf. p. 37).
- [Web+15] J. E. WEBER et al. « Tensile Mechanical Properties of Human Forearm Tendons ». In : *Journal of Hand Surgery (European Volume)* 40.7 (sept. 2015), p. 711-719. ISSN : 1753-1934, 2043-6289. DOI : [10.1177/1753193415584715](https://doi.org/10.1177/1753193415584715) (cf. p. 65).
- [Wei+86] K L WEISS et al. « High-Field MR Surface-Coil Imaging of the Hand and Wrist. Part I. Normal Anatomy. » In : *Radiology* 160.1 (1^{er} juill. 1986), p. 143-146. ISSN : 0033-8419. DOI : [10.1148/radiology.160.1.3715025](https://doi.org/10.1148/radiology.160.1.3715025) (cf. p. 52).
- [WJ84] G WESTLING et R S JOHANSSON. « Factors Influencing the Force Control during Precision Grip ». In : *Experimental Brain Research* 53.2 (mai 1984), p. 277-284. ISSN : 0014-4819, 1432-1106. DOI : [10.1007/BF00238156](https://doi.org/10.1007/BF00238156) (cf. p. 37).
- [Wim+09] Bryan WIMER et al. « Development of a New Dynamometer for Measuring Grip Strength Applied on a Cylindrical Handle ». In : *Medical Engineering & Physics* 31.6 (1^{er} juill. 2009), p. 695-704. ISSN : 1350-4533. DOI : [10.1016/j.medengphy.2009.01.009](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.01.009) (cf. p. 89).
- [Win09] David A. WINTER. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, 12 oct. 2009. 384 p. ISBN : 978-0-470-39818-0. Google Books : [_bFHL08IWfwC](https://books.google.com/books?id=_bFHL08IWfwC) (cf. p. 42, 49, 55).
- [Wu+02] Ge WU et al. « ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion—Part I : Ankle, Hip, and Spine ». In : *Journal of Biomechanics* 35.4 (1^{er} avr. 2002), p. 543-548. ISSN : 0021-9290. DOI : [10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6) (cf. p. 86).
- [Wu+05] Ge WU et al. « 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 ». In : *Journal of Biomechanics* 38.5 (mars 2005), p. 981-992. ISSN : 0021-9290, 1873-2380. DOI : [10.1016/j.jbiomech.2004.05.042](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042) (cf. p. 86).

- [Zaj89] F. E. ZAJAC. « Muscle and Tendon : Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control ». In : *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17.4 (1989), p. 359-411. ISSN : 0278-940X. pmid : [2676342](#) (cf. p. [42](#), [44](#), [45](#), [51](#), [54](#), [65](#), [115](#), [138](#)).
- [Zan70] Eduardo ZANCOLLI. « Structural and Dynamic Bases of Hand Surgery ». In : *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 49.5 (oct. 1970), p. 321. ISSN : 0894-9115 (cf. p. [25](#)).
- [ZGL05] Vladimir M. ZATSIORSKY et al. « Motor Control Goes beyond Physics : Differential Effects of Gravity and Inertia on Finger Forces during Manipulation of Hand-Held Objects ». In : *Experimental Brain Research* 162.3 (1^{er} avr. 2005), p. 300-308. ISSN : 1432-1106. DOI : [10.1007/s00221-004-2152-2](#) (cf. p. [114](#)).

ANNEXES

A. Article : "Complex couplings between joints, muscles and performance : the role of the wrist in grasping"

OPEN

Complex couplings between joints, muscles and performance: the role of the wrist in grasping

Mathieu Caumes^{1,2*}, Benjamin Goislard de Monsabert^{1,2*}, Hugo Hauraix^{1,3}, Eric Berton^{1,3} & Laurent Vigouroux^{1,3}

The relationship between posture, muscle length properties and performance remains unclear, because of a lack of quantitative data. Studies on grasping tasks suggested that wrist position could favour the extrinsic finger flexor in regards to their length to maximise grip force performance. The present study aimed at providing quantitative evidence of the links between wrist posture, muscle capacities and grip capabilities. It combines experimental measurements and a musculoskeletal model including the force-length relationship of the four prime muscles used in grasping. Participants exerted their maximum grip force on a cylindrical dynamometer in four different wrist postures, including one freely chosen by participants (spontaneous). A musculoskeletal model computed the muscle force level and length from motion capture and muscle activation. Results revealed that participants exerted maximum grip force spontaneously, with a loss of force when using other postures. At muscle force and length level, grip force variation seems to be associated with all the muscles under study. This observation led to a first quantitative link between power grip, posture and muscle properties, which could provide more insight into neuromechanical interaction involved when grasping. The design of ergonomic devices could also benefit from this quantification of the relationship between wrist angle and muscle length properties.

Prehension is a crucial capability for our day-to-day activities. It allows us to manipulate a vast range of objects of different sizes and shapes during numerous tasks that may require both precision and/or forceful exertion. Although we perform grasping tasks naturally, such action requires the coordination of the multiple degrees of freedom of the fingers and the wrist, and the numerous muscles of the forearm and the palm to meet both the mechanical constraints (e.g. object stability and force level), and the task goal (e.g. hold, throw, write, etc). Furthermore, the specific anatomical configuration of the hand involves strong coupling between the wrist and the finger joints, since several finger muscles, called extrinsic, originate in the forearm and insert via long tendons on distal phalanges. During grasping tasks, these muscles are solicited to exert forces on the object and concomitantly create action at the wrist, meaning that gripping actions are inherently linked to the mechanical equilibrium of the wrist^{1,2}. This illustrates the inherent couplings between task constraints - here the force level - and biomechanical properties - here the wrist equilibrium. Although the existence of this biomechanical functioning has been known for many years, the way such wrist-finger muscular interactions influence the control of grasping is still not fully understood. Some studies have reported stereotypical movement in reach to grasp task^{3,4} and typing⁵ even if a large number of joints is involved. These results suggest that there is a limited number of joint postures for successfully grasping an object. For the finger postures, this behaviour is understandable, since the shape and size of an object will constrain the finger joints. On the contrary for the wrist joint, it is surprising that participants spontaneously choose a specific wrist position⁶ when exerting a maximum grip force while the wrist can potentially move freely in a wide range of positions. More interestingly, this spontaneous posture resulted in the highest grip force compared with other positions. Knowing that the extrinsic flexor muscles simultaneously produce the grip force and act at the wrist, it has been suggested that this spontaneous wrist position corresponds to a more advantageous configuration for such muscles. Hence, the posture that allows the best force capabilities may emerge spontaneously from anatomical properties to satisfy both the mechanical constraints and the goal of the task. This hypothesis is particularly interesting as it suggests a direct link between the local constraints of the

¹Institute of Movement Sciences, National Centre for Scientific Research, Aix-Marseille University, Marseille, 13009, France. ²These authors contributed equally: Mathieu Caumes and Benjamin Goislard De Monsabert. ³These authors jointly supervised this work: Hugo Hauraix, Eric Berton and Laurent Vigouroux. *email: mathieu.caumes@univ-amu.fr; benjamin.goislard-de-monsabert@univ-amu.fr

neuromusculoskeletal system, dictated by joint and muscle couplings, and the task requirements. Unfortunately, because of a lack of quantitative information on the way the wrist posture influences muscle force capacities, the hypothesis has never been confirmed.

Several studies have evaluated the interactions between wrist posture and hand force production during pinch grip tasks^{7,8} or power grip tasks^{6,9,10}. Overall, studies have shown an effect of wrist position with variation characterised by a loss of grip force in extension and flexion compared with more neutral positions, i.e. 0 degrees of flexion and deviation. For pinch grip, around 10 to 20% of grip force is lost in extension and 20 to 30% in flexion⁷. For power grip tasks, studies showed that the maximum grip force could decrease by 30% when flexing and 10% when extending the wrist from the spontaneously taken optimum position. The hypothesis advanced for these losses were associated with the decrease in the force-generating capacities of the extrinsic finger flexors, i.e. the main agonist of force exertion in grasping^{10–12}. The force which a muscle can produce is indeed dependent on its length, via the well-known force-length relationship^{13–15}. This relationship presents an optimum length that provides a maximum level of force and is such that, the further away from this optimum length, the lower the level of force the muscle can achieve. As the position of the wrist influences the current length of the extrinsic finger muscles, the optimum wrist position could indeed correspond to an optimum point in terms of muscle capacities. However, because little information is available regarding the relationship between wrist posture and extrinsic muscle length as well as the force-length behaviour of hand muscles, this hypothesis has never been verified. Because the direct *in vivo* measurement of muscle length and force is invasive, musculoskeletal models have been used to assess such variables. These models mostly rely on relatively meagre data taken from a corpse^{16–18} which can lead to imprecision in length estimation and thus the force-length modelling in positions other than those examined in previous studies. A recent study¹⁹ has however characterised the *in vivo* muscle force-generating capacities of representative muscles used for grasping according to the length variations using ultrasound protocols. These relationships allow us to explore the influence of joint postures on muscle force-length properties and associate its variations with a performance, here the force level in power grip.

The present study aims to analyse the influence of wrist posture on both grip force capabilities and muscle force-generating capacities and provide a rationale for the hypothesis concerning the spontaneous wrist posture, discussed above. A protocol was developed to measure grip force, hand kinematics and muscle activity in different wrist positions during maximum force exertion on a cylindrical dynamometer. A musculoskeletal model of the index finger and wrist was developed to estimate the current length and force of four representative muscles according to their activities and hand joint positions. We hypothesise that (i), maximum grip force will occur for a spontaneous wrist posture in comparison with imposed postures, (ii) the four muscles will be affected differently by wrist postures in terms of force-generating capacities and (iii) the variations of maximum grip force induced by the wrist posture cannot be fully explained solely by the force-generating capacities of extrinsic finger flexors.

Results

The influence of wrist posture on grip capabilities and muscle-force generating capacities was evaluated by combining an experimental protocol and a musculoskeletal model of the hand. Regarding the experimental task, participants were instructed to exert maximum grip forces on a cylindrical handle with three diameters and four postures. One posture was freely chosen by the participants, referred to as the spontaneous position, while the three others were imposed on the participants (flexion, neutral and extension). The grip force exerted was recorded with an instrumented handle simultaneously with the kinematics of hand and index finger, using motion capture, and surface electromyographic signals of four extrinsic muscles (see Methods Section). The muscles investigated were: the index finger flexor digitorum superficialis (FDS) and extensor digitorum communis (EDC) and the flexor carpi radialis (FCR) and extensor carpi radialis (ECR). From these data, the current length and force of each muscle were estimated using a musculoskeletal model of the wrist and index finger that consisted of two steps. First, the model estimated the musculo-tendon excursion of each muscle from kinematics. Secondly, from the activation level and musculo-tendon excursion, the length and force of each muscle were evaluated through polynomial equations describing force-length-activation relationships determined from *in vivo* data in a previous study¹⁹. From this muscle length and force data, regression models were tested in order to determine the best variable (force or length) and the combination of muscles that could explain grip force variations.

The results of the experiment showed that the spontaneous wrist posture was reproducible and similar across participants and resulted in the highest maximum grip forces. Remarkably, when considering the results at the muscle levels, finger flexor was the least affected by wrist angle changes, compared with other muscles in terms of both force levels and lengthening, which contradict the general hypothesis of a direct link between grip force variation and finger flexor length. Furthermore, results from regression tend to show that grip force variations are explained by a combination of all the muscles involved, with ECR playing a significant role. This result opens possibilities of exploring new criteria, based on muscle capacities, on how the neuromusculoskeletal model chooses joint postures to maximise the performance in a task

Experimental data. *Wrist angle.* The results of the wrist flexion-extension angles taken by the participants for each *posture* - i.e. extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F) - and *diameter* - i.e. 28 (D28), 38 (D38) and 48 mm (D48) - are shown in Fig. 1. The values varied from -49.1 ± 8.62 degrees for extension (E) on D48 to 27.0 ± 21.1 degrees for flexion (F) on D28. Statistical analysis showed a significant effect of *posture* ($F(3,45) = 162.00$; $p = 1.03 \cdot 10^{-14}$) and a significant effect of *diameter* ($F(2,30) = 13.55$; $p = 6.41 \cdot 10^{-5}$) on the wrist flexion-extension angle. No interaction of *posture* \times *diameter* was found on wrist angle ($F(6,90) = 1.25$; $p = 0.29$). From the extension (E) posture to the flexion (F) one, the angle increased progressively with each posture being significantly different from the others (Tukey HSD *pvalue* < 0.0001 for each pair) except for the spontaneous (S)

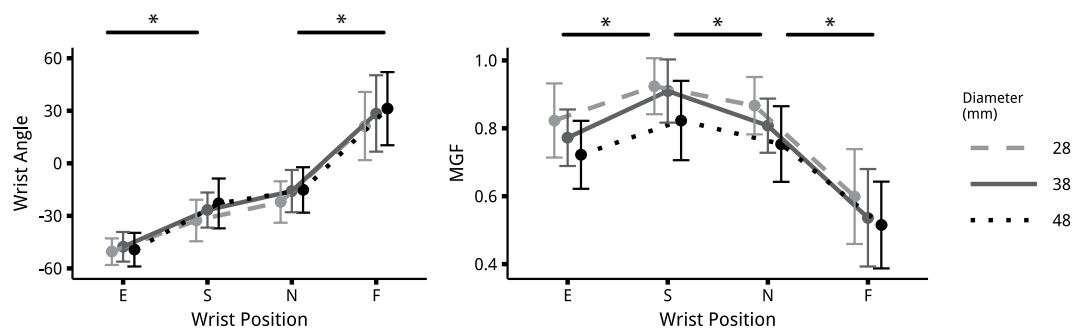


Figure 1. (a) Mean \pm one standard deviation values of the measured wrist angle taken by the participants at each *diameter* against the *posture* conditions, i.e. extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F). (b). Mean \pm one standard deviation values of the normalised maximum grip force (MGF) for each *diameter* against the *posture* conditions.

vs neutral (N) posture ($p = 0.044$). The only significant difference observed regarding the *diameter* effect was that the smaller one, i.e. D28 resulted in smaller wrist angles compared with the larger ones.

Normalised maximum grip force. The results concerning the maximum grip force reached by the participants are plotted in Fig. 1. The highest MGF was produced for the spontaneous (S) posture and D28, resulting in a mean value of 0.924 ± 0.08 , and the lowest level was for the flexion (F) posture and D48, corresponding to a mean value of 0.515 ± 0.128 . The two main factors had significant effect on the maximum grip force ($F(3, 45) = 82.98$; $p = 6.65 \cdot 10^{-12}$ for *posture*, $F(2, 30) = 6.96$; $p = 3.27 \cdot 10^{-3}$ for *diameter*). Interaction between *posture* and *diameter* was not significant ($F(3,45) = 0.78$; $p = 0.59$). Concerning the positions, the maximum grip force produced for the spontaneous (S) posture was higher than for the other ones ($p < 0.007$ at most). For the *diameter*, only the maximum grip force produced on D48 differed from D28 ($p = 0.002$) and resulted in lower values.

Muscle activation. A significant effect of both *muscle* and *posture* ($F(3,45) = 12.87$; $p = 3.33 \cdot 10^{-6}$, $F(3,45) = 2.91$; $p = 4.49 \cdot 10^{-2}$) was found on muscle activation but no effect of *diameter* was found ($F(2,30) = 1.35$; $p = 2.75 \cdot 10^{-1}$). All interaction effects including the *Muscle* factor, were significant (*Muscle* \times *Posture* ($F(9,135) = 3.78$; $p = 2.81 \cdot 10^{-4}$), *Muscle* \times *Diameter* ($F(6,90) = 3.31$; $p = 5.41 \cdot 10^{-3}$), *Muscle* \times *Posture* \times *Diameter* ($F(18,270) = 1.81$; $p = 2.29 \cdot 10^{-2}$)). Interaction of *diameter* \times *posture* was not significant ($F(6,90) = 0.64$; $p = 6.92 \cdot 10^{-1}$). Activation levels of FDS (0.69 ± 0.13) were significantly higher than those of FCR (0.49 ± 0.18) and EDC (0.55 ± 0.14) but not different from those of ECR (0.63 ± 0.14).

Modelling. Muscle length. The normalised length of each muscle estimated in the different postures from experimental kinematic and EMG data using the musculoskeletal model are presented in Fig. 2. The main effects of *muscle* and *posture* on muscle length were significant ($F(3,45) = 214$; $p < 1 \cdot 10^{-15}$, $F(3,45) = 54$; $p = 6.66 \cdot 10^{-15}$) and their interaction, *Muscle* \times *Posture* was significant ($F(9,135) = 153$; $p < 1 \cdot 10^{-15}$). The effect of *diameter* and its interactions with other factors were not significant. ($F(2,30) = 2$; $p = 1.89 \cdot 10^{-1}$ for *diameter*, $F(6,90) = 1$; $p = 4.76 \cdot 10^{-1}$ for *diameter* \times *posture*, $F(18,270) = 1$; $p = 1.45 \cdot 10^{-1}$ for *muscle* \times *posture* \times *diameter*). For FDS, the length in the spontaneous (S) posture was not different from that in other postures. ($p > 0.31$). ECR presents the widest length variations, with a shortest length in extension (E), and a longest in flexion (F) ($p < 0.038$ at most for all combinations) For the 2 other muscles, the only non-significant difference was for the length in the neutral (N) and spontaneous (S) posture.

Muscle force. The normalised force of each muscle estimated in the different postures from the normalised length and EMG data using the musculoskeletal model are presented in Fig. 2. Statistical analysis revealed a significant effect of *muscle* and *posture* on muscle force levels ($F(3,45) = 41.56$; $p = 5.04 \cdot 10^{-13}$, $F(3,45) = 4.42$; $p = 2.40 \cdot 10^{-8}$) and no significant effect from *diameter* ($F(2,30) = 2.86$; $p = 7.82 \cdot 10^{-2}$). All interactions were significant (*muscle* \times *posture* ($F(9,135) = 19.052$; $p < 1 \cdot 10^{-15}$, *muscle* \times *diameter* ($F(6,90) = 4.45$; $p = 5.77 \cdot 10^{-4}$, *diameter* \times *posture* ($F(6,90) = 2.70$; $p = 1.85 \cdot 10^{-2}$, *muscle* \times *posture* \times *diameter* ($F(18,270) = 2.25$; $p = 2.94 \cdot 10^{-3}$). When comparing between muscles, the FDS presented the highest force level, and FCR the lowest one ($p < 0.007$ at most for both). No significant differences were found between ECR and EDC force levels ($p = 0.98$). Comparison between postures showed that the force level of FDS was significantly lowest for the flexion (F) posture, and similar among all the other postures. ECR force levels in extension (E) and flexion (F) posture were significant compared with the spontaneous (S) one ($p < 0.008$ at most). There was no significant effect of *posture* on EDC and FCR.

Model regression. The results of linear or quadratic regressions with different combinations of either force or muscle length are presented in Table 1. Linear models provided comparable results to quadratics in terms of fitting quality and ranking of muscle combinations but were more restrictive when considering best models. Differences in model ranks between linear and quadratic models were lower when force was the dependent variable compared with those based on muscle length.

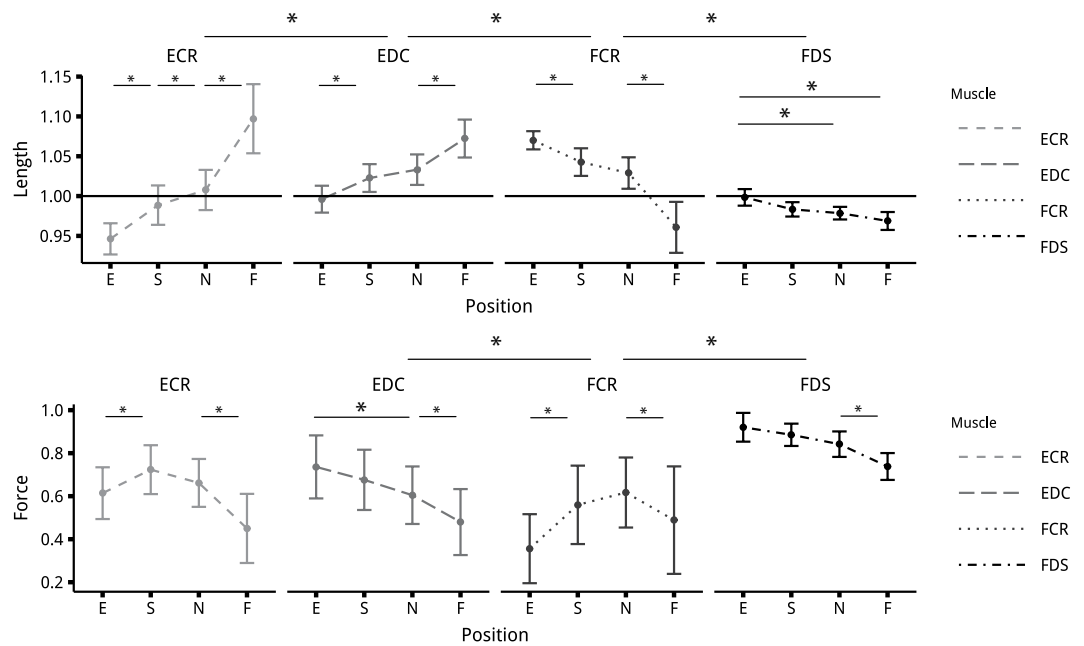


Figure 2. Mean normalised force and length of the four muscles for the different postures. Upper panel presents force values and lower panel length values. *posture* goes as Extension (E), spontaneous (S), neutral (N) and flexion (F). Muscle abbreviations are FCR for *Flexor Carpi Radialis*, ECR for *Extensor Carpi Radialis*, FDS for *Flexor Digitorum Superficialis* and EDC for *Extensor Digitorum Communis*.

The single muscle models did not yield plausible results, with the best ones being obtained with FDS when force is the dependent variable (linear: 7th rank, $\Delta_{AIC} = 19.66$, $R^2 = 0.26$ and quadratic: 8th rank, $\Delta_{AIC} = 14.91$, $R^2 = 0.31$) and with FCR when length is the dependent variable (linear: 7th rank, $\Delta_{AIC} = 9.74$, $R^2 = 0.26$ and quadratic: 11th rank, $\Delta_{AIC} = 27.83$, $R^2 = 0.28$). Inversely, the least plausible models (highest Δ_{AIC}) were obtained with FCR when force was the dependent variable and with FDS when the length was the dependent variable. ECR corresponded to the second most plausible model for both variables (Force/Linear: $\Delta_{AIC} = 34.92$; Length/Linear: 13.59).

Multiple muscle models provided more plausible models, i.e. lower Δ_{AIC} values. Three models are considered within the 24 possible combinations, FDS + ECR, all-muscles model and the model with Δ_{AIC} equal to zero, i.e. the most plausible one. The first one combines the two muscles that are assumed to be the most influential on grip force, and the second one was chosen because it includes all the muscles considered in this study. According to the Akaike Criterion scale (described in Method Section), FDS + ECR is a substantial model when linear force is considered with Δ_{AIC} equal to 2 and $R_{adj}^2 = 0.33$. It becomes less plausible when force is a quadratic model and becomes implausible when length is considered ($\Delta_{AIC} > 14.60$). The all-muscles model is substantial when force is considered ($\Delta_{AIC} < 1.99$ and $R_{adj}^2 = 0.34$ for linear model and $R_{adj}^2 = 0.38$ for quadratic model). It becomes less plausible when length is considered ($3.01 < \Delta_{AIC} < 3.49$). Finally, the most plausible model for linear force and quadratic force are FDS + EDC + ECR ($R_{adj}^2 = 0.34$) and all muscle model ($R_{adj}^2 = 0.38$), respectively. The most plausible models for linear length and quadratic length are FCR + EDC ($R_{adj}^2 = 0.30$) and FDS + EDC + ECR ($R_{adj}^2 = 0.39$).

Discussion

This study intended to explore the complex interactions between joint posture, muscle capacities and task performance through the study of a grasping task, which involves hand and wrist couplings. An experimental protocol and a musculoskeletal model were developed to quantitatively characterise the influence of wrist posture on the grip force capabilities and the force-generating capacities of the hand muscles. We have sought to provide a rationale based on the muscles' physiological state to explain why the wrist posture we spontaneously adopt to exert a maximum grip force corresponds to an optimum case in terms of performance. Studying this wrist-hand coupling is interesting as it could provide a better understanding of the mechanism underlying the emergence of a specific joint configuration - here the wrist position - when facing a particular constraint - here maximising grip force. The analysis at the muscle level we conducted was made possible by the results of a previous study that provided a new modelling of the force-length relationship based on data from *in vivo* experimentation, i.e. ultrasound imaging combined with EMG, kinematic and torque measurement¹⁹.

The results of our protocol confirmed that wrist angle has a critical influence on grip force variations. When asked to grasp a cylindrical handle with maximum force, participants spontaneously adopted a reproducible position which resulted in the highest force produced (Fig. 1). When other wrist postures were imposed, the loss in grip force capability could be close to 30% which is consistent with values available in the literature^{6,10,11}. The evolution of the grip force with wrist posture followed an inverted bell-shaped curve, as previously reported in

		Force						Length					
		Linear			Quadratic			Linear			Quadratic		
		Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}	Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}	Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}	Rank	Δ_{AIC}	R^2_{adj}
Single Muscle Mode	FCR	15	77.99	0.00	15	80.84	0.03	7	9.74	0.26	11	27.83	0.28
	FDS	7	19.66	0.26	8	14.91	0.31	15	50.89	0.09	13	32.46	0.26
	EDC	13	68.91	0.05	14	67.86	0.09	13	40.17	0.13	15	43.54	0.22
	ECR	10	34.92	0.20	11	43.59	0.20	11	13.59	0.25	14	32.61	0.26
Multiple Muscle Models	FDS + ECR	3	2.00	0.33	4	3.50	0.36	12	14.60	0.25	10	22.25	0.31
	FCR + FDS + EDC + ECR	2	1.99	0.34	1	0.00	0.38	4	3.49	0.30	3	3.01	0.39
Most Plausible	Values	1	0.00	0.34	1	0.00	0.38	1	0.00	0.30	1	0.00	0.39
	Muscles	FDS + EDC + ECR			FCR + FDS + EDC + ECR			FCR + EDC			FDS + EDC + ECR		

Table 1. Δ_{AIC} and associated rank for each single muscle models, 2 multiple regression models that are coherent with our hypothesis and the model combining different muscles with the lowest Δ_{AIC} .

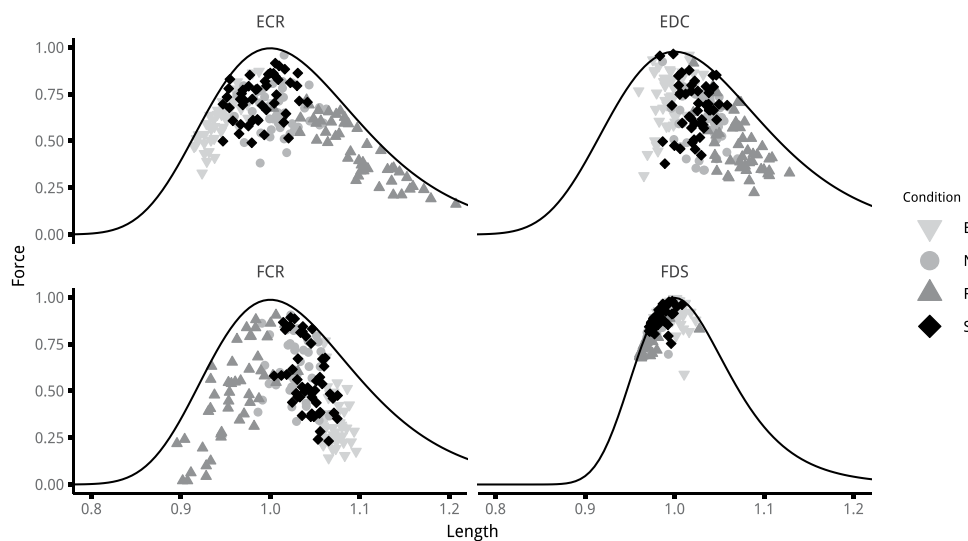


Figure 3. Normalised force against length of the four muscles all participants and all conditions (3 diameters and 4 postures). The black line represents the force-length relationship at activation = 1. Muscles are in their optimum length at 1.

the literature^{6,10}. The lower forces observed for the extension and flexion postures can arise from a wrist angle less mechanically favourable for extrinsic muscles and wrist actuators. Indeed, concerning the force-length, when the muscles are far from their optimum position, i.e. flexion or extension in our conditions, they suffer a greater loss of force than when they are closer to the optimum, i.e. spontaneous or neutral. Our protocol intended to observe this effect of posture on grip force in order to answer whether the variations observed can be attributed to changes in muscle force-generating capacities induced by the wrist position.

The estimations provided by the musculoskeletal model, based on *in vivo* data, confirmed that each muscle is affected differently by wrist posture (Fig. 3). Among all the four muscles investigated in this study, FDS was the least affected by wrist angle variations in terms of force levels and lengthening. Both FDS force and length were close to the optimum, regardless of the wrist posture taken by the participants. This remarkable result challenges the commonly held assumption that grip force variations associated with wrist posture are due to changes in FDS length leading to less advantageous force-generating capacities^{10–12}. More surprisingly, the ECR muscle is markedly affected by wrist angle, both in force and length. Furthermore, the variations of ECR force followed a trend similar to the one of the grip force with an optimum force level at the spontaneous posture (S) and an important difference between maximum and minimum values (36% loss). This result could seem surprising since ECR is a wrist extensor muscle, inserting on the second metacarpus, which has no direct action on the fingers. Nevertheless, as found in previous studies, this muscle is necessary for stabilising the flexion moments inherently created by the finger flexors at the wrist joint when they exert forces on the grasped objects^{20,21}. Compared with these previous studies, the results of our experiment suggest that ECR force-generating capacities seem to have a direct impact on the grip force level and that the role of the wrist extensors is crucial in the interactions between wrist posture and gripping actions. The two other muscles (FCR and EDC) exhibit less remarkable results but clarify their role in the control of grip force. Just like the ECR muscle, the FCR was markedly affected by wrist posture in terms of both length and force. However, its optimum length was between the neutral and the flexion postures, whereas other muscles reached it around the neutral or extension posture. Moreover, FCR EMG activation

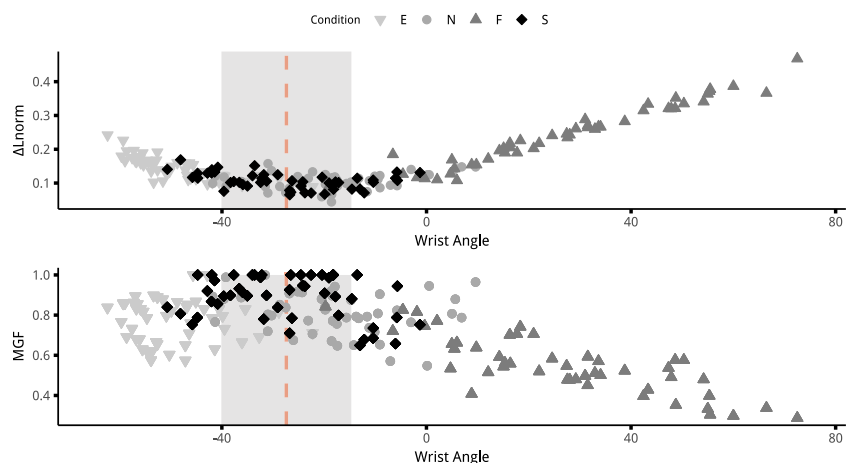


Figure 4. Upper panel presents the sum of the difference between the normalised length of the four muscles and their optimum normalised length against the wrist angle. The data from all participants and all conditions (3 diameters and 4 postures) are plotted. The lower the value, the closer to their optimum are the muscles. The lower panel shows the normalised grip force against the wrist angle. Red dashed line represents the mean spontaneous (S) posture, with its standard deviation represented by the grey area.

was relatively low with great discrepancies across subjects. These two observations seem to follow the assumption that the neuromusculoskeletal system might choose to activate muscles only when their force-generating capacities are optimum²². As a result, despite the fact that its force-generating capacities are affected by wrist posture, our results suggest that this muscle plays only a minor role in grip force. Lastly, EDC mostly travels the descending part of the force-length relationship, and was, as FDS, less affected by wrist posture than wrist muscles (ECR and FCR). This can be explained anatomically, with finger actuators being deeper and closer to the wrist's centre of rotation than wrist actuators. This anatomical configuration implies that the wrist posture has a weaker influence on finger actuators than prime wrist movers. Thanks to this musculoskeletal arrangement, probably resulting from evolution, high gripping actions can be maintained over the wrist range of motion, therefore providing the hand with the ability to ensure a stable grip even when orienting the objects in different positions, e.g. when avoiding obstacles. All these results support the hypothesis that the decrease of grip force observed with extension and flexion of the wrist cannot be associated solely with the changes in extrinsic finger flexors but is rather a complex interaction between all muscles mobilising the wrist.

A multiple regression analysis was conducted to select the parameters, i.e. combinations of muscles and variables (length or force), that best explain grip force variations. A first conclusion emerging from regression results confirmed that grip force variations were not correlated with either the force or length variations of a single muscle. These factors are very unlikely to reflect grip force variation compared with regression based on a combination of muscles. More specifically, it appeared that the combination of FDS, ECR and EDC seemed to offer a plausible explanation for grip force variations with the combination of all four muscles. The results of the analysis also confirmed that FCR could be correlated with grip variations, if only length was considered, but was generally not appearing in the muscle combinations providing the most plausible model. While grip force variations according to wrist posture are a well-known phenomenon, no studies have yet explored this paradigm at the level of muscle force-generating capacities. Thanks to the result of a recent study providing more accurate modelling of the force length-relationship of hand muscles, we were able to observe that FDS lengthening does not seem to be the main factor explaining the loss of grip force with wrist angle variations. This phenomenon seems to be the results of changes from all muscles responsible for the wrist equilibrium. These findings open the possibility of discovering new criteria indicating how wrist posture is controlled during grasping tasks. For instance, a predictive model could be developed to predict the optimum wrist position for grip force production based on the minimisation or maximisation of a criterion related to the length of the muscles. Figure 4 presents an exploratory visualisation of the data from our experiment to find such a criterion. It presents the sum over all four muscles of the distance between their current length and their optimum length (Eq. (1)) against wrist angle. This figure strongly suggests that the spontaneous wrist angle, i.e. the optimum position, seems to correspond to the minimum of this sum. This minimum sum can be understood as the fact that optimum posture is the result of the most optimum configuration for all four muscles, in terms of the force-length relationship. Thus, the sum of the lengthening from all the muscles seems to represent a parameter that could be used to predict the optimum wrist angle position. Developing and testing models based on such criterion could help to understand the complex couplings existing between joint position, muscle force and performance in a task by linking an observed behaviour (optimum wrist position) and the state of the neuromuscular system (muscle length and force capacities). Further studies should focus on other grasping tasks and force levels to clarify whether this criterion can be generalised to all hand force production tasks or different patterns emerge depending on the constraints of the task.

	Mean	SD
Age	21, 7	2, 5
Height	170, 4	6, 9
Lhand	18, 4	1, 0
$L0_{EDC}$	41, 4	3, 5
$L0_{EDR}$	32, 4	3, 7
$L0_{FCR}$	33, 9	3, 5
$L0_{FDS}$	39, 1	4, 8

Table 2. Mean anthropometric data of the participants in cm and age in years.

$$\Delta L_{norm} = \sum_{i=1}^4 \left| \frac{L_{opt}^i - L_{\Theta}^i}{L_{opt}^i} \right| \quad (1)$$

However, this study presents some limitations. First, the wrist geometrical model used in the present study is based on corpse data and the use of a double-cylinder wrapping is a simplification of its complicated musculoskeletal system. To our knowledge, no other model represents more accurately the tendon kinematics at the wrist. Further studies could be engaged with *in vivo* imagery techniques to develop models that provide a more physiologically realistic estimation of the tendon excursion at the wrist. Secondly, we focused on a specific grip posture and a maximum voluntary force task, which represents a small part all hand movement. Further studies should focus on other types of grasping and sub-maximum levels of force production, to investigate whether the relationships between joint postures, muscle capacities and performance observed here are still valid for other biomechanical configurations and/or task requirements. Finally, regression analyses gave a low correlation coefficient. Although several factors could explain those poor correlations, such as joint-angle dependency on neuromuscular properties²³, the main reason was probably that only four muscles were considered against a total of 30 to actuate the five fingers and the wrist. Adding more muscles in the musculoskeletal model, for instance by considering the wrist ulnar deviators, deep flexors or individual muscles for each finger could provide more accurate results, e.g. a higher correlation coefficient, but would require more experiments to determine their force-length relationship according to the protocol developed recently¹⁹. Nevertheless, the goal of these analyses was to compare how different combinations of muscles could explain grip force variations, and they already have answered our hypothesis by showing that the force or length of FDS alone cannot explain the grip force variations associated with wrist posture, while a model with more muscles gives better results.

To conclude, thanks to both the elaborate grip protocol and a hand musculoskeletal model this is the first time in the field of hand biomechanics that data have been provided to study the link between external performance and the muscles' physiological state. More precisely, this approach allows quantifying the influence of wrist angle on muscle capacities by taking into account the finger and wrist postures as well as electromyography. The data obtained are relevant for both the understanding of motor control and joint abundance as well as for handling ergonomics. From the ergonomic point of view, the shape and dimensions of handles and the constraints of manual tasks in the workplace could be adapted to prevent musculoskeletal disorders associated with awkward wrist postures, such as carpal tunnel syndrome or lateral epicondylitis²⁴. On a fundamental level, our results suggest that the force-generating capacities may play a primary role in how the neuromusculoskeletal system is organising when facing the muscle and joint abundances. The results from this study illustrate how biomechanical models can provide relevant information for motor control and behavioural neuroscience approaches. For instance, force and length values estimated by the model could help to investigate motor control theories relying on muscle properties, such as the equilibrium point hypothesis²⁵, or to explain patterns of muscle synergies observed via EMG signals, e.g. whether they emerge from neural commands or biomechanical constraints²⁶.

Methods

Participants. Sixteen volunteers (8 men & 8 women) took part in the study. Their anthropometric data are detailed in Table 2. None of them had known trauma or neuropathy in the hand or upper extremity in the six months that preceded the experiment. Only participants whose hands were longer than 17 cm were included. In this way, the chosen diameters of the handle matched with 15% to 25% of participants' hands. Before starting the experiment, anthropometric measurements were taken on each participant and included both hand and wrist dimensions and muscle lengths (Table 2). The protocol was approved by the Aix-Marseille ethics committee. Experiments were conducted in accordance with the guidelines of the ethics committee and all participants gave their informed consent.

Experimental procedure. Participants were asked to exert their maximum grip force on a cylindrical handle. They were standing with the shoulder at about 30 degrees of flexion and adduction, and elbow at 45 degrees of flexion. They grasped the handle with the four long fingers (index, middle, ring and little), in an adapted power grip posture²⁷, to avoid different finger force sharing induced by variations of thumb positions between different diameters.

Three diameters (28 mm, 38 mm, and 48 mm) were tested. These diameters were chosen to cover a range centred on a mean optimum size defined in the literature¹². For each diameter, maximum grip force was exerted

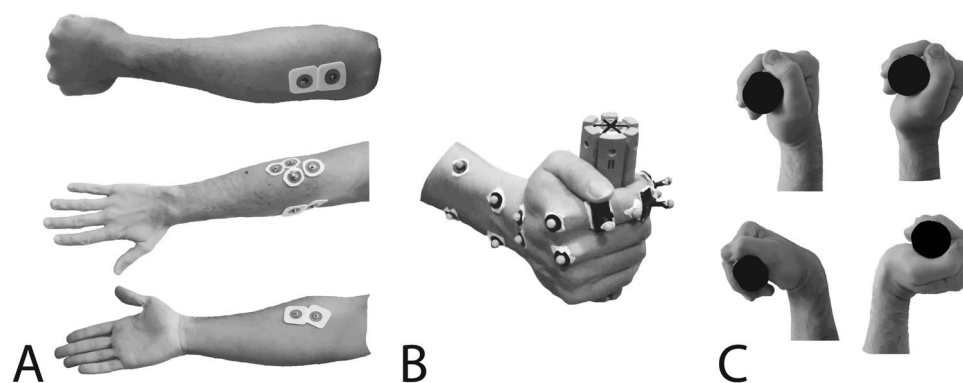


Figure 5. (A) Placement of the electrodes for, from top to bottom, FDS, EDC, ECR and FCR. (B) Placement of the markers and fingers' posture on the handle. (C) Figure of the four positions, from top left to bottom right, Neutral (N), Spontaneous (S), Flexion (F) and Extension (E).

in four different wrist postures. Three postures were prescribed: maximum flexion (F), maximum extension (E) and neutral (N) posture, which were considered as the alignment of the longitudinal axes of the third metacarpal and radius (Wrist at 0 degrees of flexion and adduction). For the last posture, referred to as "spontaneous" (S), participants were instructed to choose the most appropriate position to produce maximum force. This was made possible by the degree of freedom of the mechanical arm. The maximum flexion and extension were considered as the extreme position in which the participant was still able to exert maximum grip force comfortably.

Each condition was repeated twice, resulting in 24 trials by participant (4 postures * 3 diameters * 2 repetitions). The order of the diameters was randomised to avoid the effect of muscle fatigue. Regarding the order of the postures, the spontaneous (S) posture was first tested, and the order of the other trials was randomised. A rest period of at least 2 min 30 and 10 min was respected between two trials and two diameters, respectively. For each combination of posture and diameter, only the trial corresponding to the maximum grip force between the two repetitions was used for data processing.

Material. A motion capture system with seven cameras (Vicon, Oxford, UK; freq: 100 Hz) was used to track the movements of 14 markers placed on the dorsal aspects of the wrist and index finger segments. The placement of these markers corresponded to anatomical landmarks of the hands and was adapted from literature recommendations²⁸. Eleven hemispherical markers with a diameter of 6 mm were placed on anatomical landmarks of the hand and three 5-mm deformed markers, one for each phalanx, were fixed on the index finger Fig. 5.

Grip force was recorded with an instrumented handle (Sixaxes, Argenteuil, FR)^{12,29} at 1000 Hz. This handle is divided into 6 beams, each equipped with strain gauge sensors. The diameter of the handle could be changed by screwing resin plates of various sizes resulting in handle diameters of 28 mm, 38 mm and 48 mm. The handle was mounted on a mechanical arm. Using the arm, the position and orientation of the handle could be adjusted to the participant's anthropometry. Once its position was adjusted, the handle could still move slightly so that the participant could exert a grip force on the handle without lifting the object or applying any other force, such as pulling pushing or torque application. The handle could also rotate slightly around its main axis to help the participant adopting a wrist position.

Electromyographic signals were acquired with a wired Biopac system (MP-150, BIOPAC Systems, Inc., Goleta, CA, USA). The signals of four major muscles were recorded: flexor carpi radialis (FCR), flexor digitorum superficialis (FDS), extensor carpi radialis (ECR), extensor digitorum communis (EDC). The recording was performed at a frequency of 1000 Hz and synchronised with grip force and kinematics using the Vicon system. Before placing electrodes, the skin was shaved, sanded and rinsed with an alcoholic solution. The placement of the electrodes followed a previous study³⁰. Subjects also performed functional tasks^{30,31}, facilitating the activation of each muscle, to verify correct placement of the electrodes to avoid cross-talk issues.

Data processing. The index finger and wrist joint angles were estimated from kinematic data. First, the marker positions were used to compute the distal and proximal segment coordinate systems and the relative rotation matrix. These coordinate systems were calculated from the positions of 3 markers for each segment. The longitudinal (X) axis was calculated from the unit vector of the distal to the proximal marker vector. The sagittal (Z) axis was orthogonal to the plane that includes the X and the third segment marker. The Y-axis is the cross product of X and Z. Then, the joint angles were extracted from the rotation matrix using a Z-Y-X (flexion/abduction/pronation) sequence of Cardan angles. Two degrees of freedom, in flexion/extension and adduction/abduction, were considered for the wrist and index finger metacarpophalangeal joints. Interphalangeal joints were considered as hinge joints, with only one degree of freedom in flexion/extension.

The signal recorded at each beam of the handle was first filtered (Butterworth low pass zero-phase filter at 5 Hz, order 2). The grip force was then calculated as the sum of the six forces recorded by the handle. Maximum grip force corresponded to the mean of the grip force on a 500 ms window analysis centred on the maximum force peak. For each participant, the normalised maximum grip force (MGF) was calculated as the ratio between the maximum grip force determined in the trial and the maximum value recorded for that participant among all trials.

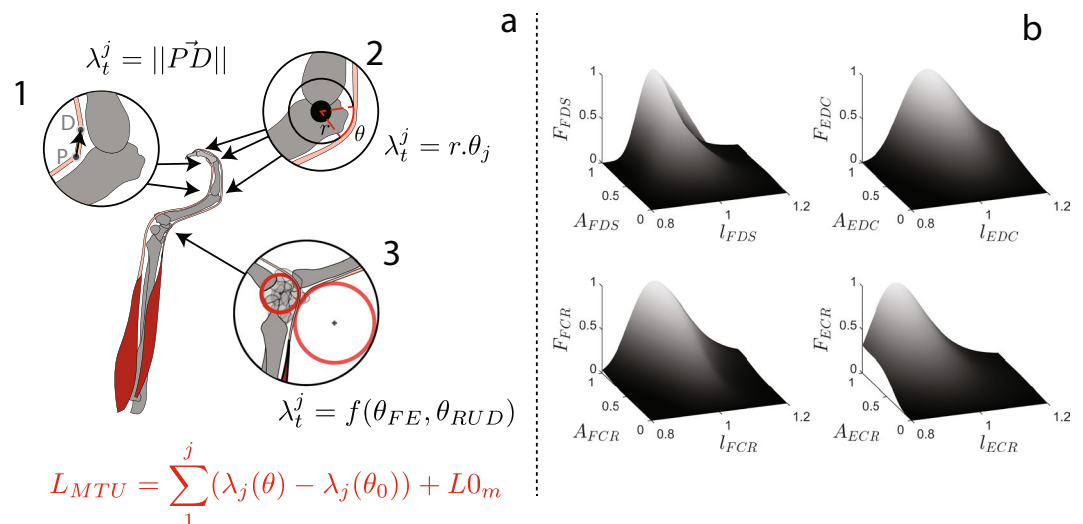


Figure 6. Representation of the geometrical models developed that calculate the muscle-tendon unit (L_{MTU}) as the sum of tendon excursion obtained from each joint model. λ_t^j is the different tendon segment length at each joint. θ_j is the joint angle captured with the markers. r is the radius of the circle where tendons wrap (Model 2). L_{0m} is the anthropometric length measured on participants at the neutral position. P and D are a proximal and distal point, respectively, of the tendon at a joint (Model 1).

On the same analysis windows, EMG signals were filtered with a bandwidth Butterworth (20–400 Hz, order 4). Root Mean Square (RMS) was calculated. For each muscle, the muscle activation was calculated by normalising the RMS value in a trial by the maximum RMS value in all trials recorded for the participant.

Musculoskeletal model. A musculoskeletal model was used to compute the current length and force of each of the four muscles using the experimental data of joint angles, grip force and EMG as input. The model is divided into two steps. The first step consists in using a geometric model (Fig. 6) to calculate the muscle-tendon unit (MTU) length from the experimental angles and anthropometric measurements, and the second consists in using a force-length-activation model to calculate muscle length and force from the calculated MTU length and measured activation.

Musculo-tendon excursion. For the first step, the musculo-tendon excursion (i.e. lengthening or shortening of the tendon at each joint from the neutral posture) is estimated at each joint. Estimations at the index finger (DIP, PIP and MCP) joints were done using anatomical data³² and geometric models³³ with different models for the two extrinsic muscles, i.e. EDC and FDS. The EDC tendon excursion is calculated based on a constant moment arm model as the product of the moment arm (radius) and the joint angle (Landsmeer Model I³³, Fig. 6, a.2). The FDS tendon excursion was estimated according to a bow-string model³² as the variation of the distance between a proximal and a distal point representing the path of the tendon at the joint (Fig. 6, a.1). At the wrist joint, the excursion of each of the four muscles (FCR, ECR, FDS, EDC) was estimated using anatomical data and a geometrical model based on a cylindrical wrapping method^{21,34}, using two cylinders, one for wrist flexion positions and one for wrist extension (Fig. 6, a.3). Parameters of the two cylinders were determined for each muscle using an optimisation procedure described in Supplementary Information. For each muscle, an MTU lengthening is then calculated by summing the excursions of the tendon estimated at the four joints. The current MTU length was finally determined as the sum of the MTU lengthening and the MTU length at the neutral position, measured for each subject as detailed in Hauraix *et al.*¹⁹.

Muscle length and force. The second part of the model consisted in calculating the normalised muscle length and muscle force from the MTU length and EMG activation using the force-length-activation relationships developed by Hauraix, *et al.*, for flexors (FCR and FDS)¹⁹ and extensors (ECR and EDC, unpublished). Briefly, the model estimates the muscle length l_m from the MTU length (L_{MTU}) at each trial and the MTU length at the reference position (L_{0m}) at given activation levels. Muscle force was computed using activation levels and l_m . The quadratic relationships used were the ones describing the mean relationship for all subjects (see average model in the article).

Statistical analysis. The analysis was made with Statistica software (TIBCO Software Inc., CA, USA). For the experimental angle and grip force, a two-way repeated ANOVA comparing the effect of *posture* and *diameter* against the different independent variable (Wrist angle or Normalised MGF) was conducted. Three-way repeated ANOVA models were conducted to analyse the effect of *posture*, *diameter* and *muscle* on muscle activation, muscle length or muscle force. For each ANOVA, Tukey HSD post hoc analyses were used to evaluate differences between conditions. Significance level was fixed at $p = 0.05$.

Multiple regression analyses were conducted in order to determine possible correlations between MGF and either muscle forces or lengths. For each possible combination of muscles, four regressions or multiple regressions were tested using either a linear or a quadratic model based on either muscle force or muscle length. For each combination, the Akaike Information Criterion (AIC) was computed to select the model that best fits the MGF experimental data. To compare the different models, Δ_{AIC} was calculated and the most plausible models³⁵ determined. Models with a value less than two are considered substantial, a value between 2 and 4 are considerably less plausible, and models above that essentially implausible.

Data availability

The datasets generated and/or analysed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

Received: 8 May 2019; Accepted: 23 November 2019;

Published online: 18 December 2019

References

1. Snijders, C. J., Volkens, A. C. W., Mechelse, K. & Vleeming, A. Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **19**, 518–523, <https://doi.org/10.1249/00005768-198710000-00016> (1987).
2. Goislard, B. M., Rossi, J., Berton, E. & Vigouroux, L. Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. *Medicine and science in sports and exercise* **44**, 1906–1916, <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31825d9612> (2012).
3. Santello, M., Flanders, M. & Soechting, J. F. Patterns of Hand Motion during Grasping and the Influence of Sensory Guidance. *Journal of Neuroscience* **22**, 1426–1435, <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.22-04-01426.2002> (2002).
4. Thakur, P. H., Bastian, A. J. & Hsiao, S. S. Multidigit Movement Synergies of the Human Hand in an Unconstrained Haptic Exploration Task. *Journal of Neuroscience* **28**, 1271–1281, <https://doi.org/10.1523/jneurosci.4512-07.2008> (2008).
5. Soechting, J. F. & Flanders, M. Flexibility and Repeatability of Finger Movements During Typing: Analysis of Multiple Degrees of Freedom. *Journal of Computational Neuroscience* **4**, 29–46, <https://doi.org/10.1023/A:1008812426305> (1997).
6. O'Driscoll, S. W. *et al.* The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *The Journal of Hand Surgery* **17**, 169–177, [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90136-d](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90136-d) (1992).
7. Dempsey, P. G. & Ayoub, M. M. The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics* **17**, 259–273, [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(94\)00108-1](https://doi.org/10.1016/0169-8141(94)00108-1) (1996).
8. Halpern, C. A. & Fernandez, J. E. The effect of wrist and arm postures on peak pinch strength. *Journal of Human Ergology* **25**, 115–130, <https://doi.org/10.11183/jhe1972.25.115> (1996).
9. Lee, J.-A. & Sechachalam, S. The Effect of Wrist Position on Grip Endurance and Grip Strength. *The Journal of Hand Surgery* **41**, e367–e373, <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2016.07.100> (2016).
10. Li, Z.-M. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *The Journal of Hand Surgery* **27**, 886–896, <https://doi.org/10.1053/jhsu.2002.35078> (2002).
11. Kong, Y.-K. & Lowe, B. D. Evaluation of handle diameters and orientations in a maximum torque task. *International Journal of Industrial Ergonomics* **35**, 1073–1084, <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.04.009> (2005).
12. Rossi, J., Berton, E., Grélot, L., Barla, C. & Vigouroux, L. Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics* **55**, 682–692, <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.652195> (2012).
13. Hill, A. V. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* **126**, 136, <https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050> (1938).
14. Otten, E. Concepts and Models of Functional Architecture in Skeletal Muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews* **16**, 89, <https://doi.org/10.1249/00003677-198800160-00006> (1988).
15. Gordon, A. M., Huxley, A. F. & Julian, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology* **184**, 170–192, <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1966.sp007909> (1966).
16. Brand, P. W. & Hollister, A. M. *Clinical mechanics of the hand* (Mosby, St. Louis, Mo, 1999).
17. Lieber, R. L., Fazeli, B. M. & Botte, M. J. Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *Journal of Hand Surgery* **15**, 244–250, [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(90\)90103-X](https://doi.org/10.1016/0363-5023(90)90103-X) (1990).
18. Lieber, R. L., Jacobson, M. D., Fazeli, B. M., Abrams, R. A. & Botte, M. J. Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer. *The Journal of Hand Surgery* **17**, 787–798, [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90444-T](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90444-T) (1992).
19. Hauraix, H., Goislard de Monsabert, B., Herbaut, A., Berton, E. & Vigouroux, L. Force-Length Relationship Modeling of Wrist and Finger Flexor Muscles. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **50**, 2311–2321, <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001690> (2018).
20. Shimose, R., Matsunaga, A. & Muro, M. Effect of submaximal isometric wrist extension training on grip strength. *European Journal of Applied Physiology* **111**, 557–565, <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1675-4> (2011).
21. Goislard de Monsabert, B. G. D., Edwards, D., Shah, D. & Kedgley, A. Importance of Consistent Datasets in Musculoskeletal Modelling: A Study of the Hand and Wrist. *Annals of Biomedical Engineering* **46**, 71–85, <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1936-z> (2018).
22. Arnold, E. M. & Delp, S. L. Fibre operating lengths of human lower limb muscles during walking. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* **366**, 1530–1539, <https://doi.org/10.1098/rstb.2010.0345> (2011).
23. Behrens, M. *et al.* Neuromuscular Properties of the Human Wrist Flexors as a Function of the Wrist Joint Angle. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* **7**, 181, <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00181> (2019).
24. Muggleton, J. M., Allen, R. & Chappell, P. H. Hand and arm injuries associated with repetitive manual work in industry: a review of disorders, risk factors and preventive measures. *Ergonomics* **42**, 714–739, <https://doi.org/10.1080/001401399185405> (1999).
25. Latash, M. L. Motor Synergies and the Equilibrium-Point Hypothesis. *Motor Control*, <https://doi.org/10.1123/mcj.14.3.294> (2010).
26. Kutch, J. J. & Valero-Cuevas, F. J. Challenges and New Approaches to Proving the Existence of Muscle Synergies of Neural Origin. *PLoS Computational Biology* **8**, e1002434, <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1002434> (2012).
27. Vigouroux, L., Rossi, J., Foissac, M., Grélot, L. & Berton, E. Finger force sharing during an adapted power grip task. *Neuroscience Letters* **504**, 290–294, <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.09.050> (2011).
28. Metcalf, C. D., Notley, S. V., Chappell, P. H., Burrridge, J. H. & Yule, V. T. Validation and Application of a Computational Model for Wrist and Hand Movements Using Surface Markers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **55**, 1199–1210, <https://doi.org/10.1109/tbme.2007.908087> (2008).
29. Chadwick, E. K. J. & Nicol, A. C. A novel force transducer for the measurement of grip force. *Journal of Biomechanics* **34**, 125–128, [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00168-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00168-8) (2001).
30. Goislard de Monsabert, B., Rao, G., Gay, A., Berton, E. & Vigouroux, L. A scaling method to individualise muscle force capacities in musculoskeletal models of the hand and wrist using isometric strength measurements. *Medical & Biological Engineering & Computing* **55**, 2227–2244, <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1662-6> (2017).

31. Vigouroux, L., Monsabert, B. G. D. & Berton, E. Estimation of hand and wrist muscle capacities in rock climbers. *European Journal of Applied Physiology* **115**, 947–957, <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3076-6> (2015).
32. Chao, E. Y. Biomechanics of the hand: a basic research study (World Scientific, Singapore; Teaneck, N.J., 1989).
33. Landsmeer, J. M. F. Power Grip and Precision Handling. *Annals of the Rheumatic Diseases* **21**, 164–170, <https://doi.org/10.1136/ard.21.2.164> (1962).
34. Charlton, I. W. & Johnson, G. R. Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *Journal of Biomechanics* **34**, 1209–1216, [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00074-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00074-4) (2001).
35. Burnham, K. P. & Anderson, D. R. *Model Selection and Multimodel Inference: A Practical Information-Theoretic Approach*, vol. 67, 2. ed. edn. (Springer New York, New York, NY, 2004).

Author contributions

All authors conceived and designed the experiment. Mathieu Caumes (M.C.), Benjamin Goislard de Monsabert (B.G.D.M.), Laurent Vigouroux (L.V.) conducted the experiments. All authors analysed the results. M.C., B.G.D.M., L.V. wrote the main manuscript text and M.C. prepared all the figures. All authors reviewed the manuscript.

Competing interests

The authors declare no competing interests.

Additional information

Supplementary information is available for this paper at <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55443-w>.

Correspondence and requests for materials should be addressed to M.C. or B.G.d.M.

Reprints and permissions information is available at www.nature.com/reprints.

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons license, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons license, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons license and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

© The Author(s) 2019

Complex couplings between joints, muscles and performance the role of the wrist in grasping

Mathieu Caumes^{1,*}, Benjamin Goislard De Monsabert^{1,**}, Hugo Hauraix¹, Eric Berton¹, and Laurent Vigouroux¹

¹Institute of Movement Sciences, National Centre for Scientific Research, Aix-Marseille University, Marseille, 13009, France

*mathieu.caumes@univ-amu.fr

**benjamin.goislard-de-monsabert@univ-amu.fr

Supplementary Information

This document provides details on the geometric model used to evaluate musculotendon length used in the study “Complex couplings between joint, muscles and performance: the role of the wrist in grasping” by Caumes et al.

Double-cylinder geometric Model

The geometrical model describing the musculo-tendon kinematics concerning the wrist joint is based on a cylindrical wrapping model [1]. Considering the wide range of motion of the wrist and the fact that tendons alternatively wrap on different anatomical structures, two cylinders were used to model the path of each tendon. One of them describes the wrapping around the wrists bones on flexion or extension for extensors or flexors, respectively. The other cylinder describes the wrapping around soft tissues in the opposite direction. These cylinders are defined by three parameters describing their position from the joint's centre (anteroposterior, X, and longitudinal, Y, position and their radius).

Determination of cylinder parameters

Parameters provided in the literature were determined manually and did not concern extrinsic muscles [2]. To improve on this earlier study and obtain data for all four muscles studied here, an optimisation procedure was used to determine the cylinder parameters for the four muscles. The procedure aimed at finding the cylinders that reflect the best anatomical and functional reality of the wrist. More precisely, on a whole ranges of motions, the tendon could either wrap on one cylinders or none. The moment arms estimated with the cylinders obtained had to be consistent with curves available in the literature[3, 4]. Adjustment of the parameters was done using a RMS deviation constrained optimisation (Fmincon, optimisation toolbox, Matlab, Natick, Massachusetts USA) with upper and lower bounds formulated bellow. The optimisation process was executed for each muscle as follows :

Find

$$P = \begin{bmatrix} X_{c1} & X_{c2} \\ Y_{c1} & Y_{c2} \\ R_{c1} & R_{c2} \end{bmatrix} \quad (1)$$

that minimise

$$f(P) = \sqrt{\frac{\sum_{\theta=-60}^{60} (MA_{Model}(\theta) - MA_{Lit}(\theta))^2}{n}} \quad (2)$$

subject to

$$\begin{cases} 0 < \alpha < C1_i \\ -C2_i < \beta < C2_i \end{cases} \quad (3)$$

where X_{cn} , Y_{cn} , are the coordinates describing the position of the cylinder axis along anteroposterior and longitudinal axes, respectively, and R_{cn} being its radius. MA_{Model} is the normalised moment arm of the musculo-tendon unit at centre of the wrist joint and calculated by the wrapping model. MA_{lit} is the normalised moment arm data taken from a polynomial equation in the literature[3, 4]. Normalisation consisted in subtracting the mean moment arm of the dataset and divided by its range of value. This normalisation was conducted to avoid absolute differences between moment arm values due to the anatomical specification (wrist width principally) of the arm on which the studies defines the moment arm. n is number of wrist FE angle, θ , values tested on the whole range of motion. α is the angle between vectors tangent of cylinders originating from the proximal point of tendon P. $C1_i$ and $C2_i$ are constraint values for the different muscles (see in Table S1). Optimisation boundaries, starting points and constraints values were determined in order to get plausible anatomical and functional geometries and moment arm. Parameters found for each muscles are presented in Supplementary Materials Table S1.

Muscle	C1	C2	X_{c1}	Y_{c1}	$R_{c1}(mm)$	X_{c2}	Y_{c2}	$R_{c2}(mm)$	$f(P)(mm)$
ECR	10	5	-13.08	25.77	15	-5.88	1.57	6	0.04
EDC	2		-9.98	14.27	3	3.59	1.02	13.39	0.07
FCR	1	10	3	-5.6	15	25	1.17	5.1	0.26
FDS	5	1	2.38	2.39	12.34	22.58	11.26	2.66	0.19

Table S1. Parameters for each cylinder in flexion and extension for the four muscles.

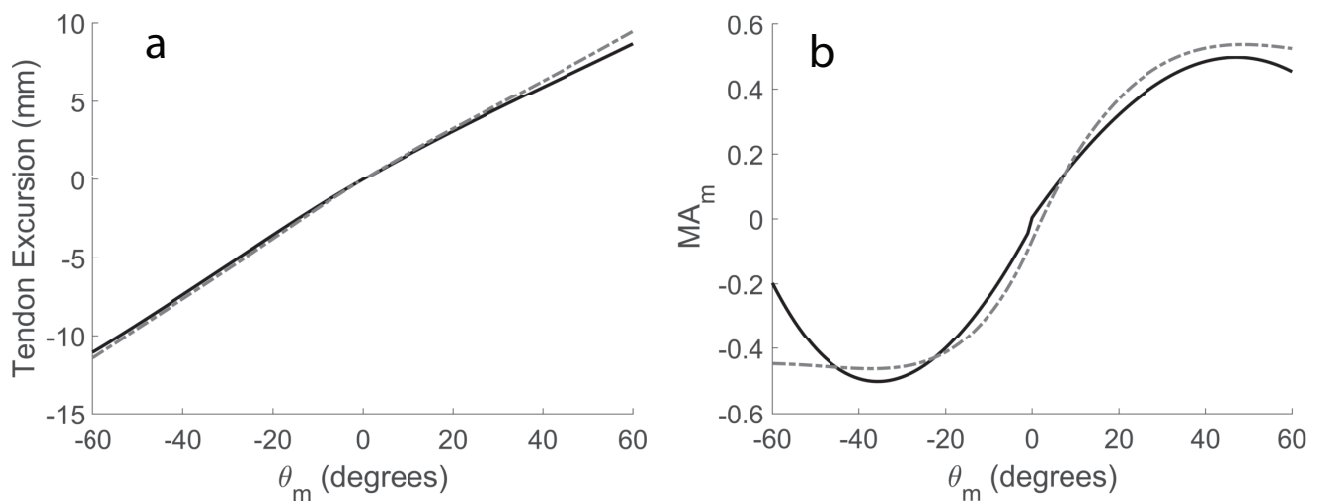


Figure S1. *a.* ECR tendon excursion in mm against the wrist range of motion in degrees. *b.* Moment arm of the ECR in cm against wrist range of motion. Solid line represents the optimisation results, dotted line the results from the literature polynomial [3].

References

1. Charlton, I. W. & Johnson, G. R. Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *J. Biomech.* **34**, 1209–1216, DOI: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00074-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00074-4) (2001).
2. Goislard de Monsabert, B. G. D., Edwards, D., Shah, D. & Kedgley, A. Importance of Consistent Datasets in Musculoskeletal Modelling: A Study of the Hand and Wrist. *Annals Biomed. Eng.* **46**, 71–85, DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1936-z> (2018).
3. Paquet, F. *Analyse biomécanique des transferts tendineux de la main (technique Tsugé) Modélisation des tensions Suivi longitudinal des patients.* Ph.D. thesis, Université de Grenoble (2010).
4. Lemay, M. A. & Crago, P. E. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *J. Biomech.* **29**, 1319–1330, DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)00026-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(96)00026-7) (1996).

B. Article : "Modelling force-length-activation relationships of wrist and finger extensor muscles"



Modelling force-length-activation relationships of wrist and finger extensor muscles

Benjamin Goislard de Monsabert¹ · Hugo Hauraix¹ · Mathieu Caumes¹ · Alexis Herbaut² · Eric Berton¹ · Laurent Vigouroux¹

Received: 20 January 2020 / Accepted: 26 July 2020
© International Federation for Medical and Biological Engineering 2020

Abstract

The wrist and finger extensors play a crucial role in the muscle coordination during grasping tasks. Nevertheless, few data are available regarding their force-generating capacities. The objective of this study was to provide a model of the force-length-activation relationships of the hand extensors using non-invasive methods. The extensor carpi radialis (ECR) and the extensor digitorum communis (EDC) were studied as representative of wrist and finger extensors. Ten participants performed isometric extension force-varying contractions in different postures on an ergometer recording resultant moment. The joint angle, the myotendinous junction displacement and activation were synchronously tracked using motion capture, ultrasound and electromyography. Muscle force was estimated via a musculoskeletal model using the measured joint angle and moment. The force-length-activation relationship was then obtained by fitting a force-length model at different activation levels to the measured data. The obtained relationships agreed with previously reported data regarding muscle architecture, sarcomere length and activation-dependent shift of optimal length. Muscle forces estimated from kinematics and electromyography using the force-length-activation relationships were comparable, below 15% differences, to those estimated from moment via the musculoskeletal model. The obtained quantitative data provides a new insight into the different muscle mechanics of finger and wrist extensors.

Keywords Hand · Muscle contraction · Ultrasonography · Electromyography · Biological models

Glossary of terms

AVE: “Average” EMG-driven model
ECR: Extensor carpi radialis
ECRB: Extensor carpi radialis brevis
ECRL: Extensor carpi radialis longus
EDC: Extensor digitorum communis
EDCI: Index finger compartment of extensor digitorum communis
EMG: Electromyography
IND: “Individual” EMG-driven model

MCP: Metacarpophalangeal
MSK: Musculoskeletal
NoFL: “No force-length” EMG-driven model
PCSA: Physiological cross-sectional area
RMSE: Root mean square error
 a^m : Muscle activation level
 α_i : Constants describing the force-activation relationships
 β : Skewness parameter of the force-length relationship of Otten
 γ_i : Constants describing the length-force relationships in a ramp trial
 ε^m : Muscle belly strain
 F^m : Muscle force (Newtons)
 f^m : Muscle force normalized by maximal value observed
 F_0 : Maximal isometric force at a given activation level
 F_0^{\max} : Maximal isometric force at 100% of muscle activation
 θ_w : Wrist joint angle
 θ_{mcp} : Metacarpophalangeal joint angle
 i_a : Index of architecture at a given activation level
 i_a^{opt} : Index of architecture at 100% of activation

Electronic supplementary material The online version of this article (<https://doi.org/10.1007/s11517-020-02239-0>) contains supplementary material, which is available to authorized users.

✉ Benjamin Goislard de Monsabert
benjamin.goislard-de-monsabert@univ-amu.fr

¹ Aix-Marseille Univ, CNRS, ISM, Marseille, France

² Department of Movement Sciences, Decathlon SportsLab, Villeneuve d’Ascq, France

- L^m : Muscle belly length
 l^m : Normalized muscle belly length
 L_1^m : Muscle belly length at rest at a given joint angle (before contraction)
 L_r^m : Reference muscle belly length, i.e. at rest in neutral posture
 ΔL^m : Muscle belly length change (current length vs at rest)
 Δl^m : Muscle belly length change normalized by maximal value observed
 L^{mtu} : Muscle-tendon unit length at a given joint angle
 L_r^{mtu} : Reference muscle-tendon unit length measured in neutral posture
 L_0 : Optimal muscle length at a given activation level
 L_{opt} : Muscle optimal length at 100% of activation
 l_{opt} : Muscle optimal length at 100% of activation normalized by muscle length at rest in neutral posture (L_r^m)
 p : Index for a given posture
 ρ : Roundness parameter of the force-length relationship of Otten
 t : Index for a time sample
 τ : Net joint moment measured by the ergometer
 ω : Width parameter of the force-length relationship of Otten

1 Introduction

Hand movements and object manipulation are essential for daily living. Thanks to its complex skeletal system composed of 21 or more joints, the hand offers multiple degrees of freedom and large ranges of motion which are essential for adapting to the task constraints, e.g. object dimensions and shape. Conjointly with these skeletal properties, the hand is actuated by a complex network of muscles and tendons crossing different joints which inherently create mechanical couplings between the wrist and the fingers. The most important coupling results from the anatomy of hand extrinsic muscles, such as the *flexor digitorum superficialis*, which originate in the forearm and insert on the phalanges and therefore both act at the finger joints and the wrist. During grasping tasks, the action of extrinsic flexors produces the grip force but concomitantly creates wrist flexion moments which can only be balanced by hand extensors, including both wrist prime movers such as *extensor carpi radialis longus* (ECRL) and *brevis* (ECRB) and finger extrinsic muscles such as *extensor digitorum communis* (EDC) [1, 2]. Although they are antagonist to finger flexion, the co-contraction of hand extensors during grasping tasks is mechanically necessary to balance the wrist; an original synergy which does not exist in non-manipulative force production tasks [3]. Nevertheless, although the behaviour of wrist extensors have been studied through intra-operative experiments [4–6], little is known about finger extensors, such as EDC. Because of this lack of information, the biomechanical couplings between the wrist and the fingers remain poorly known and a phenomenon such

as the loss of grip force for extreme wrist postures [7] remains unclear. Providing data regarding the mechanical behaviour of both finger and wrist extensors is relevant to understand the generation and control of hand movements.

Since direct measurements of muscle force are ethically and technically difficult and only provide measurement for isolated relatively large tendons [8], musculoskeletal models have continuously been developed to provide estimates of the internal mechanics of the finger and the wrist [9–18]. Those models require anatomical data describing the trajectories and morphology of muscle-tendon units as well as the bone geometries to quantify how each muscle can contribute to the generation of a movement or a force [19–22]. Furthermore, the potential contribution of each muscle also varies with the joint configuration as the maximal force it can produce depends on its current length, as described by the well-known force-length relationship [23]. In the most advanced hand musculoskeletal models, the force-length relationship of each muscle is obtained by scaling a generic curve using cadaver data [11, 15, 16, 24]. Although this is a well-accepted way of modelling, such models often require a scaling of certain muscle-tendon unit parameters so they are more representative of participant abilities, especially the maximal joint torques [25, 26]. Nevertheless, because of the complexity of the hand and wrist anatomy, only few data exist regarding the capacities of this musculoskeletal system [27] and the link between joint postures, muscle lengths and maximum forces remain poorly understood. Considering the important changes in muscle length that can be generated along the range of motion covered by hand joints [28], it appears crucial for biomechanical models to quantify how the force-generating capacities of finger and wrist muscles varies with joint position.

The in vivo force-length behaviour of hand muscles have mainly been described through measurements of sarcomere length based on laser diffraction [4, 5] or microendoscopy [6] which are invasive techniques. Although they provided crucial information about the muscle mechanics, those studies were focused on specific muscles, ECRB and ECRL, and the level of muscle force was interpreted from the generic curve of the force-length relationship provided by Gordon et al. [23]. Based on protocols previously developed to study the elbow [29, 30] and lower limb joints [31, 32], Hauraix et al. [33] recently developed a new method to evaluate the force-length-activation relationships of hand flexors using non-invasive techniques to assess muscle behaviour and strength among healthy participants. The methodology combined musculoskeletal modelling with in vivo measurements of net joint moments, joint posture, myotendinous displacement and electromyography (EMG). Their approach especially allows to consider how activation can modify the force-length relationship, such as the shift of optimal length toward longer length when activation decreases [34–36]. Allowing to understand the muscle mechanics at low activation is crucial to understand hand function since

manipulation tasks can require a wide range of force levels, e.g. sewing or hammering, and the muscle coordination varies according to the task constraints [3]. Considering the balance of muscle capacities between flexors and extensors can influence the muscle coordination and might represent a risk factor in lateral epicondylalgia [37], providing a framework to analyse the force-generating capacities of those muscle groups appears necessary.

The objective of this study was thus to adapt the method developed by Hauraix et al. to model the force-length-activation relationships of the extensors of the fingers and the wrist using non-invasive techniques. The obtained relationships were compared with previous findings regarding cadaveric muscle architecture, in vivo sarcomere length and activation-dependent shift of optimal length. EMG-driven models were then developed based on the force-length-activation to estimate muscle forces from kinematics and electromyography. The estimates of these models were compared with those of an inverse dynamics musculoskeletal model using dynamometric data as input.

2 Methods

The methodology developed for hand flexors [33] was adapted to investigate two muscle groups representative of wrist and finger extensors. The ECR group was assumed to represent the global behaviour of both ECRB and ECRL muscles that are extensors and radial deviators of the wrist. The EDC group was assumed to be representative of all four compartments of the EDC muscle, an extrinsic extensor of the finger. Both ECRL, ECRB and EDC compartments originate from the common extensor tendon attaching to the lateral epicondyle. From this common tendon, EDC spreads in four bellies with

individual tendons inserting on the dorsal aspect of one of the long fingers via the extensor mechanism [22]. ECRB and ECRL both represent an individual muscle-tendon unit and inserts on the proximal part of the third and second metacarpal bones.

Adaptations of the protocol previously proposed [33] were required to investigate the extensors especially the tested postures were adjusted to ensure datapoints representative of the force-length portion covered by extensors [4] and limiting the contribution of passive tissues [38]. Additionally, a visual guidance with feedback on EMG activity, instead of joint torque was used because voluntary producing large extension moments is rather difficult, as opposed to flexion actions which are predominant in everyday life. The EMG feedback ensured the participants were fully activating the targeted muscle.

2.1 Experimental design

2.1.1 Participants

Ten male participants (24.3 ± 5.2 years, 177.6 ± 7.1 cm, 70.7 ± 6.4 kg, hand length 19.2 ± 0.6 cm) with no history of pathologies or surgeries to the right arm in the past 12 months were tested in this study. The participants gave their written informed consent in accordance with the ethics committee of Aix-Marseille University (ref: 2020-07-05-02).

2.1.2 Tasks

Participants performed isometric extension tasks using either the wrist or the four metacarpophalangeal (MCP) joints together in different combinations of flexion/extension angles on an ergometer specially adapted for the hand (Bio2M, Compiègne, France; Fig. 1), already presented in previous

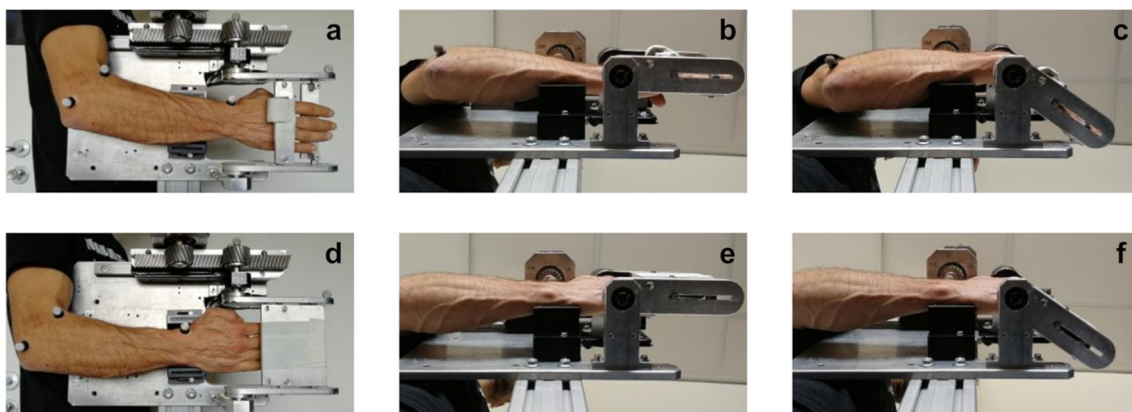


Fig. 1 The position of the hand in the ergometer and the different plates on which participants exerted extension moments for the ECR (a–c) and EDC sessions (d–f). For the ECR session (a), the participants aligned the wrist joint with the measurement axis and applied the extension moment using the dorsal aspect of the hand palm. The hand position for the 0 and the 50° postures of the ECR session are illustrated on panels b and c,

respectively. For the EDC session (d), the participants aligned their MCP joints with the measurement axis and applied the extension moment using the dorsal aspect of the fingers. The hand position for the 0/0 and the 0/50 (wrist/MCP) postures of the EDC session are illustrated on panels e and f, respectively

studies [27, 33]. Those extension tasks consisted in progressive isometric ramps guided using a real-time feedback of the EMG activity level of the tested muscle. During those tasks, the participants were standing with the right forearm in mid-pronation, the elbow at about 120° (180° corresponding to full extension) and the shoulder at 30° of both flexion and abduction.

2.1.3 Protocol

Prior to the experiments, measuring tape was used to determine along with other anthropometric measurements, a reference musculotendon length (L_r^{mtu}) for both muscles of each participant: from the lateral epicondyle to the metacarpal head of the index finger for EDC and from the lateral epicondyle to the base of the second metacarpal for ECR. Participants had their forearm oriented as specified as above, the fingers straight and the wrist in a neutral posture, i.e. 0° of flexion and deviation.

Measurements for each participant were done in two sessions: one for the wrist extensor muscles (ECR session) and one for the finger extensor muscles (EDC session). Depending on the session, the axis of rotation of either the wrist for ECR or the metacarpophalangeal (MCP) joints for EDC was aligned with the measurement axis of the ergometer. During the ECR session, participants performed wrist extensions by applying forces on a 2-cm-long aluminium plate positioned at the dorsal side of the palm hand proximally to the MCP joint (Fig. 1a–c). The position of the plate was such that fingers could not exert forces on it and participants were instructed to keep their fingers relaxed to reduce at best the implication of finger muscles in the moment exerted on the ergometer. During the EDC session, participants exerted forces with their fingers on a longer aluminium plate that was covering their hand from the base of the proximal phalanges to the tip of distal phalanges (Fig. 1d–f).

At the beginning of each session, the participants started by a familiarization session during which they also warmed-up by applying progressively increasing isometric moments. Participants were then asked to perform two maximal voluntary contractions (MVC) in a neutral posture, i.e. wrist at 0° of flexion and abduction for ECR and wrist and MCP at 0° for EDC. If the participant expressed concerns about reaching a maximal performance or if the recorded moment was substantially different between the two trials, another trial was performed. The maximal activity (EMG_{max}) of the targeted muscle (either ECR or EDC) was recorded in both MVC trials and the highest value was further used as the reference for normalization, i.e. 100%. Then, the participants performed two progressive isometric ramps from low (below 5%) to maximal activity, i.e. 100% of EMG_{max} in five different joint angle configurations (described below). These ramps were guided

using a real-time feedback of the participant EMG normalized activity (current and past) along with the desired ramp profile. The desired profile imposed first a “passive” period of 3 s where activity had to remain stable and below 5%, and then an “active” period where activity had to increase linearly (ramp) during 6 s to reach maximal activity (100%). During the ECR session, only the wrist posture varied, and the tested angles were -40° , -20° , 0° , 25° and 50° (negative values correspond to extension). During the EDC session, a combination of wrist/MCP joint angles were tested: $-30^\circ/0^\circ$, $0^\circ/0^\circ$, $0^\circ/25^\circ$, $0^\circ/50^\circ$ and $20^\circ/50^\circ$ (wrist/MCP). These postures were carefully selected during pre-tests to limit the number of contractions, and thus minimize fatigue, while ensuring to have datapoints on both sides of the plateau region of the force-length relationship.

To test the modelled force-length-activation relationships for the estimation of muscle force, the participants were also required to perform “sawtooth” contractions in each session. These test trials consisted of 10 s of isometric contraction with the participant exerting a varying moment (alternation of ascending and descending ramps) in a range from 10 to 90% of the targeted muscle activity. Two postures were tested for each session: wrist at 0° and -40° for ECR and wrist/MCP at $0^\circ/0^\circ$ and $20^\circ/50^\circ$ for EDC. These conditions were also guided via real-time feedback on activation level and were repeated twice for each posture. Only two postures were tested in order to limit the number of contractions and prevent any effect of fatigue.

All contractions (ramp and sawtooth) were randomized and participants respected a minimum of 2-min rest before starting each trial. Verbal encouragement was given during all MVC and ramp trials to prevent at best the occurrence of sub-maximal performances [39, 40].

2.1.4 Data acquisition and pre-processing

A five-camera motion analysis system (Vicon MX Cameras, Oxford, UK) was used to record at 100 Hz the three-dimensional coordinates of reflective markers placed on (i) the ergometer (3 markers) to track the position of the hand and (ii) the forearm (radial styloid, lateral epicondyle and biceps tendon insertion) to track the position of the radius (iii) the ultrasound probe (3 markers) to track its orientation relative to the forearm. The biceps insertion marker was used to measure the wrist flexion/extension angle in combination with those on the ergometer and the lateral epicondyle marker was used as an estimation of the position of the origin for both muscles. The torque (τ) measured by the ergometer was recorded at 2000 Hz using a 12-bit analog-to-digital converter connected to the motion capture system (MX-Giganet, Vicon, Oxford, UK). EMG signals from ECR and EDC were collected at 2000 Hz using wireless electrodes (Biopac, MP150, Goleta, CA). The electrode placement was determined using

anatomical descriptions, palpations as well as display of the signals during functional movements [27]. An ultrasound scanner (Echo Blaster 128, TELEMED, Lithuania) was used to observe the myotendinous junction with a 60-Hz sampling frequency. Depending on the session, the probe (10 MHz, 60 mm) was placed on the myotendinous junction of either the ECRB or the index finger EDC compartment (EDCI). The placement of the probe was verified before beginning each trial by visualizing the ultrasound image in real-time while the participant executed individual finger flexion/extension and wrist flexion/extension movements. During the trial, the experimenter firmly maintained the probe on the skin while continuously tracking the myotendinous junction using the real-time feedback. The markers on the probe, representing the observation plane, were further used to reconstruct the three-dimensional position of the junction from the two-dimensional images. During all trials, ultrasound, electromyographic (EMG) and kinematic data were collected synchronously.

The recorded torque (τ) was low-pass filtered at 5 Hz using a second-order Butterworth zero-phase filter. EMG envelopes were obtained by using first a band-pass filter at 10–400 Hz, rectifying and then applying low-pass filtered at 3 Hz using a fourth-order Butterworth zero-phase filter. Those EMG envelopes were then normalized using maximum EMG envelope value obtained in the two MVC trials (EMG_{max}) to calculate the muscle activation level (a^m). Kinematic data were low-pass filtered at 5 Hz using a fourth-order Butterworth zero-phase filter to calculate flexion/extension angles at the wrist (θ_w) and MCP (θ_{mcp}) joints. Only the data corresponding to the active part of the contraction was kept for further processing. For each trial, the beginning of the contraction was identified when the torque signal exceeded a threshold on the initial 3-s resting period determined as 3 standard deviations relative to its mean value, both calculated on that same period. The end of the active part was determined as the sample where the maximal EMG envelope of the targeted muscle was reached. The mean value on the initial 3-s period was removed from the torque signal to minimize the influence of passive contributions in the analysis of force-length behaviour. To limit the number of times the musculoskeletal model was ran for each trial, the torque τ , EMG, kinematic and ultrasound data were then resampled to obtain 30 and 60 samples for ramp and sawtooth contraction trials, respectively. All processing was done using MATLAB (The MathWorks, Natick, USA).

2.2 Process to obtain force-length-activation relationships

The steps to derive the force-length-activation relationship of each muscle group for a single participant based on the processed experimental data is described in this section and illustrated on Fig. 2.

2.2.1 Muscle force and belly length

The displacement of the myotendinous junction was tracked manually on the B-mode image and its three-dimensional coordinates were reconstructed using the position of the markers on the ultrasound probe. The muscle belly length (L^m) was then estimated from the distance between the three-dimensional coordinates of the myotendinous junction and the lateral humeral epicondyle (i.e. muscle origin). The belly length change (ΔL^m) during the contraction was computed as follows:

$$\Delta L^m = L^m - L_1^m \quad (1)$$

where L_1^m is the muscle length at rest for the current posture, i.e. at the beginning of the contraction.

The muscle force (F^m) generated by the muscle, i.e. EDC or ECR, was estimated as in [33] using a modified version of a previously developed hand musculoskeletal model [1]. The use of such model was required to identify the individual contribution of the targeted muscles in the exertion of the net joint moment measured on the ergometer (τ). Briefly, this model used an inverse dynamics approach and solved the muscle redundancy problem by minimizing a muscle stress criterion [41] to estimate all the muscle forces required to balance the net joint moment τ in the current posture (θ_{mcp} and θ_w). The potential contribution of each muscle was quantified by two factors: its moment arm and its physiological cross-sectional area (PCSA). Moment arm values were estimated from joint angles using polynomial regression [42] and geometrical models [22]. PCSA were taken from data reported in the literature [22, 43]. For the ECR session, the model estimated the forces of the 42 hand muscles, including six wrist actuators, nine thumb muscles and 27 long finger muscles, using the wrist net moment and the wrist joint angle (θ_w) as input while imposing a null moment at the finger joints. The sum of ECRL and ECRB forces was used in further processing. For the EDC session, the model estimated the forces of the 27 extrinsic and intrinsic muscles crossing the MCP joints of the four long fingers using the resultant moment generated by all MCP joints and the MCP joint angle (θ_{mcp}) as input. The sum of the four EDC forces was used in further processing. For further details on those calculations, please consult the digital content in [33] and the study presenting the model [1].

For both muscles (EDC, ECR), the instantaneous muscle-tendon unit length (L^{mtu}) was estimated as the sum of the measured reference one (L_r^{mtu}) and the excursion, calculated from the MCP (θ_{mcp}) and/or wrist joint angle (θ_w) using geometric models [22, 42].

2.2.2 Relationships describing muscle behaviour during ramp trials

For each ramp trial, two relationships were fitted to the data to be able to predict muscle force and belly length at specific

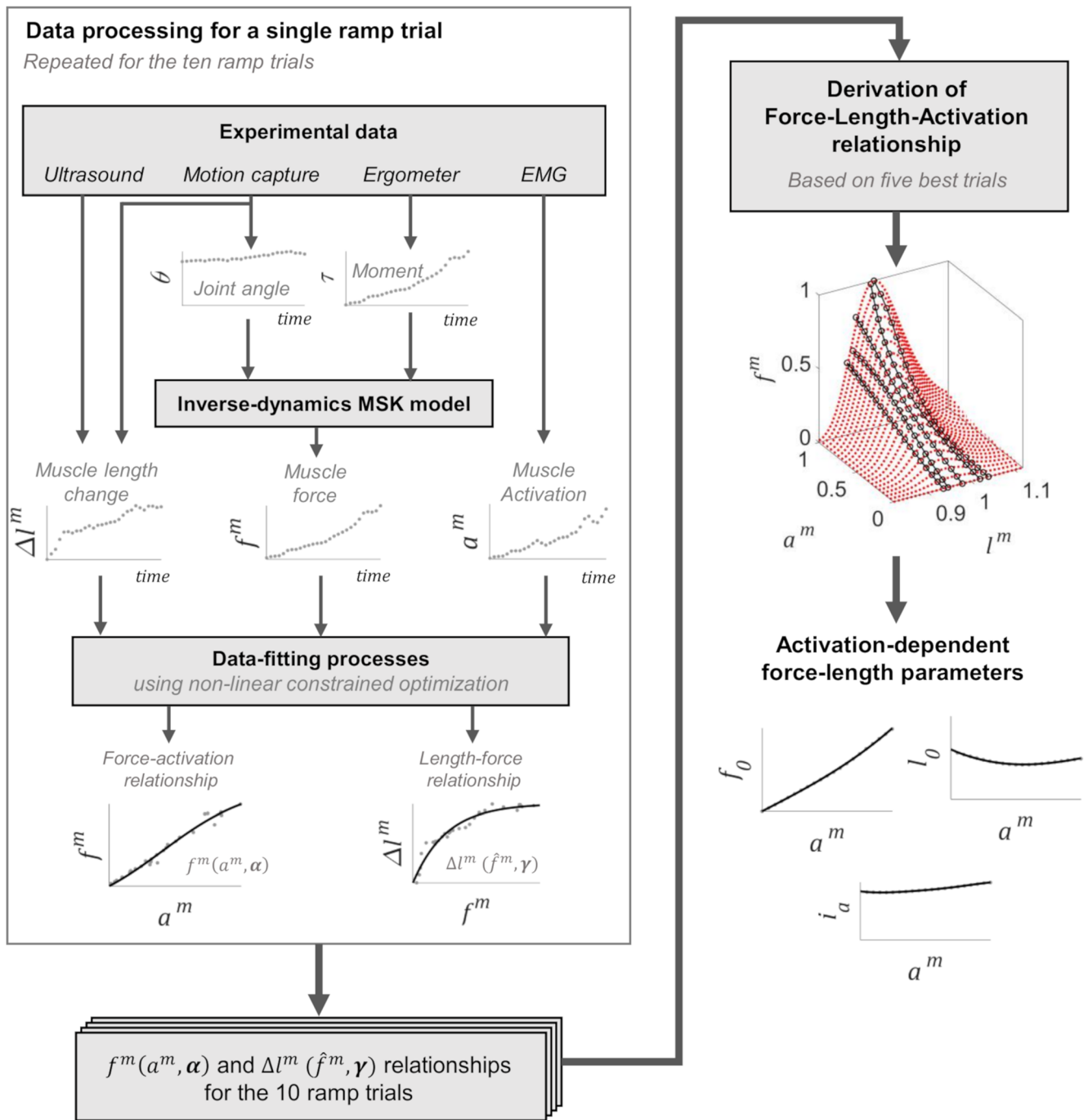


Fig. 2 Description of the processing including the derivation of muscle behaviour (force-activation and length-force) relationships for each ramp (left column) and the derivation of individual force-length-activation

relationships at different activation levels to develop a force-length-activation relationship (right column)

activation levels. First, normalized force and muscle length change (f^m , Δl^m) were obtained by dividing F^m and ΔL^m values by their maximal value in each ramp trial. Then, a force-activation and a length-force relationship describing the muscle behaviour were obtained by fitting the equations

$$f^m(a^m, \alpha) = \alpha_1 \left[\frac{1}{1 + e^{-\alpha_2(a^m - \alpha_3)}} - 0.5 \right] + \alpha_4 \quad (2)$$

and

$$\Delta l^m(f^m, \gamma) = \gamma_1 [1 - e^{-\gamma_2 f^m}] \quad (3)$$

where $\alpha = [\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4]$ and $\gamma = [\gamma_1, \gamma_2]$ are constants which were determined using two successive non-linear least square fitting. The minimized criteria were

$$G(\alpha) = \sum_t \left[f^m(t) - f^m(a^m(t), \alpha) \right]^2 \tag{4}$$

and

$$H(\gamma) = \sum_t \left[\Delta l^m(t) - \Delta l^m(f^m(t), \gamma) \right]^2 \tag{5}$$

where t corresponds to a time sample. Additional boundary conditions ($0 \leq \alpha_1 \leq 1$; $0 \leq \alpha_2 \leq 1$; $1 \leq \alpha_3 \leq 10$; $0.1 \leq \alpha_4 \leq 10$ and $1 \leq \gamma_1 \leq 10$; $1 \leq \gamma_2 \leq 10$) and specific constraints ($f^m(0, \alpha) = 0$; $f^m(1, \alpha) = 1$; $\Delta l^m(0, \gamma) = 0$) were used to ensure physiologically realistic results [33]. The obtained relationships (Eqs. 2 and 3) can then be used to estimate muscle force F^m and muscle length change ΔL^m from any activation level.

2.2.3 Derivation of force-length-activation relationships

A three-dimensional force-length-activation relationship was calculated by fitting a force-length relationship at multiple activation levels using the model of Otten [44, 45], which defines the force-length relationship using three parameters, i.e. the maximal isometric (F_0), the optimal length (L_0) and the architecture index (i_a), i.e. muscle belly to fibre length ratio, using the equation

$$F^m(L^m, F_0, L_0, i_a) = F_0 \cdot \exp \left[- \left(\frac{(\varepsilon^m + 1)^\beta - 1}{\omega} \right)^\rho \right], \tag{6}$$

with

$$\varepsilon^m = \frac{L^m - L_0}{L_0} \tag{7}$$

$$\omega = 0.35327(1 - i_a) \tag{8}$$

$$\beta = 0.96343 \left(1 - \frac{1}{i_a} \right) \tag{9}$$

and

$$\rho = 2 \tag{10}$$

where ε^m is the muscle belly strain and ω , β and ρ are parameters affecting the width, skewness and roundness of the curve, respectively. This relationship was fitted for a^m going from 5 to 100% by steps of 5% (20 values) using an optimization process that determined the parameters F_0 , L_0 , i_a , for each activation level, by minimizing

$$N(L_0, F_0, i_a) = \sum_{p=1}^5 (F^m - F^m(L^m, F_0, L_0, i_a))^2 \tag{11}$$

where using p corresponds to a joint posture, defined by θ_w for

ECR or θ_{mcp} and θ_w for EDC. For each a^m value, F^m was determined using Eq. 2 and L^m using Eq. 3 and the resting length L_1^m of the trial. Values of F_0 , L_0 , i_a were constrained to remain in physiological ranges:

$$0.8 \max F^m \leq F_0 \leq 1.2 \max F^m \tag{12}$$

$$0.95 \min L^m \leq L_0 \leq 1.05 \max L^m \tag{13}$$

$$0.01 \leq i_a \leq 0.7 \tag{14}$$

The constraints regarding F_0 and L_0 were used to allow the process to find a maximal force and an optimal length outside the values observed in the trials and those of i_a corresponded to data reported in the literature [46, 47].

To ensure a fit of good quality between the experimental data and the obtained force-length-activation relationships, only the data from five ramp trials, one per posture, were used in the optimization process. Those five trials were found by running the optimization (Eqs. 11 and 12–14) with all possible combinations of trials and keeping only the repetitions that provided the best fit, i.e. highest average R^2 value across all activation levels.

Finally, the relationships between F_0 , L_0 , i_a and a^m were obtained using polynomial regressions of orders 5, 3 and 3, respectively, on the 20 values of each parameter corresponding to the 20 activation levels. The orders of those regressions were carefully chosen to ensure good fit while using the same orders for all participants. The three relationships defined a participant-specific force-length-activation relationship.

In order to predict the passive stretching of the muscle-tendon unit caused by different postures (Section 2.3), a relationship describing the resting belly length L_1^m as a function of muscle-tendon length (L^{mtu}) was also derived from the data. It was obtained using a second-order polynomial regression on the data from the same five ramp trials as those used in the derivation of force-length activation relationships:

$$L_1^m(L^{mtu}, \mathbf{d}) = d_2(L^{mtu})^2 + d_1 L^{mtu} + d_0 \tag{15}$$

2.2.4 Calculation of sample population relationships

To evaluate the effect of using relationships representing the tested sample population, instead of participant-specific ones, an average force-length-activation relationship was derived by applying the same regressions as for each participant on the gathered F_0 , L_0 , i_a data of all participants for the 20 a^m values. In the same way, average $f^m(a^m, \alpha)$, $\Delta l^m(f^m, \gamma)$, $L_1^m \times (L^{mtu}, \mathbf{d})$ relationships (Eqs. 2, 3 and 15, respectively) were calculated using the gathered data from the entire population. Prior to the calculation of the average model, F^m , L^m and L^{mtu} scaled according to the maximal isometric force (F_0^{\max} , i.e. F_0 value for $a^m = 1$), the reference muscle length, i.e. at rest in

neutral posture (L_r^m) and the reference musculotendon length (L_r^{mtu}), respectively.

2.3 Comparison of models based on force-length-activation relationships

Once the force-length-activation relationships were obtained, their ability to evaluate muscle forces was tested using the data acquired during the sawtooth contractions (Fig. 3a). Different EMG-driven models were thus developed based on the force-length-activation relationships to estimate muscle forces using kinematic (θ_{mcp} and θ_w) and EMG (a^m) data, i.e. forward dynamics approach (Fig. 3b). The muscle forces estimated by those EMG-driven models were then compared with those estimated by the hand musculoskeletal model using the torque (τ) and angle data, i.e. inverse dynamics approach.

The process to evaluate muscle forces using the EMG-driven model is the same as in Hauraix et al. [33] and is illustrated on Fig. 3b. First, the resting belly length L_1^m in the current posture was deduced from the muscle-tendon length (Eq. 15) which was obtained from joint angle (Section 2.2.1). Then, the muscle belly length change ΔL^m was estimated from the activation level a^m using Eqs. 2 and 3 successively. Muscle belly length L^m was then estimated by adding the muscle length change ΔL^m to the length at rest L_1^m . The force-length-activation relationship was then determined by calculating the three parameters (F_0 , L_0 , i_a) according to activation level a^m . Muscle force F^m could then be estimated from L^m using Eqs. 6–10.

For each participant and each muscle group, three different versions of the EMG-driven model were tested: (i) using the individual relationship determined for that participant (IND model), (ii) using the average relationship of the sample population (AVE model) and (iii) using only the average activation-dependent maximal isometric force of the average model ($F^m = F_0(a^m)$), i.e. neglecting force-length behaviour (NoFL model). The muscle force in the AVE and NoFL models was obtained by multiplying the normalized force to the maximal isometric force F_0^{\max} of the participant. The accuracy of each model was evaluated by computing the root mean square error (RMSE) between the predicted muscle forces by that model and those obtained using the hand musculoskeletal model. The RMSE values were normalized with respect to F_0^{\max} of the participant.

2.4 Statistical analysis

Normality of the data was confirmed using the Shapiro-Wilk test. The R software was used to perform parametric statistical tests. The statistical differences between both muscles were tested using paired t tests to compare the maximal net joint moment (τ^{\max} , the highest value recorded with the ergometer

about the wrist for ECR and MCP for EDC), maximal muscle force (F_0^{\max}) muscle optimal length (L_{opt} , i.e. L_0 for $a^m = 1$) and architectural properties (L_r^{mtu} , L_r^m and i_a^{opt} , i.e. i_a for $a^m = 1$). Two repeated-measures ANOVA (one for each muscle) were performed to assess the effect of *posture* (0 and -40 for ECR, 0/0 and 20/50 for EDC) and *model* (IND, AVE or NoFL) on the RMSE of predicted muscle forces. A Tukey post hoc analysis was conducted when appropriate. The level of significance was set to $p < 0.05$.

3 Results

3.1 Architectural data

Table 1 summarizes the measured and estimated architectural characteristics of EDC and ECR muscles. Significant differences were found between the ECR and the EDC muscles ($p < 0.01$) for the maximal measured net joint moment (τ^{\max}), the muscle maximal force (F_0^{\max}) as well as for the reference muscle-tendon length (L_r^{mtu}), the reference muscle belly length at rest (L_r^m), the optimal length (L_{opt}) and the optimal length normalized by L_r^m (l_{opt}). Only the index of architecture at optimal length (i_a^{opt}) was not significantly different between the two muscles ($p = 0.89$).

The parameters estimated and measured in the current study are in the range of data reported for ECRL and ECRB and for the four compartments of EDC in anatomical dataset acquired during dissections (Fig. 4). For ECR, the architectural parameters, i.e. belly and fibre length and index of architecture, were closer to those reported for ECRB than for ECRL. For EDC, the estimated architectural data agreed with the range of values reported in the literature for the four compartments. The comparison with a specific compartment of EDC was not possible considering the large variations observed between different studies, e.g. optimal belly length ranging from 10 to 27 cm. Compared with estimates based on PCSA from cadaver specimens, the maximal isometric force obtained for ECR (498 ± 115 N) was four times higher than the lowest value, i.e. 119.5 N using [46], but comparable to the highest value, i.e. 429 N in [19]. Estimated maximal isometric force of EDC group (169 ± 29.3 N) was in the range of estimates based on PCSA, i.e. from 79.9 N [47] to 307.2 N [19].

3.2 Modelled force-length-activation relationships

The individual force-length-activation relationships fitted for each participant using Eqs. 6–10 presented a mean R^2 value of 0.84 ± 0.12 and 0.83 ± 0.2 for ECR and EDC, respectively. The average relationships of the sample population are shown in Fig. 5.

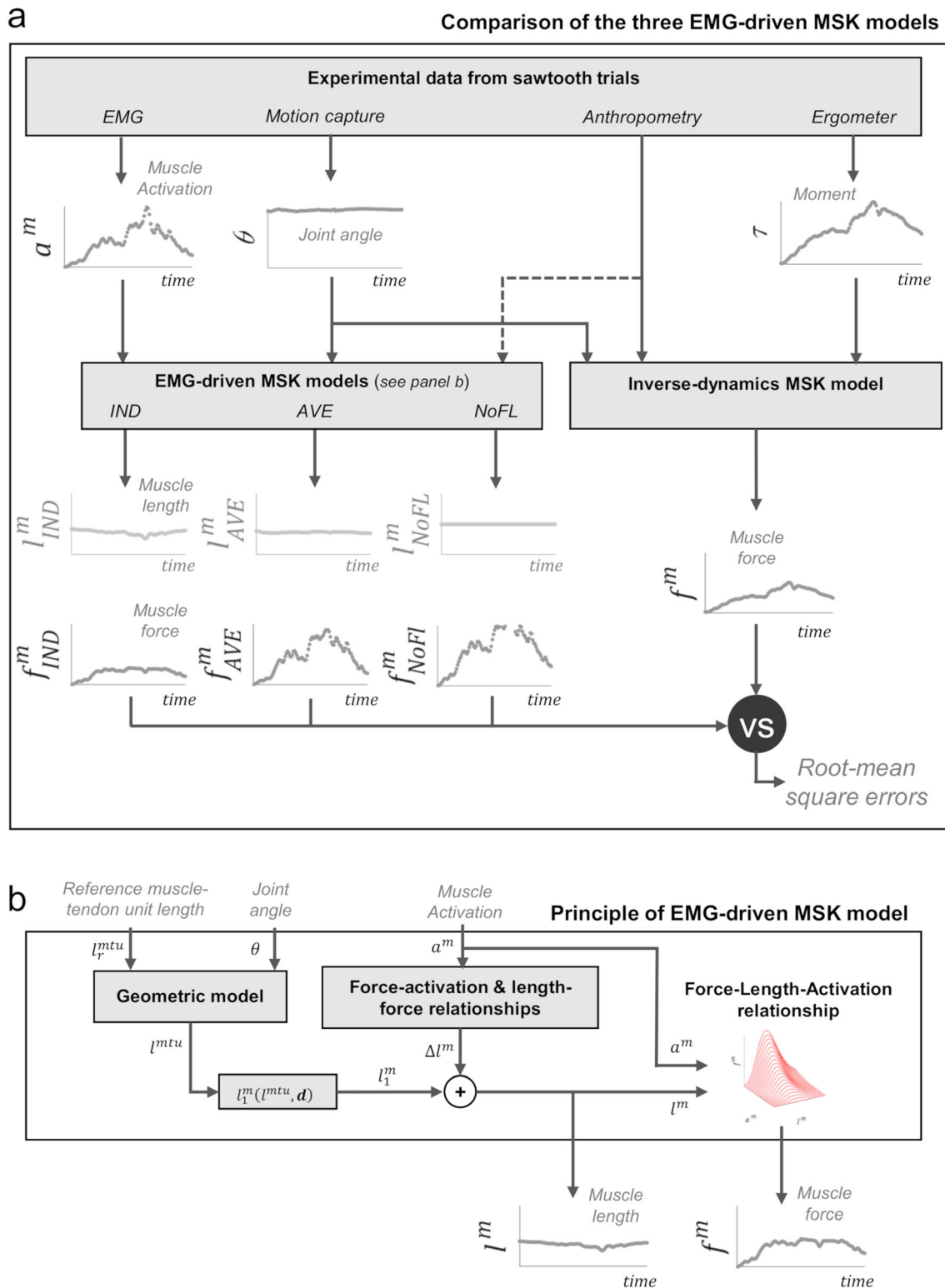


Fig. 3 Description of the process to compare the three EMG-driven musculoskeletal (MSK) models (**a**) and the general principle of muscle force and belly length estimation in the EMG-driven MSK models (**b**). IND, model based on individual force-length-activation relationships;

AVE, model based on average force-length-activation relationships; NoFL, model based on average force-length-activation relationships but using only the maximal isometric force scaled by activation level

Figure 6 presents the evolution the three parameters (F_0 , L_0 , i_a) describing the force-length-activation relationships as a

function of activation level. Coefficients for the polynomial regression describing the average curves are provided in

Table 1 Measured wrist and MCP torque as well as estimated variables describing the force-generating capacities and the architecture of both muscles

	Wrist	MCP	<i>p</i>
τ^{\max} (Nm)	14.1 ± 3.1	3.5 ± 0.9	< 0.001
	ECR	EDC	<i>p</i>
F_0^{\max} (N)	498 ± 115	169 ± 29	< 0.001
L_r^{mtu} (cm)	31.4 ± 1.5	37.1 ± 1.6	< 0.001
L_r^m (cm)	16.1 ± 0.01	21.1 ± 3.7	0.0019
L_{opt} (cm)	14.6 ± 0.01	20.9 ± 3.9	< 0.001
l_{opt} (% L_r^m)	90.8 ± 4.0	98.9 ± 3.8	< 0.001
i_a^{opt} (d.u.)	0.29 ± 0.17	0.30 ± 0.19	0.89

Mathematical symbols are described in the text

MCP metacarpophalangeal joint, ECR extensor carpi radialis, EDC extensor digitorum communis

Online Resource 1. The index of architecture (i_a) tended to increase with activation. It reached around 0.3 at maximal

activation for both muscles but was slightly higher for ECR, indicating a wider force-length curve, at low activation (see

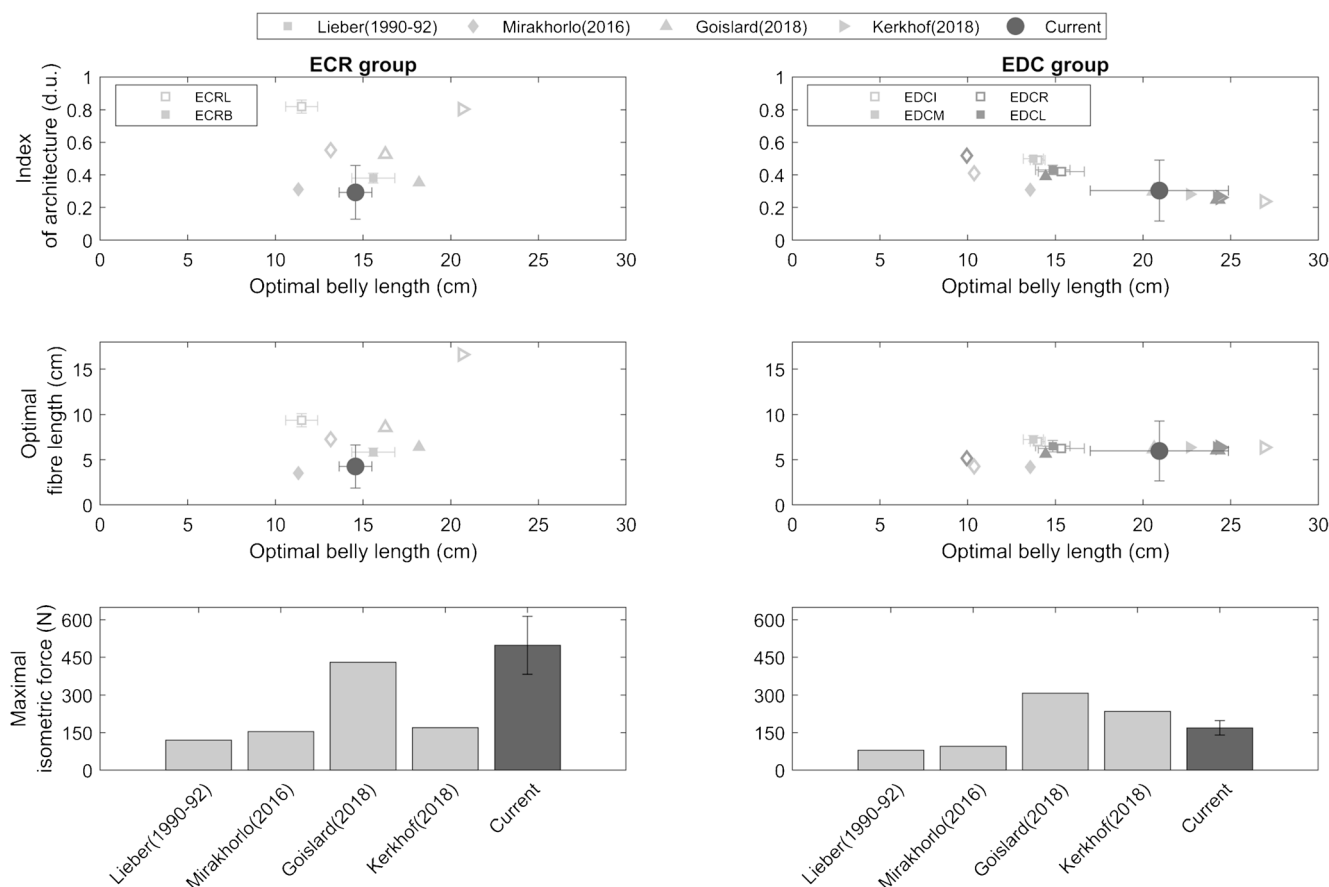


Fig. 4 Comparison of architectural properties obtained in this study for the ECR and EDC muscle groups with those directly measured on individual muscle bellies during dissection studies. EDCI, EDCM, EDCR and EDCL correspond to the index, middle, ring and little finger compartment of EDC, respectively. Data from Lieber et al. [46, 47] correspond to mean ± 1 standard deviation from 5 to 8 specimens, whereas Mirakhorlo et al. [20], Goislard De Monsabert et al. [19] and Kerkhof et al. [21] reported data for a single specimen. The optimal fibre

length in the current study was estimated by multiplying the optimal belly length (L_{opt}) by the index of architecture at maximal activation (i_a^{opt}) [45]. The optimal fibre length values from Lieber et al. were scaled to an optimal sarcomere length of 2.7 μm [48] to be comparable with the other dissection studies. The maximal isometric force for all dissection studies was calculated by multiplying the sum of the PCSA of the muscles in the group by a maximal muscle stress value of 35 N/cm² [1, 12]

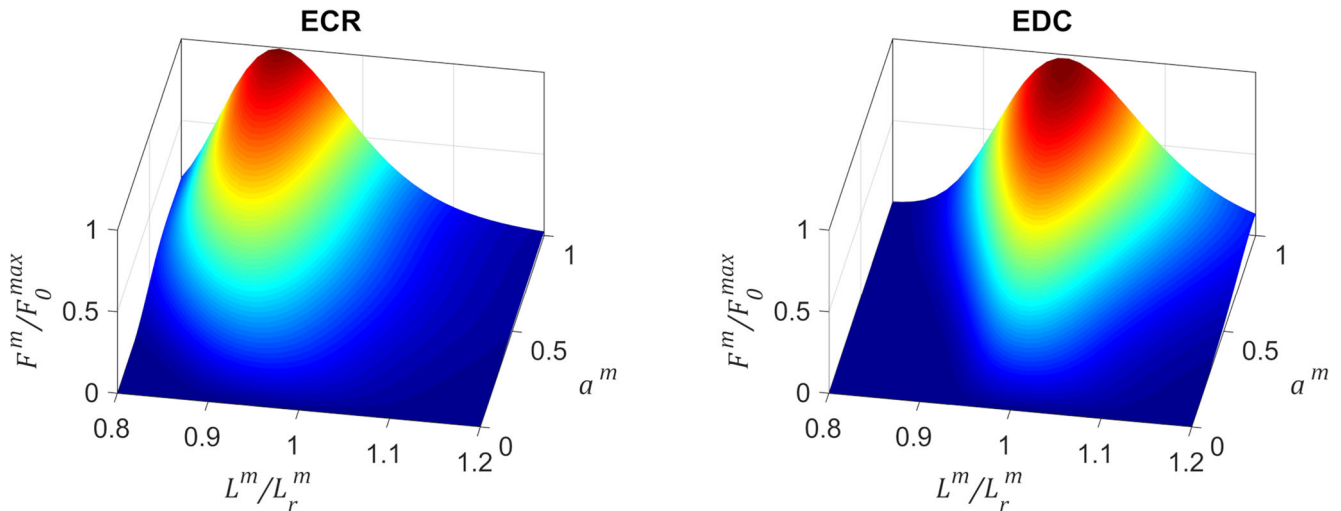


Fig. 5 Three-dimensional representation of the average force-length-activation relationships of the sample population for the ECR (left panel) and EDC (right panel) muscles. Muscle force and belly length

are normalized by the maximal isometric force at F_0^{\max} , i.e. at $a^m = 1$, and by the reference belly length L_r^m , i.e. at rest in neutral posture

Fig. 5). The muscle optimal belly length (L_0) decreased with activation for ECR, from $0.97 L_r^m$ to $0.90 L_r^m$, and remained stable for EDC, around 1 on average. The isometric maximal force (F_0) values increased non-linearly for both muscles.

3.3 Comparison of different force-length-activation models

For both muscles, the muscle forces estimated by the three EMG-driven models (i.e. IND, AVE, NoFL) were comparable to those of the inverse dynamics model (Fig. 7, upper panels). For ECR, the RMSE was statistically different between the three models ($F(2,18) = 3.77$; $p = 0.029$) but not between the neutral and extension postures ($p = 0.16$). No interaction effect was found. The post hoc analysis showed that the IND model provided the lowest RMSE ($p < 0.05$) and that the AVE and NoFL were not statistically different ($p = 0.99$). For EDC, the RMSE was not different across models ($F(2,16) = 2.29$; $p = 0.11$) nor between the two postures ($F(2,16) = 0.54$; $p = 0.47$).

The muscle strain ϵ^m (Eq. 7) were different between the two postures except for the NoFL model, which assumes the muscle is always at optimal length (Fig. 7, centre panels). The maximal moment applied by the subjects during the sawtooth conditions was similar between the two postures (Fig. 7, lower panels).

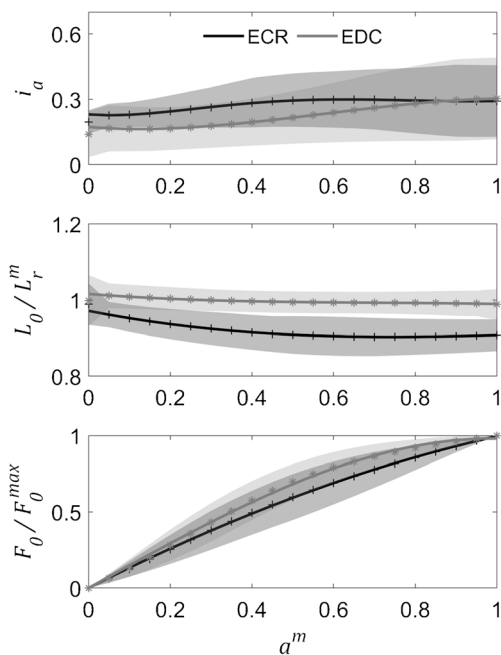
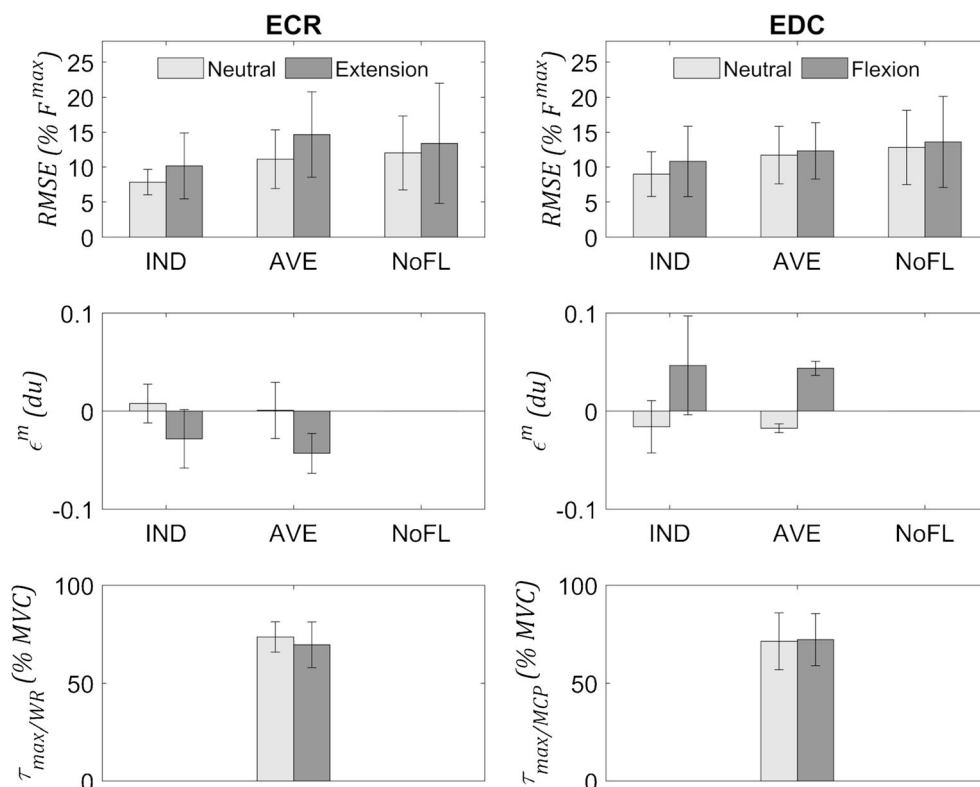


Fig. 6 Evolution of the parameters of the force-length-activation relationship (F_0 , L_0 , i_a) with the activation level a^m . Maximal isometric force and optimal belly length are normalized by the maximal isometric force at $a^m = 1$ (F_0^{\max}) and by the reference belly length L_r^m , i.e. at rest in neutral posture. The lines represent the average curve of the whole population. The mean and standard deviations of the data from all individual relationships is represented by asterisk and cross signs as well as shaded areas, respectively

4 Discussion

The objective of this study was to model the force-length-activation behaviour of hand extensor muscles by using non-invasive methods. The methodology developed for flexors [33] was modified to provide new insight into the muscle mechanics of finger and wrist extensors which plays a crucial role in the control of grasping [3]. To investigate the specific anatomy of the hand, two muscle groups were studied with ECR representing extensors acting only at the wrist and EDC representing extensors acting both at the finger and the wrist joints. Using a combination of experimental measurements

Fig. 7 Mean \pm 1 SD values of the normalized root mean square error of estimated muscle forces (RMSE; upper panels) and the muscle belly strain (ϵ^m , middle panels) obtained with the three versions of the EMG-driven model as well as the maximum measured torque (τ_j^{\max} with $j =$ (WR for wrist; MCP, for metacarpophalangeal joint)) during the sawtooth contractions for the ECR (right panels) and EDC (left panels) muscles. IND, model based on individual force-length-activation relationships; AVE, model based on average force-length-activation relationships; NoFL, model based on average force-length-activation relationships but only scaling the maximal isometric force by activation level, i.e. muscle always at optimal length



during isometric force-varying tasks together with musculoskeletal modelling, a three-dimensional force-length-activation relationship was obtained for each muscle group. Compared with the protocol for flexors, the tested postures were adjusted to match the range of action of extensors and the visual feedback guiding participants during the isometric torque exertions was based on activation levels, instead of joint torque. To our knowledge, this study is the first to provide a model considering the activation-dependency of the force-length relationships for both finger and wrist extensors which were derived from *in vivo* data describing the actual performances and muscle behaviour of participants. The obtained force-length-activation relationships highlighted how hand posture differently affects the mechanics of finger muscles and wrist actuators. The results of the EMG-driven models also showed that muscle forces estimated from kinematic and EMG using those relationships were comparable to those of an inverse dynamics musculoskeletal model.

4.1 Architectural properties and maximal isometric force

Compared with EDC, the results showed that ECR presented on average a twice higher force capacity (498 N against 170 N), comparable index of architecture (around 0.3) as well as a shorter optimal length (14.6 cm against 20.9 cm) that was further from the neutral posture ($0.91 L_v^m$ against $0.99 L_v^m$). Those values estimated via the combination of *in vivo*

measurements and musculoskeletal modelling were in agreement with direct measurements from dissection studies [19–21, 46, 47] (Table 1 and Fig. 4).

Compared with values reported for ECRB and ECRL muscles, the architectural parameters, i.e. i_a^{opt} and L_{opt} , estimated for the ECR group agreed well with those reported for ECRB and especially with results of Lieber et al. [46, 47]. This observation is consistent with the fact that, despite ECRL and ECRB were modelled as a group, the muscle shortening for ECR was interpreted from the tracking of ECRB myotendinous junction. Hence, despite a limited amount of imaging data, the methodology proposed here resulted in physiologically relevant architecture. Unfortunately, comparison between the EDC group and EDCI, tracked here, was difficult because of the spread of values reported in the literature. The EDCI muscle belly length particularly exhibited a large range, i.e. from 10.4 cm [20] to 26.9 cm [21]. Although the anthropometry of the specimen could be a reason for such large variations, Kerkhof et al. [21] found that dimensions of the forearm, such as radius length, do not seem to correlate with those of the muscle-tendon units. Despite those variations, the estimated parameters for EDC agree with the range reported for the four compartments and the standard deviations also demonstrate higher variation for muscle belly length (3.9 cm) than for other parameters.

Maximal isometric force F_0^{\max} derived from the approach presented here also agreed well with estimations based on PCSA data from dissection studies (Table 1 and Fig. 4). The

estimated value of ECR was globally higher than estimates from PCSA while the one of EDC was in the range of the literature. This result is in accordance with previous works from Goislard de Monsabert et al. [27]. They found that the discrepancies between hand muscle capacities estimated from cadaver-based data, including PCSA, and from dynamometry were higher for wrist extensors, including ECRB and ECRL, than for finger extensors, including EDC. However, the fact that the EDC maximal isometric force estimated based on effective strength measurements was lower than when using cadaver PCSA of [19, 21] was surprising. The results from Goislard de Monsabert et al. [27] indeed indicated that muscle capacities of finger extensors derived from dynamometry were twice higher than with PCSA taken from Chao et al. [22]. This probably indicates that discrepancies between estimates from dynamometry and from cadaver data depends on the specimens from which anatomical data were measured. Nevertheless, as few information about the specimens are available, the reasons explaining the discrepancies between the different datasets remain unclear.

Overall, the results on both architectural parameters and maximal isometric force confirm previous findings of the literature that hand musculature is variable. Variations have been observed at the anatomical level, e.g. supplementary or fused muscle bellies in EDC [49], and at the level of muscle group capacities with imbalances that might result from personal factors, such as expertise or pathology [27, 37]. The development of larger anatomical datasets as well as scaling procedures based on in vivo measurements appears necessary to allow representing the muscle capacities of specific populations. The present methodology could also be improved to provide a finer understanding of the hand muscle capacities, for instance by characterizing intrinsic muscles, by including radial/ulnar deviation torque measurements, or by considering velocity-dependent aspects.

4.2 Force-length-activation relationships

The force-length-activation relationships obtained here allowed to study the effect of activation on the parameters describing how length affects muscle force, namely muscle optimal length (L_0), maximal isometric force (F_0) and index of architecture (i_a) (Figs. 5 and 6). The approach based on isometric ramp tasks and using a modelling approach allowed assessing the force-length relationships of hand extensors and how activation can modify the shape and position of these relationships. Using the equation of Otten [44] (Eq. 6), the derived models provided a good interpretation of the activation and length dependency of muscle force with R^2 values that were above 0.8 for both muscles, i.e. 0.84 ± 0.12 and 0.83 ± 0.2 across all participants for ECR and EDC, respectively. For a better comparison with the literature and with previous work from our group, Fig. 8 presents the force-length-

activation relationships of the two extensors along with those of the two flexors previously studied [33] and highlights the portion covered over the tested postures tested as well as the effects of activation.

The portions of the force-length relationship found in the present study agreed well with those already observed through in vivo sarcomere length measurements of ECRB and ECRL [4, 6]. The estimated force-length-activation relationship indicated that ECR mainly worked on the plateau and descending limb of the force-length relationships. The muscle reached its maximal capacity in a slightly extended wrist, near 20° , which was closer to neutral compared with what sarcomere length measurements predicted, i.e. $40\text{--}50^\circ$ [4, 6]. This slight difference might arise from the different scales at which the force-length behaviour was studied. Considering the non-uniform distribution of sarcomeres and the non-homogeneous mechanical properties of the different tissues within a muscle [50], a complete agreement between the present study at the muscle level and sarcomere behaviour was not expected. As no data was available in the literature regarding the force-length behaviour of EDC compartments, no comparison can be made regarding the present results. Nevertheless, the good agreement regarding the portions of the curve covered by ECR over the range of tested postures tend to validate the use of myotendinous junction displacement, dynamometry and electromyography to study force-length relationship at the muscle level.

The obtained force-length-activation relationships provide a better understanding of how the capacities of wrist and finger extensors are affected by hand posture during everyday life. The tested postures indeed explored most of the functional ranges of motion required for everyday life activities, i.e. from 40° extension to 40° flexion at the wrist [51] and between neutral to 50° flexion for MCP joints [52]. In comparison with ECR, EDC is affected by both wrist and finger posture but was exposed to lesser loss of force capacities among the tested postures (Fig. 8). EDC remained on the plateau region when moving only the fingers, but the effect of wrist posture was substantial as the additional lengthening or shortening resulted in a loss of more than 10% of its maximal capacities. Nevertheless, when considering the maximal activation, EDC only lost 20% of its maximal capacity in the most extreme postures, whereas ECR lost around 60%, near 50° flexion. Although the range of motion of EDC is more complex to study because of the multiple joints affecting its length, this result suggests EDC muscle capacity is less affected by changes in length than ECR over functional ranges of motion.

Regarding the configuration corresponding to optimal length, EDC reached its maximal force for slightly flexed MCP joints, around 25° , with the wrist in neutral posture. Interestingly, as EDC muscle length is affected by both finger joints and the wrist, other hand postures could place this

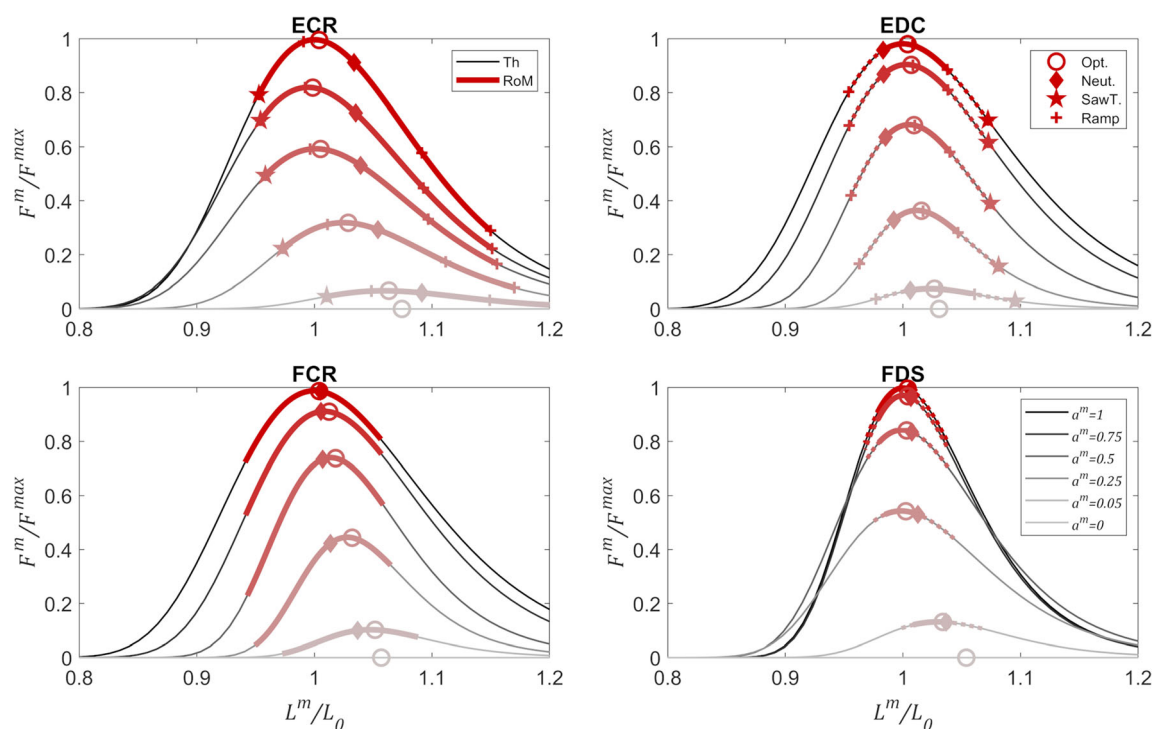


Fig. 8 Average force-length-activation relationships for the sample population for both extensors (upper panels) along with the results of Hauraix et al. [33] for hand flexors (lower panels: FCR, flexor carpi radialis; FDS, flexor digitorum superficialis). Muscle force and belly length are normalized by maximal isometric force and optimal belly length at maximal activation ($a^m = 1$). The colours correspond to different levels of activation, namely 1, 0.75, 0.5, 0.25 and 0. The thin parts represent the theoretical force-length relationships for all belly length and the bold part symbolizes the portions reached by each muscle for the finger and wrist range of motion tested in the

muscle at optimal length. For instance, from the posture mentioned above, a more flexed MCP joint, causing a lengthening, combined to an extended wrist, causing a shortening, would also place EDC at optimal length. Since ECR would also be close to optimal capacities in that posture, such mechanism could explain why the highest maximal grip force is reached for slightly extended wrist posture, i.e. around 25° [7]. During grasping tasks, fingers are indeed flexed to maintain the object and while a wide range of wrist posture could be taken, a wrist extension could place both EDC and ECR at their optimal length. As both this muscle can balance the flexion moments created by extrinsic flexors [2, 3], the wrist extension might represent an optimal posture that place both extensors in a more advantageous configuration. In another wrist posture, the extensor capacities might be significantly reduced which might prevent their ability to balance finger flexor actions at the wrist, therefore limiting the maximal grip force. Considering the crucial role of finger and wrist extensors during grasping tasks, further studies could investigate how wrist posture might modulate the coordination between hand flexors and extensors and further affect grip performance.

experiment. For extrinsic muscles (EDC and FDS), the solid thick line indicates the portion reached when only moving the fingers with the wrist in neutral posture, and the dashed thick line indicates the supplementary shortening or lengthening when only moving the wrist at the extremities of the finger range of motion. The circle marker corresponds to the point where maximal isometric force is reached for different activation levels. The other markers indicate to which length the ramp (crosses) and sawtooth (diamond and star) postures were tested. The diamond marker corresponds to the neutral posture, i.e. 0° of wrist and MCP flexion-extension

4.3 Activation-dependency of the force-length relationship

As it has been observed for many years [34, 36], a shift of optimal belly length L_0 toward longer length with decreasing activation was found with the obtained force-length-activation relationships (Figs. 4, 6 and 8). This shift reached 7.5% for ECR and 3% for EDC for null activation which remained among the lowest value reported in the literature for human muscles, i.e. from 0 [53] to 40% [54], and used in musculo-skeletal models, i.e. 15% [55, 56]. The results from this study thus suggest the amount of this shift varies for different muscles. This result cannot be fully explained as the exact reason for this shift remains unclear. Although it has often been attributed to a length dependence of calcium sensitivity [35, 36, 57], it might also be caused by the force transmission mechanisms within the muscle-tendon unit [34]. This second hypothesis suggests the fibre at which the maximal capacity is reached might change with the absolute force level to optimize the efficacy of the transmission within the complex arrangement of both active and passive tissues [58]. This might

explain why different optimal length shift was observed for both extensors as their structural arrangements differ. ECRB presents specific fibre trajectories with an L-shaped belly while EDC is multi-compartment muscles which are interconnected by passive tissues [49, 59]. This hypothesis that muscle-tendon unit structural arrangement would influence activation-dependency of the force-length relationship seems confirmed by differences found in our previous work on flexors (Fig. 8, FDS and FCR). Finger (FDS) and wrist (FCR) flexors indeed show similar anatomical differences than extensors, i.e. multi-compartment vs single belly muscles, and are differently affected by activation.

The shape of the force-length relationship curve, influenced by i_a , was also influenced by the activation (Figs. 4, 6 and 8). The curve of ECR became flatter for activation below 0.5, while the one of EDC conserved a similar width from 1 to 0.25. This result indicates that ECR force-generating capacities are less affected by muscle length at low activation than EDC. This comparison of wrist actuators and finger muscles result in a different trend for flexors, with the digital flexors (FDS) being less affected by muscle length than wrist flexors (FCR). As discussed above, the exact reasons for such differences in the activation-dependency of the hand muscles remain unclear, although it could be the result of high specialization of each muscle as already demonstrated from architectural measurements [46, 47].

Although the significance of the activation-dependency might vary among hand muscles, e.g. low shift of optimal length for EDC, it is visible from the comparison of different hand muscles that they each possess unique muscle mechanics (Fig. 8). The relationships obtained here (and available from Online Resource 1) allow considering the non-linearities introduced by both activation and muscle length in the estimation of finger and wrist muscle forces. Such data might clarify how hand joint configuration could affect the force-generating capacities of each muscle group and in turn influence muscle coordination.

4.4 Results from the EMG-driven models

The muscle forces estimated by the different EMG-driven models based on the obtained force-length-activation relationships were slightly different, below 15% of F_0^{\max} average, compared with those of the musculoskeletal model which used an inverse dynamics approach (Fig. 7). Although some statistical differences were found for ECR, the models based on the participant-specific (IND) relationships resulted in similar errors compared with the sample population (AVE) model. This result corroborates the conclusion of our first study on hand flexors [33] that an average model provides a good representation that should be applicable to other participants as long as they remain in the range of age and anthropometry of

the sample population. Force-length characteristics might indeed vary according to personal factors, such as training or expertise [57].

Surprisingly, the comparison of EMG-driven models indicated that the NoFL model resulted in similar errors than other models for the two tested postures (Fig. 7). A high difference between the different versions of the EMG-driven models was not expected for the neutral posture since the muscles are close to their optimal length in this posture (Fig. 8). Nevertheless, the difference between models for the second posture (Fig. 8; star markers) of sawtooth contractions was expected to be higher as it corresponds to sub-optimal length, shorter for ECR and longer for EDC. As shown in Fig. 8, the muscle force estimates of the NoFL model, assuming the muscle stays at optimal length (circle markers), overestimate the actual force level in this second sawtooth posture (star markers). This overestimation of NoFL varies according to the activation level but reached up to 20% for ECR and 30% for EDC. Despite those clear differences between EMG-driven models, the RMSE error calculated in the second sawtooth posture were comparable between them, approximately 10% (Fig. 7). This lack of difference is explained by the fact that the muscle force estimates of the inverse dynamics model, used as reference, were in between those of the different EMG-driven models. While AVE and IND models estimated sub-optimal muscle force, nearly 10% lower than the inverse dynamics model, the NoFL model assumed an optimal muscle force, nearly 10% higher than the inverse dynamics model. Those discrepancies illustrate the limitations of both the forward dynamics, here EMG-driven models, and inverse dynamics approaches of musculoskeletal modelling. The former is based on hypotheses at the muscle level but neglects the global performance, e.g. resultant force or motion, while the latter uses this global performance and make important hypotheses at the joint level on muscle coordination [41]. Therefore, although the inverse dynamics musculoskeletal model was taken as reference in our study, both approaches are making different assumptions on the functioning of the neuromusculoskeletal system which results in different estimations of the force of an individual muscle. Further studies should focus on the development of new biomechanical models of the hand integrating both the inverse and direct approaches based on the relationships found in the present study, as it has been done for the lower limb [55, 60]. Nevertheless, considering the relatively good fit quality with experimental data and the relatively low RMSE with the musculoskeletal model estimates, we consider that our force-length-activation relationships represent, by themselves, an appropriate model of how extensors' muscle forces are dependent to both activation and length.

4.5 Limitations

Some limitations should be considered when interpreting the results of the present study. It has been shown that ramp contractions can underestimate the maximal muscle force as it depends on fibre shortening velocity and contraction history [61]. This underestimation, also called force depression, seems to increase linearly with the mechanical work the muscle produces during the contraction. To estimate this possible bias, the contraction work during the ramp trials was calculated by integrating the instantaneous product of muscle force and fibre shortening velocity, and was found to be on average 2.0 ± 1.2 mJ/N and 1.4 ± 0.9 mJ/N for ECR and EDC, respectively, once normalized by maximal muscle force. As this estimation would correspond to force depression levels below 5% of maximal isometric force [61, 62], we consider the ramp trials designed for this study were slow enough to minimize this phenomenon. Another limitation concerns the use of voluntary contractions, which might not result in the “true” maximal performance [40]. Nevertheless, we consider that the precautions taken, including the EMG-based visual guidance, verbal encouragements and randomizing of ramp postures, have minimized the factors that could influence the occurrence of sub-maximal performances. The modelling approach proposed here does not allow a quantification of the fine muscle-tendon unit mechanics, such as the three-dimensional behaviour of the different tissues [63] or the dynamic equilibrium between muscle and tendon strain [64]. Nevertheless, the good agreement between our estimations based on *in vivo* measurements and previous findings regarding muscle architecture, sarcomere length and activation-dependency tends to confirm the obtained force-length-activation relationships provide an adequate model of the muscle behaviour of hand extensors.

5 Conclusion

This study provided a model of the force-length behaviour of the ECR and EDC muscles considered as representative of wrist and finger extensors, respectively. The procedure combining musculoskeletal model with *in vivo* data of joint torque performance and muscle behaviour provided new insight in the activation and length dependency of hand extensors. Based on the obtained force-length-activation relationships, an EMG-driven model was proposed to evaluate muscle force using electromyography and joint posture and provided results in agreement with an inverse dynamics model. Those EMG-driven models could be helpful for clinical or ergonomic applications as they are easier to implement compared with inverse dynamics models which requires the use of numerous input data and anatomical parameters. Nevertheless, for a better accuracy, the results suggested a combination of both

approaches would result in finer estimates of muscle forces. The data describing the force-length-activation relationships provided in Online Resource 1 could thus be used by interested parties who seek to estimate the muscle capacities of hand extensors. For instance, considering that overloading of extensor muscles relative to their capacities represent a risk factor for lateral epicondylalgia [37], these relationships could help to design tool handles and recommendations for manual tasks such that extensor muscles remain close to their optimal length when they are highly involved. By describing how muscle capacities are affected by joint posture, the models obtained in the present study could also be used to clarify how biomechanical constraints might influence the muscle coordination during grasping tasks.

Acknowledgements The authors declare that the results of the study are presented clearly, honestly and without fabrication, falsification or inappropriate data manipulation. There were no external funding sources used in the preparation of this article.

Compliance with ethical standards

This study was performed in line with the principles of the Declaration of Helsinki. Approval was obtained from the local ethics committee of Aix-Marseille University.

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interests.

References

1. Goislard de Monsabert B, Rossi J, Berton E, Vigouroux L (2012) Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. *Med Sci Sports Exerc* 44:1906–1916
2. Snijders CJ, Volkers AC, Mechelse K, Vleeming A (1987) Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. *Med Sci Sports Exerc* 19:518–523
3. Charissou C, Amarantini D, Baurès R, Berton E, Vigouroux L (2017) Effects of hand configuration on muscle force coordination, co-contraction and concomitant intermuscular coupling during maximal isometric flexion of the fingers. *Eur J Appl Physiol* 117: 2309–2320
4. Lieber RL, Loren GJ, Fridén J (1994) *In vivo* measurement of human wrist extensor muscle sarcomere length changes. *J Neurophysiol* 71:874–881
5. Lieber RL, Ljung BO, Fridén J (1997) Intraoperative sarcomere length measurements reveal differential design of human wrist extensor muscles. *J Exp Biol* 200:19–25
6. Cromie MJ, Sanchez GN, Schnitzer MJ, Delp SL (2013) Sarcomere lengths in human extensor carpi radialis brevis measured by microendoscopy: sarcomere lengths in human ECRB. *Muscle Nerve* 48:286–292
7. O’Driscoll SW, Horii E, Ness R et al (1992) The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *J Hand Surg* 17: 169–177
8. Dennerlein JT, Diao E, Mote CD, Rempel DM (1998) Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *J Biomech* 31:295–301

9. An KN, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL (1985) Forces in the normal and abnormal hand. *J Orthop Res* 3:202–211
10. Goislard de Monsabert B, Vigouroux L, Bendahan D, Berton E (2014) Quantification of finger joint loadings using musculoskeletal modelling clarifies mechanical risk factors of hand osteoarthritis. *Med Eng Phys* 36:177–184
11. Mirakhorlo M, Van Beek N, Wesseling M, et al. (2018) A musculoskeletal model of the hand and wrist: model definition and evaluation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 1–10
12. Valero-Cuevas FJ, Zajac FE, Burgar CG (1998) Large indexing-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *J Biomech* 31:693–703
13. Gonzalez RV, Buchanan TS, Delp SL (1997) How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moments. *J Biomech* 30:705–712
14. Nichols JA, Bednar MS, Havey RM, Murray WM (2015) Wrist salvage procedures alter moment arms of the primary wrist muscles. *Clin Biomech* 30:424–430
15. Sancho-Bru JL, Pérez-González A, Vergara-Monedero M, Giurintano D (2001) A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *J Biomech* 34:1491–1500
16. Loren GJ, Shoemaker SD, Burkholder TJ, Jacobson MD, Fridén J, Lieber RL (1996) Human wrist motors: biomechanical design and application to tendon transfers. *J Biomech* 29:331–342
17. Wohlman SJ, Murray WM (2013) Bridging the gap between cadaveric and in vivo experiments: a biomechanical model evaluating thumb-tip endpoint forces. *J Biomech* 46:1014–1020
18. Kamper DG, Fischer HC, Cruz EG (2006) Impact of finger posture on mapping from muscle activation to joint torque. *Clin Biomech* 21:361–369
19. Goislard De Monsabert B, Edwards D, Shah D, Kedgley A (2018) Importance of consistent datasets in musculoskeletal modelling: a study of the hand and wrist. *Ann Biomed Eng* 46:71–85
20. Mirakhorlo M, Visser JMA, Goislard de Monsabert BAAX, van der Helm FCT, Maas H, Veeger HEJ (2016) Anatomical parameters for musculoskeletal modeling of the hand and wrist. *International Biomechanics* 3:40–49
21. Kerkhof FD, van Leeuwen T, Vereecke EE (2018) The digital human forearm and hand. *J Anat* 233:557–566
22. Chao EY, An KN, Cooney WP III, Linscheid RL (1989) *Biomechanics of the hand: a basic research study*. World Scientific, Singapore
23. Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 184:170–192
24. Holzbaur KRS, Murray WM, Delp SL (2005) A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann Biomed Eng* 33:829–840
25. Heinen F, Lund ME, Rasmussen J, de Zee M (2016) Muscle-tendon unit scaling methods of Hill-type musculoskeletal models: an overview. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H. J Eng Med* 230:976–984
26. Hicks JL, Uchida TK, Seth A, Rajagopal A, Delp SL (2015) Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *J Biomech Eng* 137:0209051–02090524
27. Goislard de Monsabert B, Rao G, Gay A, Berton E, Vigouroux L (2017) A scaling method to individualise muscle force capacities in musculoskeletal models of the hand and wrist using isometric strength measurements. *Med Biol Eng Comput* 55:2227–2244
28. Armstrong TJ, Chaffin DB (1978) An investigation of the relationship between displacements of the finger and wrist joints and the extrinsic finger flexor tendons. *J Biomech* 11:119–128
29. Hatze H (1981) Estimation of myodynamic parameter values from observations on isometrically contracting muscle groups. *Eur J Appl Physiol* 46:325–338
30. Leedham JS, Dowling JJ (1995) Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *Eur J Appl Physiol* 70:421–426
31. Maganaris CN (2003) Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clin Anat* 16:215–223
32. Winter SL, Challis JH (2010) The force-length curves of the human rectus femoris and gastrocnemius muscles in vivo. *J Appl Biomech* 26:45–51
33. Hauraix H, Goislard De Monsabert B, Herbaut A et al (2018) Force-length relationship modeling of wrist and finger flexor muscles. *Med Sci Sports Exerc* 50:2311–2321
34. Holt NC, Azizi E (2014) What drives activation-dependent shifts in the force-length curve? *Biol Lett* 10:20140651
35. Rockenfeller R, Günther M (2018) Inter-filament spacing mediates calcium binding to troponin: a simple geometric-mechanistic model explains the shift of force-length maxima with muscle activation. *J Theor Biol* 454:240–252
36. Rack PMH, Westbury DR (1969) The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J Physiol* 204:443–460
37. Vigouroux L, Goislard de Monsabert B, Hayot C, Androuet P, Berton É (2017) Assessment of the risk and biomechanical consequences of lateral epicondylalgia by estimating wrist and finger muscle capacities in tennis players. *Sports Biomech* 16:434–451
38. Delp SL, Grierson AE, Buchanan TS (1996) Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation. *J Biomech* 29:1371–1375
39. McNair PJ, Depledge J, Brett Kelly M, Stanley SN (1996) Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle: action. *Br J Sports Med* 30:243–245
40. Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81:1725–1789
41. Crowninshield RD, Brand RA (1981) A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech* 14:793–801
42. Lemay MA, Crago PE (1996) A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *J Biomech* 29:1319–1330
43. Ramsay JW, Hunter BV, Gonzalez RV (2009) Muscle moment arm and normalized moment contributions as reference data for musculoskeletal elbow and wrist joint models. *J Biomech* 42:463–473
44. Otten E (1987) A myocybernetic model of the jaw system of the rat. *J Neurosci Methods* 21:287–302
45. Kaufman KR, An KN, Chao EY (1989) Incorporation of muscle architecture into the muscle length-tension relationship. *J Biomech* 22:943–948
46. Lieber RL, Fazeli BM, Botte MJ (1990) Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *J Hand Surg* 15:244–250
47. Lieber RL, Jacobson MD, Fazeli BM, Abrams RA, Botte MJ (1992) Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer. *J Hand Surg* 17:787–798
48. Walker SM, Schrodt GR (1974) I segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the Rhesus monkey and the human. *Anat Rec (Hoboken)* 178:63–81
49. Leijnse JNAL, Carter S, Gupta A, McCabe S (2008) Anatomic basis for individuated surface EMG and homogeneous electrostimulation with neuroprostheses of the extensor digitorum communis. *J Neurophysiol* 100:64–75
50. Moo EK, Leonard TR, Herzog W (2020) The sarcomere force-length relationship in an intact muscle-tendon unit. *J Exp Biol* 223:jeb215020
51. Ryu J, Cooney WP, Askew LJ et al (1991) Functional ranges of motion of the wrist joint. *J Hand Surg* 16:409–419

52. Roda-Sales A, Vergara M, Sancho-Bru JL, Gracia-Ibáñez V, Jarque-Bou NJ (2019) Human hand kinematic data during feeding and cooking tasks. *Sci Data* 6:167
53. de Brito FH, Herzog W (2016) Vastus lateralis maximum force-generating potential occurs at optimal fascicle length regardless of activation level. *Eur J Appl Physiol* 116:1267–1277
54. Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, Fukunaga T (1997) Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat* 159:78–83
55. Lloyd DG, Besier TF (2003) An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech* 36:765–776
56. Cox SM, Easton KL, Lear MC et al (2019) The interaction of compliance and activation on the force-length operating range and force generating capacity of skeletal muscle: a computational study using a guinea fowl musculoskeletal model. *Integrative Organismal Biology* 1:obz022
57. Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W (1999) Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol* 86:1445–1457
58. Huijing PA (1999) Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech* 32:329–345
59. von Schroeder HP, Botte MJ (1993) The functional significance of the long extensors and juncturae tendinum in finger extension. *J Hand Surg [Am]* 18:641–647
60. Amarantini D, Rao G, Berton E (2010) A two-step EMG-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement. *J Biomech* 43:1827–1830
61. Siebert T, Rode C, Herzog W, Till O, Blickhan R (2008) Nonlinearities make a difference: comparison of two common Hill-type models with real muscle. *Biol Cybern* 98:133–143
62. Corr DT, Herzog W (2016) A cross-bridge based model of force depression: can a single modification address both transient and steady-state behaviors? *J Biomech* 49:726–734
63. Seydewitz R, Siebert T, Böl M (2019) On a three-dimensional constitutive model for history effects in skeletal muscles. *Biomech Model Mechanobiol* 18:1665–1681
64. Millard M, Uchida T, Seth A, Delp SL (2013) Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics. *J Biomech Eng* 135:021005

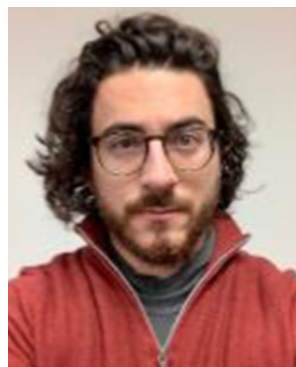
Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Benjamin Goislard de Monsabert, PhD, completed his PhD (2014) at the Institute of Movement Sciences at Aix-Marseille University. He is an Assistant Professor in musculo-skeletal biomechanics since 2018.



Hugo Huraix, PhD, holds a PhD (2015) from the Movement, Interactions, Performance Laboratory at the University of Nantes and is now working as a data analyst at Decathlon, sports retailer.



Mathieu Caumes, MSc, is a PhD candidate at the Institute of Movement Sciences at the Aix-Marseille University. His research focuses on wrist and hand biomechanics during grasping tasks.



Alexis Herbaut , PhD, received his PhD (2016) from University of Valenciennes et du Hainaut Cambrésis and is now working as a research and development engineer at Decathlon SportsLab.



Laurent Vigouroux , PhD, is an Associate Professor at the Aix-Marseille University since 2006. His research focuses on biomechanics and motor control of the hand and upper limbs.



Eric Berton , PhD, is a full professor at the Aix-Marseille University since 2005. His research focuses on human movement with applications to various domains such as sports engineering and ageing.

C. Résultats supplémentaires de l'étude 2

Combinaisons	Press			Pinch		
	Δ_{AIC}	Rank	R_{adj}^2	Δ_{AIC}	Rank	R_{adj}^2
ECR	24.6	13	0.100	4.79	7	0.319
FDS	0.0	1	0.360	19.08	14	0.203
EDC	30.4	15	0.024	12.80	12	0.294
FCR	13.3	9	0.231	20.48	15	0.318
ECR + FDS	1.5	3	0.358	2.10	3	0.173
ECR + FCR	15.2	10	0.224	6.06	8	0.188
ECR + EDC	26.6	14	0.089	0.00	1	0.260
EDC + FDS	2.2	4	0.352	12.67	11	0.327
EDC + FCR	15.4	11	0.220	12.38	9	0.192
FCR + FDS	1.2	2	0.360	16.58	13	0.311
ECR + FDS + EDC	3.8	7	0.348	0.47	2	0.098
ECR + FDS + FCR	3.3	5	0.353	3.92	6	0.260
ECR + FCR + EDC	17.3	12	0.214	2.11	4	0.080
FDS + FCR + ECR	3.5	6	0.351	12.66	10	0.143
FDS + FCR + ECR + EDC	5.6	8	0.344	2.72	5	0.299

TABLEAU .1. – Δ_{AIC} , rang et R_{adj}^2 de l'ensemble des combinaisons testés.

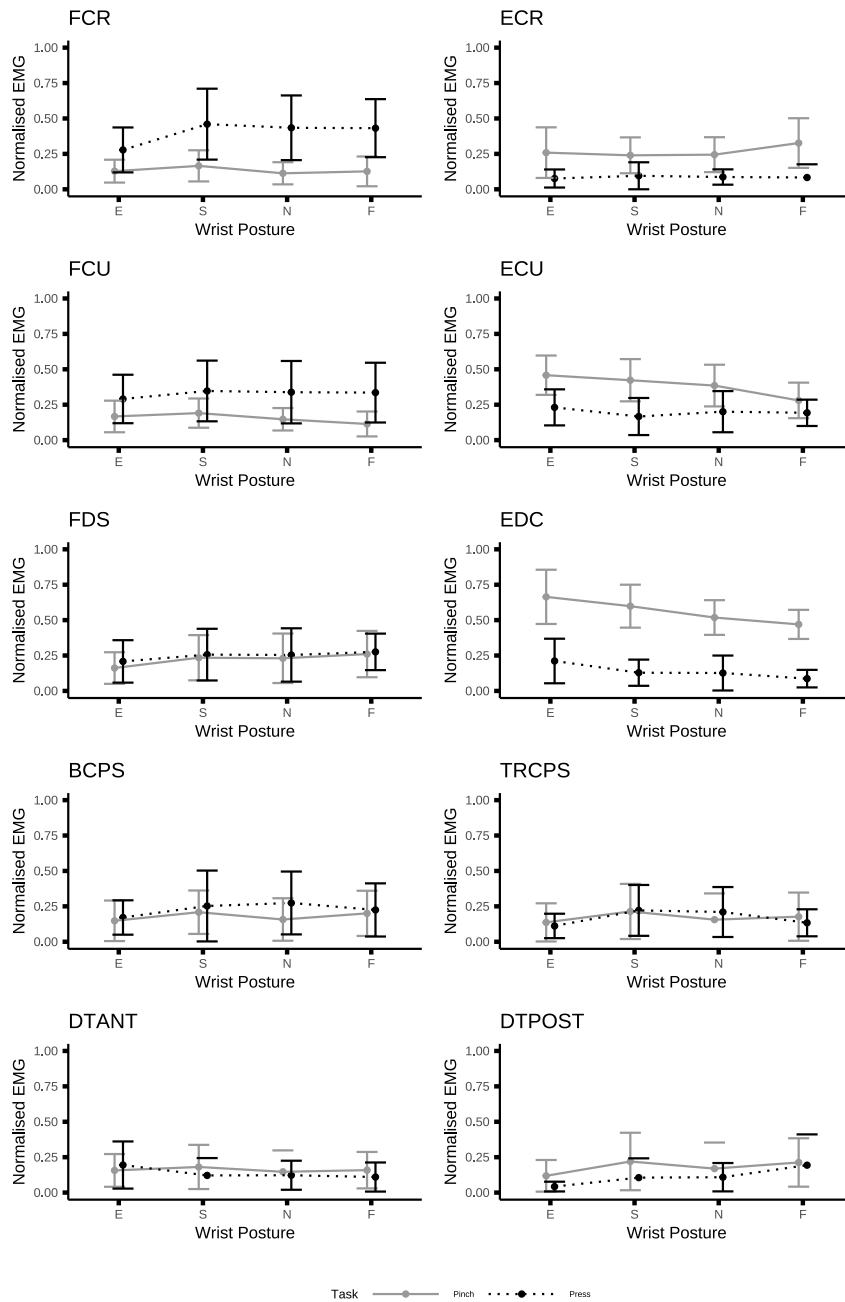


FIGURE .1. – Activation moyennes normalisées des 10 muscles pour les différentes postures. Les *posture* sont Extension (E), spontané (S), neutre (N) et flexion (F). Les abréviations des muscles sont FCR pour *Flexor Carpi Radialis*, ECR pour *Extensor Carpi Radialis*, Flexor Carpi Ulnaris pour FCU, *Extensor Carpi Ulnaris* pour ECU, FDS pour *Flexor Digitorum Superficialis* et EDC pour *Extensor Digitorum Communis*, biceps brachii pour BCPS, *triceps brachii* pour TRCPS, *Deltoïde Antérieur* pour DTANT, *Deltoïde Postérieur* pour DTPOST

Abstract

The hand allows us to perform a multitude of tasks in daily interaction with our environment, to manipulate objects of various shapes and weights, involving high levels of force or fine gestures. This adaptation capacity is made possible by the abundant anatomy of the hand, including more than thirty muscles and twenty joints and allowing a multitude of combinations of finger and wrist actions. How the neuro-musculoskeletal system coordinates these multiple structures to produce a force remains a major question in the understanding of human movement. In particular, there is little understanding of how the force production capabilities of each muscle influence their coordination to accomplish a task due to a lack of quantified data. The aim of this thesis work was to explore the role of muscle mechanics, in particular aspects of 'force-length', on muscle coordination and the ability to produce force with the hand. To achieve this, I developed a musculoskeletal model of the hand and a measurement protocol to study the effect of posture and activation on the maximum force that the muscle can produce. These tools were used in two studies that focused on factors associated with object size and the types of force application, grasping or supporting. This work showed that depending on the task, the ability of a specific muscle seemed to guide the variations of maximum hand force, notably the finger or wrist extensors in prehensile tasks. However, the results also suggest that the optimal posture for producing force would correspond to an equilibrium providing an efficient configuration for all the muscles involved. This doctoral work suggests that during prehension, muscular capabilities have a strong influence on muscle coordination and force levels exerted with the hand. They also provide essential data for ergonomists and the understanding of risk factors for musculoskeletal disorders by directly linking a posture to a favourable state of the musculoskeletal system.

Keywords: coordination, grip, musculoskeletal model, extrinsic muscle, force-length, posture

Résumé

La main nous permet de réaliser au quotidien une multitude de tâches en interaction avec notre environnement, de manipuler des objets de formes et poids variés, impliquant des niveaux de force élevés ou des gestes fins. Cette capacité d'adaptation est possible grâce à une trentaine de muscles et une vingtaine d'articulations qui permettent une multitude de combinaisons d'action des doigts et du poignet. Comment le système neuro-musculosquelettique coordonne-t-il ces multiples structures pour produire un geste ou une force, cela reste un questionnement majeur pour la compréhension du mouvement humain. Notamment, on comprend peu de quelle manière les capacités de production de force de chaque muscle influent sur leur coordination face à une tâche par manque de données quantifiées. Mes travaux de thèse avaient pour but d'explorer le rôle de la mécanique musculaire, en particulier des aspects de « force-longueur », sur les coordinations musculaires et la capacité à produire de la force avec la main. Pour y arriver, j'ai développé un modèle musculosquelettique de la main et un protocole de mesure permettant d'étudier l'effet de la posture et de l'activation sur la force maximale que le muscle peut produire. Ces outils ont été employés dans deux études s'intéressant aux facteurs associés aux dimensions de l'objet et aux types d'application de force, préhension ou appui. Ces études ont permis de montrer que selon la tâche, les capacités d'un muscle spécifique semblent guider les variations de la force maximale que l'on peut exercer, notamment les extenseurs des doigts ou du poignet, dans les tâches préhensiles. Cependant, les résultats suggèrent que la posture optimale pour produire de la force correspondrait à un équilibre permettant une configuration efficiente pour l'ensemble des muscles impliqués. Ces travaux doctoraux suggèrent que lors de la préhension les capacités musculaires exercent une influence forte sur les coordinations musculaires et sur les niveaux de force exercés avec la main. Ils apportent aussi des données essentielles pour les ergonomes et la compréhension des facteurs de risque des troubles musculosquelettiques en reliant directement une posture à un état favorable du système musculosquelettique.

Mots clés : coordination, préhension, modèle musculosquelettique, muscle extrinsèque, Force-Longueur, posture