



HAL
open science

Modélisation biomécanique des système musculo-squelettique sous déterminés. Analyse statique des tensions des tendons mobilisant le doigt

Laurent Vigouroux

► **To cite this version:**

Laurent Vigouroux. Modélisation biomécanique des système musculo-squelettique sous déterminés. Analyse statique des tensions des tendons mobilisant le doigt. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2005. Français. NNT: . tel-00011464

HAL Id: tel-00011464

<https://theses.hal.science/tel-00011464>

Submitted on 25 Jan 2006

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

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

Université Joseph Fourier - Grenoble 1
Sciences et Géographie

THÈSE

Pour obtenir le grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ JOSEPH FOURIER
Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Présentée et soutenue publiquement par :

LAURENT VIGOUROUX

Le 4 novembre 2005

**MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DES SYSTÈMES MUSCULO-
SQUELETTIQUES SOUS-DÉTERMINÉS.**

Analyse statique des tensions des tendons mobilisant le doigt

Sous la direction de **Franck QUAINÉ**

COMPOSITION DU JURY :

Eric BERTON	Pr., Université de la Méditerranée	Rapporteur
Laurence CHÈZE	Pr., Université Lyon 1	Rapporteur
Frédéric DANION	C.R., Université de la Méditerranée	Examineur
François MOUTET	Pr., Université Joseph Fourier	Examineur
Franck QUAINÉ	M.C.F., Université Joseph Fourier	Directeur
Jacques VAN-HOECKE	Pr., Université de Bourgogne	Examineur

Remerciements

Mes plus vifs remerciements s'adressent à Franck Quaine, mon directeur de thèse. Nous avons travaillé ensemble pendant cinq ans en étroite collaboration et en complète entente. Je le remercie pour les compétences et le raisonnement scientifique qu'il m'a apportés. Grâce à son encadrement de qualité, la thèse s'est déroulée de façon sereine et efficace. Je le remercie pour l'amitié qu'il me porte et pour ces cinq années de travail passionnant.

Je remercie également l'ensemble de l'équipe de recherche biomécanique de Grenoble, Luc Martin, Violaine Cahouet, David Amarantini, Frédéric Noé, Floren Colloud pour m'avoir aidé et encouragé. Ils ont contribué à développer ma rigueur et mon esprit scientifique. Je leur porte un profond respect et une grande admiration.

Je tiens à remercier François Moutet et Annick Labarre-Vila du CHU de la Tronche pour l'aide et l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail et pour le temps qu'ils ont consacré en dehors de leurs consultations.

Je remercie ma famille pour son soutien et pour avoir accepté le temps que nous n'avons pas passé ensemble. Je remercie Camille pour sa présence, la compréhension des moments difficiles et ses encouragements.

Enfin je remercie tous les amis qui ont croisé mon parcours universitaire et qui ont animé ma vie étudiante ! Non exhaustivement : Bertrand, Coulo, HAD, Xav, P'tit Fred, Math, Groug, Pillard, Théo, Quinquin, Bluby, Gallou, Fix, Chippo, Grob, Bouyge, Seb, Rackam, Clara, Titi, Tifaine, Rachou, Gesquier, Emrich, Jeff, Céline, Rémi, Anna, DD, Frog, Flore, Ben, Cyril, Larissa, Elsa, Laetitia, Renaud, Damien, Rodolphe, gamin Paclet, Gretchen, Damart, Jérôme B, Elo, Mariano, Christophe S, Rémi C, Myriam, Jé Carriot, Jean-Mi, John, les étudiants qui m'ont subi, le Radical kill the bound gang, Castelbloc team, Equipe U, Bleau, Buoux, l'Ardèche... désolé pour les oublis.

Table des matières

<i>Préambule</i>	8
I Introduction générale	9
<i>Modélisation biomécanique</i>	9
<i>Objectif général et présentation du travail</i>	12
II Cadre théorique	13
II.1 Problème n°1 : Détermination des tensions de chaque muscle	13
<i>Moments musculaires</i>	13
<i>Simplification du problème</i>	14
<i>Estimation à partir de l'optimisation</i>	15
<i>Estimation à partir de l'EMG</i>	18
<i>Méthodes mixtes EMG et Optimisation</i>	20
<i>Alternative proposée dans ce travail</i>	23
<i>Présentation de l'objectif n°1 de ce travail</i>	24
II.2 Problème n°2 : Détermination des moments passifs	26
<i>Sollicitation à des amplitudes articulaires maximales</i>	27
<i>Détermination de la valeur du moment passif</i>	28
<i>Méthode alternative proposée dans ce travail</i>	29
<i>Présentation de l'objectif n°2 de ce travail</i>	30
II.3 Cadre d'étude et d'application	31
III Modèle biomécanique du doigt et matériel expérimental	32
III.1 Modèle biomécanique du doigt	32
<i>Description anatomique</i>	32
<i>Description du modèle biomécanique</i>	36
<i>Bras de levier des tendons</i>	38
<i>Modélisation du mécanisme extenseur</i>	40
<i>Modélisation des ligaments</i>	41
<i>Equations d'équilibre des articulations</i>	42
<i>Calcul des forces agissant sur les poulies</i>	46
III.2 Matériel expérimental	48
<i>Sujets</i>	48
<i>Dispositif de mesure</i>	48
<i>Enregistrement des forces</i>	49
<i>Enregistrement électromyographique des muscles</i>	50
<i>Tâche</i>	52
<i>Analyse des données</i>	53
IV Etude 1 : Ajout de paramètres EMG pour la détermination des tensions de chaque muscle mobilisant un doigt	54
IV.1 Présentation de l'étude	54
IV.2 Méthodes expérimentales	56
<i>Posture du doigt</i>	56
<i>Tâche</i>	56
<i>Enregistrement de signaux EMG maximums</i>	56
<i>Analyse des forces et des EMG</i>	57

<i>Méthode de résolution du système indéterminé</i>	59
<i>Comparaison des méthodes</i>	60
IV.3 Résultats	62
<i>Force externe et moments articulaires</i>	62
<i>EMG</i>	62
<i>Tension des tendons</i>	63
<i>Rapports tension/force externe</i>	67
<i>Marge d'erreur variable μ</i>	68
IV.4 Discussion	69
V Etude 2 : Prise en compte du moment passif pour la détermination des moments musculaires à l'articulation DIP	73
V.1 Présentation de l'étude	73
V.2 Méthodes expérimentales	74
<i>Posture du doigt</i>	74
<i>Tâche</i>	75
<i>Analyse</i>	75
<i>Détermination du moment passif non musculaire</i>	75
<i>Paramètres calculés</i>	77
V.3 Résultats	78
<i>Forces appliquées au bout du doigt et moments de la force externe à DIP</i>	78
<i>Moment passif non musculaire à DIP</i>	78
<i>Moment musculaire résultant</i>	79
<i>Tension du tendon FDP</i>	80
V.4 Discussion	81
VI Application à l'étude de la rupture des poulies digitales chez les grimpeurs de haut niveau	84
VI.1 Introduction	84
VI.1 Méthodes expérimentales	87
<i>Posture du doigt</i>	87
<i>Tâche</i>	87
<i>Evaluation du moment passif en Arquée</i>	87
<i>Analyse</i>	88
<i>Méthode de résolution du modèle biomécanique</i>	88
<i>Statistiques</i>	90
VI.1 Résultats	91
<i>Forces au bout du doigt et moments appliqués aux articulations</i>	91
<i>Moments passifs non musculaires</i>	91
<i>Tensions des tendons</i>	91
<i>Forces agissant sur les poulies</i>	93
VI.1 Discussion	94
<i>Force appliquée au bout du doigt et moments de la force externe</i>	94
<i>Tensions des tendons</i>	94
<i>Force agissant sur les poulies</i>	95
<i>Intérêt de nos méthodes de modélisation et d'expérimentation</i>	97
<i>Limitation</i>	98

VII	Discussion générale et perspectives	99
	<i>Conclusion</i>	102
VIII	Bibliographie	103
IX	Annexes	113

Préambule

Ce document présente les travaux de recherche portant sur la **modélisation biomécanique** réalisés durant mon doctorat. La constitution d'un modèle biomécanique de la main ainsi que l'élaboration de nouvelles méthodes de modélisation y sont développées. Ce travail est à l'origine des deux publications des Annexes A et B.

Dans la continuité de ce travail et afin d'améliorer le modèle biomécanique, nous avons eu la nécessité d'étudier différentes situations expérimentales. Ces études portent sur l'électromyographie de surface, la fatigue musculaire et la coordination inter-segmentaire. Elles font l'objet des quatre publications des Annexes C à F. Dans ce document, ces études sont uniquement abordées dans la partie *Discussion générale et perspectives* et servent de support à l'exposé des dernières modifications apportées, ou envisagées.

I Introduction générale

Déterminer les forces générées dans les tendons, les ligaments et les articulations lorsque l'homme agit dans son environnement est une étape importante de l'analyse biomécanique. La connaissance de ces variables a des applications dans de nombreux domaines comme la médecine, l'ergonomie, la prévention et la rééducation (An et al., 1984 ; Harding et al., 1993 ; Cholewicki et McGill, 1994) mais aussi la performance sportive (Gergersen et Hull, 2003). Cette connaissance peut permettre d'éviter l'apparition de pathologies en améliorant l'ergonomie des outils de travail ou en prévenant les risques de blessures associés à des mouvements ou à des techniques sportives.

Pour déterminer ces forces, il est possible de réaliser une mesure directe (*in vivo*) des tensions musculaires en plaçant des capteurs de force sur les tendons des muscles. Ces techniques invasives, utilisées chez les animaux (Walmsley et al, 1978 ; Abraham et Loeb, 1985 ; Herzog et Leonard, 1991 ; Jinha et al., 2005), sont cependant peu répandues chez l'homme (Komi et al., 1987 ; Shuind et al., 1992 ; Dennerlein et al., 1998 ; Kursa et al., 2005). Ces expérimentations sont, en effet, lourdes et doivent s'effectuer au cours d'interventions chirurgicales. Elles sont donc difficilement reproductibles pour chaque mouvement, chaque articulation et chaque pathologie et ne permettent pas d'étudier des mouvements d'intensités maximales ou de grandes amplitudes. De plus, la mesure *in vivo* d'autres variables comme les forces exercées entre les surfaces articulaires est techniquement impossible.

Modélisation biomécanique

L'utilisation de la modélisation biomécanique est une alternative possible qui permet d'estimer les efforts associés à chaque articulation à partir de données expérimentales périphériques (données dynamométriques et cinématiques) sans avoir recours à des méthodes de mesures invasives (King, 1984 ; Nigg et Herzog, 1994). Les modèles biomécaniques consistent à représenter numériquement le comportement mécanique du corps humain et permettent ainsi d'accéder à l'estimation des variables qui sont difficilement mesurables (tensions des tendons et forces articulaires par exemple). Toutefois, le problème de redondance associé au système musculo-squelettique est un obstacle à la réalisation de ces estimations. En effet, le corps humain dispose de beaucoup plus de structures musculaires et/ou ligamentaires qu'il n'en faut pour mobiliser ou équilibrer chaque degré de liberté d'une

articulation, définis dans ce document comme les mouvements possibles de l'articulation (Bernstein, 1967 ; Chao et An, 1978 ; Crowninshield et Brand, 1981 ; Tsirakos et al., 1997 ; Challis, 1997 ; Stokes et Gardner-Morse, 2001). Le coude, par exemple, compte 7 muscles fléchisseurs et 3 muscles extenseurs pour seulement deux degrés de liberté en rotation (Buchanan et Shreeve, 1996). L'articulation lombaire L4/L5 comporte 32 muscles et 13 ligaments pour 3 degrés de liberté en rotation (Cholewicki et McGill, 1994). Il existe donc une infinité de combinaison de forces musculaires et/ou ligamentaires pour produire un même effort résultant (Chao et al., 1976 ; An et al., 1984 ; Rasmussen et al., 2001). Mathématiquement, ce phénomène se traduit par des systèmes de résolution comportant moins d'équations mécaniques que d'inconnues (tensions des muscles, forces articulaires et force ligamentaires). Ce type de système est communément qualifié de « sous-déterminé » ou « d'indéterminé » et n'est pas solvable en l'état.

Selon les objectifs et les applications envisagés, deux types de solutions sont retenus pour résoudre ce problème d'indétermination.

Le premier type de solution consiste à réduire le nombre d'inconnues, par le biais d'hypothèses simplificatrices, afin d'obtenir un système d'équation déterminé. Par exemple, en supposant que les muscles sont les seules structures à équilibrer les degrés de liberté d'une articulation, il est possible de réduire l'indétermination du système biomécanique en négligeant toutes les participations non musculaires et en particulier les participations ligamentaires. Un autre moyen consiste à éliminer certaines tensions musculaires inconnues (muscles antagonistes au mouvement en particulier) en se basant sur leur enregistrement électromyographique (EMG). Pour une faible activité EMG, les tensions de ces muscles sont alors négligées, permettant de réduire le nombre de tensions musculaires inconnues (Weightman et Amis, 1982). Enfin une dernière technique simplificatrice réside dans le fait de regrouper certains muscles ayant des fonctions similaires en un seul muscle représentatif. C'est le cas lorsque l'on considère un groupe musculaire agoniste ou antagoniste (Amarantini et Martin, 2004) ou lorsque l'on emploie la notion de muscle équivalent selon la terminologie de Bouisset (1973).

Le deuxième type de solution permettant de résoudre l'indétermination des systèmes biomécaniques, consiste à émettre des hypothèses sur le mode de fonctionnement du corps humain (Pedotti et al., 1978 ; Crowninshield et Brand 1981 ; Dul et al., 1984a ; Ait Haddou et al. 2004). L'idée est que, parmi l'ensemble des solutions possibles qu'offre le système d'équation indéterminé, le système nerveux central sélectionne la solution qui répond le mieux à un principe de fonctionnement. Mathématiquement, cela se traduit par l'utilisation de

procédures d'optimisation. Le modèle biomécanique recherche une solution optimale qui minimise ou maximise une fonction mathématique (appelée aussi « critère » ou « fonctionnelle »), inspirée du fonctionnement biologique du « système humain ». Au terme de la procédure, cette technique aboutit à une estimation des forces agissant sur chacune des structures identifiées.

L'utilisation des deux types de solutions (simplification et optimisation) est largement reconnue et validée dans la littérature pour déterminer les forces générées dans les tendons et les articulations de systèmes mono-articulés. Cependant, leur généralisation à des systèmes pluri-articulés reste à ce jour controversée (Cholewicki et McGill, 1994 ; Gagnon et al., 2001 ; Challis, 1997 ; Brown et Potvin, 2005 ; Jinha et al., 2005). En plus d'une somme de degrés de liberté plus importante, les systèmes pluri-articulés engendrent plusieurs problèmes pour la modélisation :

Problème associé à la redondance musculaire : Certains muscles, appelés muscles pluri-articulaires, croisent plusieurs articulations et agissent sur plusieurs degrés de liberté à la fois. L'équilibration des articulations devient donc interdépendante complexifiant la façon dont est gérée la redondance musculaire par le système nerveux central. La conséquence de cette complexification est que les critères d'optimisation, utilisés classiquement, peuvent ne plus correspondre au mode de fonctionnement du système.

Problème associé à la participation de structures passives non musculaires : Pour réaliser des mouvements de la vie quotidienne, certaines articulations de la chaîne pluri-articulées sont fréquemment placées à des angulations proches des amplitudes articulaires maximales ou, autrement dit, en butée articulaire (Leijnse, 1998 ; Valero-Cuevas et al., 1998 ; Dennerlein et al., 1998). Cette configuration entraîne la sollicitation de structures non musculaires telles que les ligaments, la peau ou les butées osseuses. Dans ce cas, l'hypothèse simplificatrice selon laquelle les muscles sont les seules structures à équilibrer les degrés de liberté des articulations devient caduque.

Ces deux problèmes conduisent à l'estimation de tensions musculaires biaisées (Challis, 1997 ; Dennerlein et al., 1998). Ceci est particulièrement vrai lorsque l'on s'intéresse aux muscles antagonistes au mouvement (Jinha et al., 2005 ; Brown et Potvin, 2005). Ce biais n'est donc pas sans conséquence sur la crédibilité des modèles et sur leur capacité à reproduire les tensions du système musculo-squelettique.

Objectif général et présentation du travail

L'objectif général de ce travail est de développer des techniques d'expérimentation et de modélisation permettant de résoudre les problèmes d'indétermination associés au système musculo-squelettique pour des systèmes biomécaniques pluri-segmentés. Nous avons choisi de nous intéresser successivement aux deux problèmes présentés précédemment : le problème associé à la redondance musculaire et le problème associé à la participation de structures passives non musculaires. Pour apporter des solutions à ces problèmes, nous proposons d'inclure aux modèles classiques des informations périphériques supplémentaires issues de l'enregistrement EMG de muscles participant au mouvement.

Ce document débute par l'exposé du cadre théorique présentant les deux problèmes soulevés ainsi que le modèle biomécanique et le dispositif expérimental utilisés pour apporter des solutions. Ensuite, ce travail développe des méthodes de modélisation et d'expérimentation qui permettront d'inclure des informations périphériques issues de l'EMG afin :

- de sélectionner, parmi l'ensemble des solutions possibles qu'offrent les systèmes indéterminés, une estimation de **la tension de chaque muscle** mécaniquement et physiologiquement cohérente (étude 1).
- de prendre en compte la participation **des structures passives non musculaires** lorsqu'une articulation est sollicitée à des angulations proches de ses amplitudes articulaires maximales (étude 2).

Enfin, nous nous attacherons à appliquer les méthodes développées dans ce travail pour traiter d'un cas concret de modélisation de système pluri-articulé (étude 3). Le modèle de la main sera étudié avec l'estimation des contraintes des tendons et des ligaments des doigts (canal digital).

Ce travail se terminera par un chapitre de discussion générale faisant la synthèse des solutions envisagées aux problèmes de modélisation en présentant les ouvertures et les avenues nécessaires à retenir pour la généralisation des procédures de calcul.

II Cadre théorique

II.1 Problème n°1 : Détermination des tensions de chaque muscle

Comme nous l'avons abordé en *Introduction générale*, les modèles biomécaniques se basent sur l'enregistrement dynamométrique et cinématique de la chaîne mécanique pour déterminer les efforts externes appliqués à chaque articulation. Cette détermination s'effectue à l'aide des lois fondamentales de la mécanique. Dans le cas particulier d'un système à l'équilibre statique on retrouve:

$$\begin{cases} \sum \vec{F} = \vec{0} \\ \sum \vec{M}_{F|O} = \vec{0} \end{cases} \quad (2)$$

où $\sum \vec{F}$ est la somme des forces appliquées au solide/segment, $\sum \vec{M}_{F|O}$ la somme des moments des forces en un point O appartenant au solide. Ces lois s'appliquent à l'ensemble des solides de la chaîne mécanique.

Moments musculaires

Afin d'estimer les moments musculaires appliqués à une articulation, les modèles biomécaniques émettent, en général, l'hypothèse que les degrés de liberté disponibles des articulations sont sans frottement et sans contrainte ligamentaire. Nous nommerons cette hypothèse « hypothèse des degrés de liberté sans contrainte ». Cette hypothèse simplificatrice implique que les moments musculaires sont les seuls paramètres biomécaniques aptes à équilibrer ou mobiliser les degrés de liberté en rotation d'une articulation. Cette simplification permet une réduction de l'indétermination du système en négligeant la participation de structures passives non musculaires (c.a.d. ligaments, butées osseuses, peau...). Il est alors possible d'estimer la somme des moments musculaires en la mettant directement en relation avec le moment de la force externe mesurée:

$$\sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} + \sum \vec{M}_{F_{\text{externe}}|O} = \mathbf{I} \cdot \vec{\alpha} \quad \text{dynamique} \quad (3)$$

$$\sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} + \sum \vec{M}_{F_{\text{externe}}|O} = \vec{0} \quad \text{statique} \quad (4)$$

où $\sum \vec{M}_{\text{muscle}|O}$ est la somme des moments musculaires, $\sum \vec{M}_{\text{Fexterne}|O}$ la somme des moments des forces externes appliquées au segment. Dans ce mémoire nous emploierons le terme de « forces externes » pour représenter les forces appliquées au segment par une action extérieure incluant le poids des segments.

Pour obtenir une connaissance mécanique précise, applicable en termes cliniques, en termes ergonomiques ou sportifs, il est nécessaire de connaître la tension de chacun des muscles générant le moment musculaire résultant tel que :

$$\sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} = \sum_i \vec{B}_{i,O} \wedge \vec{t}_i \quad (5)$$

où $\vec{B}_{i,O}$ représente le vecteur bras de levier du muscle i par rapport au centre de rotation O et \vec{t}_i le vecteur représentant la tension du tendon du muscle i .

Cette détermination, à l'aide de l'Eq. 5 est confrontée à la résolution de systèmes sous déterminés présentant plus d'inconnues que d'équation. En effet, le corps humain possède en moyenne 2,6 muscles par degré de liberté (Bernstein, 1967 ; Chao et An., 1978 ; Challis, 1997). Il existe donc une infinité de combinaison de forces musculaires pour établir un même moment musculaire résultant. Pour résoudre ce problème, plusieurs axes de recherche et diverses solutions sont proposés dans la littérature. Dans la suite de ce document nous allons exposer ces différents axes de recherche, que nous nommons: « Simplification du problème », « Estimation à partir de l'optimisation », « Estimation à partir de l'EMG » et les « Méthode mixtes EMG et optimisation ».

Simplification du problème

Un premier axe de recherche consiste à simplifier le problème en retirant certaines inconnues afin d'obtenir un système d'équation déterminé (Paul, 1965). Weightman et Amis (1982) proposent de regrouper les muscles ayant des fonctionnalités similaires en un seul muscle représentatif. Ainsi, ces auteurs regroupent trois muscles intrinsèques à la main (*interosseus dorsal*, *interosseus palmar*, *lumbricale*) en un seul muscle intrinsèque (INT) réduisant ainsi le nombre d'inconnues de deux. En utilisant le même type de démarche, Amarantini et Martin (2004) considèrent un groupe musculaire agoniste et un groupe musculaire antagoniste pour représenter l'ensemble des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou. Smith et al. (1964), Weightman et Amis (1982), Harding et al., (1993), Li et al., (2000,

2001) identifient une seconde méthode de simplification. Celle-ci consiste à négliger l'action d'un groupe musculaire pour une condition expérimentale donnée en se basant sur son enregistrement EMG. Ces auteurs ont constaté que lors de l'application d'une force dirigée vers le bas avec le bout du doigt, les muscles extenseurs sont activés à un niveau inférieur à 10% de leur activité maximale. En conséquence, ces auteurs négligent la tension de ces muscles dans leur modèle biomécanique réduisant ainsi le nombre d'inconnues. Cependant ces simplifications/hypothèses majeures ne sont pas adaptables à tous les types de situations et ne permettent pas d'obtenir des résultats précis. Elles peuvent même induire des estimations erronées (Nigg et Herzog, 1994 ; Valero-Cuevas et al., 1998 ; Sancho-Bru et al., 2001). Par exemple pour la modélisation des doigts, la considération d'un seul muscle INT ne permet pas la prise en compte du degré de liberté en adduction/abduction de l'articulation métacarpophalangienne.

Estimation à partir de l'optimisation

Un deuxième axe de recherche consiste à formuler des hypothèses en terme de participation musculaire. Ces hypothèses reposent sur l'idée que le système nerveux central sélectionne un patron de distribution des forces musculaires, parmi l'ensemble des possibles, selon un principe de fonctionnement précis. Ces hypothèses se traduisent mathématiquement par l'ajout d'une procédure d'optimisation au modèle biomécanique visant à rechercher les tensions de chaque muscle (t_i), en minimisant une fonctionnelle $f(t_i)$ traduisant un principe de fonctionnement, tout en respectant des contraintes d'égalité associées aux mesures mécaniques (Eqs. 3 et 4).

L'ajout de contraintes d'inégalités aux procédures d'optimisation borne les solutions dans des limites physiologiquement réalistes. Une première contrainte d'inégalité précise qu'un muscle n'exerce qu'une force de traction et ne peut, par conséquent, pas exercer une force de poussée. Dans un repère approprié, la solution doit alors répondre à l'inégalité suivante :

$$t_i \geq 0 \tag{6}$$

Une seconde contrainte d'inégalité indique l'obtention de tensions inférieures à la tension maximale du muscle (Challis, 1997) :

$$t_i \leq t_i \text{ max} \quad (7)$$

avec $t_i \text{ max} = \text{PCSA}_i \times \sigma \text{ max}$

dans laquelle, la tension maximale du muscle i ($t_i \text{ max}$) est calculée grâce au produit de sa surface de section physiologique (PCSA_i) et de la contrainte musculaire maximale admissible ($\sigma \text{ max}$). Dans la littérature, la contrainte musculaire maximale admissible est évaluée de 4 à 100 N/cm² (Crowninshield et Brand, 1981). Dans le cadre de ce travail nous adopterons une valeur de 35 N/cm² en accord avec Zajac (1989) et Valero-Cuevas et al. (1998).

Le choix du critère $f(t_i)$ représente l'aspect le plus sensible dans la démarche d'estimation des tensions musculaires à partir de l'optimisation. Comme le précise Chao et An (1978) ci-dessous, ce critère doit être le plus fidèle au fonctionnement physiologique du système nerveux central :

« ... In examining the voluntary functions of an anatomical structure, there is a striking ability for it to produce consistent functional activities. Such unique ability must be controlled by certain physiological laws based on which proper solutions to the redundant problem may be obtained. Consequently, it would be important for the biomechanicians to quantitate these laws, not only for the purpose of seeking basic understanding of how musculoskeletal systems function but also to establish workable models and theories for the analysis of abnormal functions in the hope of providing valuable clinical information. »

Ainsi plusieurs types de critères ont été proposés pour retranscrire le mode de fonctionnement du « système humain ». Nous allons maintenant présenter les différents types de critères rencontrés dans la littérature.

Les premiers critères étudiés sont de comportement linéaire (Seireg et Arvikar, 1973 ; Crowninshield et al., 1978) du type:

$$f(t_i) = \sum_1^i (t_i) \quad (8)$$

$$f(t_i) = \sum_1^i \left(\frac{t_i}{t_i \text{ max}} \right) \quad (9)$$

$$f(\sigma_i) = \sum_1^i (\sigma_i) \text{ avec } \sigma_i = \frac{t_i}{\text{PCSA}_i} \quad (10)$$

où t_i max représente la tension maximale du muscle i , σ_i la « contrainte musculaire » (ou « Muscle stress » selon le terme anglo-saxon) du muscle i .

Ces critères sous-entendent que le système nerveux central sélectionne une solution qui minimise soit la somme des tensions musculaires pour l'ensemble des muscles (Eq. 8), soit la somme des tensions musculaires rapportées à la tension maximale de chaque muscle (Eq. 9) ou encore la somme des contraintes musculaires (Eq. 10). Néanmoins, l'utilisation de critères linéaires ne donne pas des résultats satisfaisants car ils privilégient l'activité du muscle ayant la PCSA ou la force maximale la plus importante (Dul et al., 1984a ; Rohrle et al., 1984 ; Challis et Kerwin, 1993 ; Challis, 1997). L'activation des autres muscles ne se réalise que lorsque le muscle prédominant atteint ses limites physiologiques (cf. contraintes d'inégalités Eq. 7).

Pour pallier à ce problème, des critères non-linéaires ont été proposés :

$$f(t_i) = \sum_1^i \left(\frac{t_i}{PCSA_i} \right)^n \quad (11)$$

$$f(\sigma_i) = \sum_1^i (\sigma_i)^n \text{ avec } \sigma_i = \frac{t_i}{PCSA_i} \quad (12)$$

$$f(t_i) = \max \left(\frac{t_i}{PCSA_i} \right) \quad (13)$$

Dans lequel l'exposant (n) est compris entre 2 et 100.

Généralement, le critère présenté dans l'Eq.11 élevé au carré (Pedotti et al., 1978 ; Herzog et Binding, 1987) ou au cube (Crowninshield et Brand, 1981) est le plus souvent utilisé. Il permet de donner des résultats satisfaisants notamment pour une articulation mono-articulaire. La dernière procédure dite « Minmax » (Eq. 13) est une procédure moins utilisée en biomécanique. Elle présente l'avantage de répartir au mieux la charge allouée à chaque muscle en minimisant la tension du muscle présentant le rapport entre tension et PCSA le plus important, c'est-à-dire le muscle présentant la contrainte musculaire (σ_i) la plus grande. Elle fournit des résultats particulièrement cohérents pour l'articulation du coude et l'articulation distale des doigts (An et al., 1984 ; Dul et al., 1984b ; Fowler et Nicol, 2000 ; Rasmussen et al., 2001) qui ne se retrouvent pas avec les autres critères.

Cependant, des difficultés supplémentaires apparaissent lorsque les procédures d'optimisation sont utilisées pour des modèles biomécaniques s'adressant à des systèmes pluri-articulés. En particulier, la participation de certains muscles, comme les muscles antagonistes au mouvement, est estimée à zéro alors que dans le même temps les mesures EMG indiquent une activité significative (Challis et Kerwin, 1993 ; Buchanan et Shreeve, 1996 ; Challis, 1997 ; Brown et Potvin, 2005 ; Jinha et al., 2005). De même dans ces conditions, les estimations des tensions des muscles chez le chat diffèrent de 43 à 119% des mesures réalisées *in vivo* (Herzog et Leonard, 1991 ; Prilusky et al., 1997). En l'état actuel des connaissances, les procédures mathématiques sont donc inaptes à reproduire les patrons de forces musculaires utilisés bien que l'équilibre mécanique du système soit respecté avec les estimations obtenues. De plus, la solution fournie par ces procédures ne tient pas compte des variabilités de coordination et des variabilités d'activation des muscles antagonistes associées à chaque sujet et à chaque essai.

Estimation à partir de l'EMG

L'EMG est un paramètre représentatif de la contraction musculaire. Ce signal résulte de l'enregistrement de la différence de potentiel entre deux électrodes situées sur le muscle (enregistrement bipolaire) ou entre une électrode située sur le muscle et une électrode placée sur un point de référence (enregistrement monopolaire). Ces différences de potentiel sont associées à la propagation des potentiels d'action, déclenchant la contraction musculaire, le long des fibres musculaires. L'enregistrement et le traitement de l'EMG permettent de déterminer si un muscle est actif ou inactif (Hodges et Bui, 1996 ; Allison, 2003). Son analyse spectrale et quantitative permet notamment d'aborder l'étude de la fatigue musculaire (Petrofsky, 1981 ; Basmajian et De Luca, 1985 ; Bigland-Ritchie et al., 1986). Enfin, l'EMG permet de quantifier l'activité musculaire et par ce biais d'approcher la tension du muscle. En effet, lorsque le muscle se situe à une longueur musculaire constante, la quantité d'EMG est proportionnelle à la tension exercée dans le muscle à deux conditions. La première condition est que la composante élastique parallèle (C.E.P.) du modèle de Hill (1951) ne soit pas sollicitée et la seconde est qu'aucun phénomène de fatigue n'apparaisse.

La relation qui existe entre l'EMG et la tension du muscle est bien décrite dans la littérature et est généralement considérée comme linéaire (Lippold, 1952 ; Basmajian et De Luca, 1985 ; Olney et Winter, 1985 ; Buchanan et al., 1993 ; Nigg et Herzog, 1994). Cette relation peut-être définie en établissant les coefficients multiplicateurs de l'EMG qui aboutissent à l'obtention de la tension des muscles. Ces coefficients sont déterminés à partir

d'une mesure simultanée de l'EMG et des moments créés aux articulations. Cette méthode dite « Méthode des coefficients », nécessite d'avoir autant de mesures de l'effort externe que de muscles mobilisant l'articulation. Pour le poignet, par exemple, Buchanan et al. (1993) propose un système de 5 muscles et de 5 équations :

$$\begin{Bmatrix} M_1 \\ M_2 \\ M_3 \\ M_4 \\ M_5 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{EMG}_{11} & \text{EMG}_{12} & \text{EMG}_{13} & \text{EMG}_{14} & \text{EMG}_{15} \\ \text{EMG}_{21} & \text{EMG}_{22} & \text{EMG}_{23} & \text{EMG}_{24} & \text{EMG}_{25} \\ \text{EMG}_{31} & \text{EMG}_{32} & \text{EMG}_{33} & \text{EMG}_{34} & \text{EMG}_{35} \\ \text{EMG}_{41} & \text{EMG}_{42} & \text{EMG}_{43} & \text{EMG}_{44} & \text{EMG}_{45} \\ \text{EMG}_{51} & \text{EMG}_{52} & \text{EMG}_{53} & \text{EMG}_{54} & \text{EMG}_{55} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \chi_1 \\ \chi_2 \\ \chi_3 \\ \chi_4 \\ \chi_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} B_1 \\ B_2 \\ B_3 \\ B_4 \\ B_5 \end{Bmatrix} \quad (14)$$

où $\chi_1, \chi_2, \chi_3, \chi_4$ et χ_5 sont les coefficients multiplicateurs inconnus de l'EMG. M_1, M_2, M_3, M_4 et M_5 sont les moments enregistrés lors des 5 tests de force, EMG_{in} l'EMG des 5 muscles i dans les 5 conditions n et B_1, B_2, B_3, B_4, B_5 les bras de levier de chaque muscle.

L'Eq. 14 détermine ainsi les différents coefficients permettant d'obtenir les tensions des 5 muscles à partir de leurs signaux EMG. Cette méthode est séduisante car, excepté les bras de levier de chaque muscle, elle ne nécessite pas la modélisation du système et ne fait donc pas intervenir à outrance de données anthropométriques souvent problématiques. Cependant, l'estimation de la tension des muscles nécessite l'enregistrement de l'EMG de tous les muscles croisant l'articulation. De plus, cette méthode ne peut fonctionner que sur une articulation à la fois et sur des muscles mono-articulaires ce qui limite son application à seulement quelques systèmes musculo-squelettiques.

Un autre moyen, pour estimer la tension des muscles à partir de l'enregistrement EMG, consiste à identifier le niveau d'activation du muscle (e_i) et ses caractéristiques anthropométriques (Cholewicki et McGill., 1994) :

$$t_{\text{EMG}_i} = e_i \times \sigma_{\text{max}} \times \text{PCSA}_i \quad (15)$$

$$e_i = \frac{\text{EMG}_i}{\text{EMG}_{i_{\text{max}}}} \quad (16)$$

où t_{EMG_i} représente la tension du muscle i évaluée par EMG, EMG_i l'EMG du muscle i durant la tâche, $\text{EMG}_{i_{\text{max}}}$ l'EMG maximale du muscle i , σ_{max} la contrainte musculaire maximale admissible fixée à 35N/cm², PCSA_i la section de coupe physiologique du muscle i .

Cette procédure permet ainsi d'estimer la tension du muscle sans calibration EMG/Tension en nécessitant uniquement un enregistrement d'une EMG maximale au préalable. Au contraire de la « Méthode des coefficients », cette procédure ne nécessite pas l'enregistrement de tous les muscles pour obtenir une tension. Cette méthode présente toutefois l'inconvénient de faire intervenir les facteurs anthropométriques σ_{max} et $PCSA_i$ dont la pertinence reste discutable.

Il apparaît que lorsque l'EMG est utilisée comme unique paramètre pour déterminer la tension de chaque muscle (Eqs. 14 ou 15), les résultats obtenus ne sont pas satisfaisants d'un point de vue mécanique. Cette évaluation aboutit en effet à des solutions qui ne répondent pas aux contraintes d'équilibre des articulations (Gagnon et al., 2001 ; Brown et Potvin, 2005). En d'autres termes, les tensions estimées sur la base du signal EMG ne permettent généralement pas de retrouver la force externe produite ni d'assurer l'équilibre mécanique du système. Ce phénomène est associé à la difficulté de la mesure EMG et aux différentes limites propres à chaque méthode.

Méthodes mixtes EMG et Optimisation

Des modèles intégratifs combinant à la fois données mécaniques et données EMG ont été développés. Ils ont pour ambition de déterminer les tensions musculaires à partir de l'EMG tout en tenant compte des contraintes mécaniques d'équilibre (Olney et Winter, 1985 ; Cholewicki et McGill, 1994 ; Valero-Cuevas et al., 1998 ; Gagnon et al., 2001 ; Amarantini et Martin, 2004). La démarche consiste, dans un premier temps, à estimer les moments musculaires (et par extension les tensions musculaires) de chaque muscle à partir des signaux EMG (Eqs. 14 ou 15). Dans un deuxième temps, les résultats sont pondérés à l'aide d'une procédure d'optimisation pour retrouver les efforts externes mesurés facilement à l'aide de dynamomètres appropriés (moment externes en particulier). Dans ce cadre, deux procédures de pondération sont utilisées :

- La procédure dite « EMG assistée » (« EMG assisted » selon le terme anglo-saxon) consiste à modifier les estimations obtenues par EMG (Eqs. 14 ou 15) de manière à ce qu'elles correspondent au mieux aux efforts mécaniques mesurés (force ou moment externe). Pour cela, les solutions obtenues par EMG sont multipliées par un coefficient commun à tous les muscles (G) :

$$\vec{M}_{EMG \text{ assisted}} = G \sum_{i=1}^n \vec{M}_{EMGi} \quad (17)$$

où $\vec{M}_{EMG \text{ assisted}}$ est le vecteur résultant des moments musculaires calculés grâce à la procédure « EMG assistée ». \vec{M}_{EMGi} est le vecteur moment du muscle i estimé grâce à une procédure utilisant uniquement l'EMG.

Le coefficient G est calculé à l'aide d'une régression des moindres carrés entre les prédictions EMG et les moments mesurés lors d'une montée en force progressive :

$$G = \frac{\sum_1^p \left[\left(\sum_{i=1}^n \vec{M}_{EMGi} \right) \times \vec{M}_m \right]}{\sum_1^p \left[\sum_{i=1}^n \vec{M}_{EMGi} \right]^2} \quad (18)$$

où p représente l'ensemble des données obtenues durant la rampe d'expérimentation, M_m le moment mesuré à partir de données mécaniques.

Dans cette démarche, la solution est un compromis entre les mesures mécaniques et les solutions obtenues à partir de l'EMG. La méthode établit ainsi une différence minimale entre les données mécaniques mesurées (moments) et les estimations:

$$\sum_1^p \left(\vec{M}_{EMG \text{ assisted}} - \vec{M}_m \right)^2 = \text{minimum} \quad (19)$$

- La seconde procédure dite « EMG assistée par optimisation » (« EMG assisted optimization ») consiste à multiplier chaque estimation prédite par l'EMG (Eqs. 14 ou 15) avec un facteur de pondération minimum (g_i). Ce facteur, au contraire de la méthode « EMG assistée », est déterminé indépendamment pour chaque muscle en minimisant la fonctionnelle suivante :

$$f(g_i) = \sum_1^i M_{EMGi} (1 - g_i)^2 \quad (20)$$

$$\text{Avec } M_{EMGi} = \sqrt{Mx_{EMGi}^2 + My_{EMGi}^2 + Mz_{EMGi}^2} \text{ et } g_i \geq 0 \quad (21)$$

où g_i , représentant le facteur de pondération de l'EMG, est contraint à une valeur positive.

Les coefficients sont évalués avec la contrainte que les résultats obtenus par EMG correspondent aux efforts externes mesurés :

$$\sum_1^n g_i \vec{M}_{EMGi} = \vec{M}_m \quad (22)$$

Cette procédure consiste donc à multiplier chaque estimation EMG par un coefficient minimum de façon à ce que les tensions estimées correspondent strictement aux efforts externes mesurés expérimentalement. Cette démarche fournit des solutions cohérentes d'un point de vue mécanique qui se rapprochent au mieux des enregistrements EMG.

Bien que relativement peu répandues dans la littérature, ces méthodes mixtes (« EMG assistée » et « EMG assistée par optimisation ») devraient trouver un large champs d'application dans les études portant sur la motricité humaine. Elles permettent, en effet, d'obtenir une correspondance intéressante entre les estimations basées sur l'EMG et les efforts externes mesurés en incluant la mesure EMG dans le critère d'optimisation. Cependant, nous émettons deux réserves à l'égard de ces procédures. Premièrement, en incluant l'EMG dans le critère d'optimisation, ces procédures établissent un facteur qui permet de corriger la méthode « d'Estimation à partir de l'EMG » pour trouver la tension du muscle. En d'autres termes, les auteurs considèrent la relation entre la mesure EMG et la tension du muscle comme stable et relativement fiable. Or, compte tenu des multiples limites associées à l'EMG, baser l'estimation de la tension des tendons sur l'établissement de ce facteur nous semble incertain. Nous proposons donc l'idée que l'EMG pourrait être introduite d'une manière différente dans les procédures d'optimisation sous forme d'une contrainte d'inégalité. Cette idée sera développée dans le paragraphe suivant. Deuxièmement, ces procédures d'optimisation n'intègrent pas dans le critère une fonction prédisant le patron de distribution des forces dans les muscles comme celles présentées dans les Eqs. 8 à 13. Afin d'obtenir l'estimation de la tension d'un muscle, il est absolument nécessaire d'avoir une information EMG qui lui correspond. Dans le cas contraire, le muscle est exclu du modèle. Les procédures mixtes nécessitent donc l'enregistrement de tous les muscles concernés par le mouvement ou étant retenus dans le modèle. Or, la mise en place de telles expérimentations est pour le moins complexe, voire irréalisable pour certaines articulations et certains mouvements (Gagnon et al., 2001). De plus, l'enregistrement EMG de certains muscles

requiert l'utilisation d'EMG intra-musculaire complexifiant l'expérimentation. Par exemple, pour enregistrer l'EMG de tous les muscles mobilisant l'index, Valero-Cuevas et al. (1998) emploient un protocole des plus complexes qui n'a, à ce jour, jamais été reproduit. Pour pallier à ces problèmes et simplifier les procédures expérimentales, diverses recommandations sont apportées. Notamment, des hypothèses sur l'état d'activation de certains muscles à partir des enregistrements de l'EMG de muscles cibles représentatifs sont élaborées. Ainsi Cholewicki et McGill (1994) enregistrent seulement 12 muscles et considèrent que ceux-ci sont représentatifs de l'activation de l'ensemble des 36 muscles mobilisant l'articulation L4/L5. En d'autres termes, les patrons d'activation des 24 muscles non-enregistrés correspondent à ceux des 12 muscles testés. Il est toutefois à craindre que l'utilisation de ces simplifications engendre des approximations néfastes. Les hypothèses d'activation ne sont, en effet, pas généralisables d'un système biomécanique à l'autre et souffrent d'une absence de vérifications expérimentales.

Alternative proposée dans ce travail

Pour offrir une solution à ces problèmes il nous semble intéressant, dans le cadre de ce travail, de proposer une alternative originale dite « Optimisation assistée par EMG ». Cette alternative consiste, non pas à adapter les estimations EMG aux mesures mécaniques comme les méthodes « EMG assistée » et « EMG assistée par optimisation », mais plutôt à estimer les tensions musculaires à partir d'une procédure d'optimisation classique et restreindre les solutions possibles à l'aide des informations fournies par les EMG alors disponibles. Cette procédure est alors susceptible d'utiliser seulement un nombre restreint d'enregistrement EMG (au minimum un seul, au mieux tous les muscles croisant l'articulation) pour réduire le nombre de solutions possibles.

Pour inclure l'information EMG dans la procédure d'optimisation numérique, nous proposons d'ajouter une contrainte d'inégalité associée à l'EMG. La procédure se résume alors ainsi :

recherche :

t_i

en minimisant l'une ou l'autre des procédures d'optimisation classiques suivantes:

$$f(\sigma_i) = \sum_1^i (\sigma_i)^n \quad \text{avec} \quad \sigma_i = \frac{t_i}{PCSA_i}$$

ou

$$f(t_i) = \max\left(\frac{t_i}{PCSA_i}\right)$$

en respectant les contraintes d'égalité suivantes :

$$\sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{muscle|O} + \sum \vec{M}_{Fexterne|O} = I \cdot \vec{\alpha} \quad \text{dynamique}$$

$$\sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{muscle|O} + \sum \vec{M}_{Fexterne|O} = \vec{0} \quad \text{statique}$$

en respectant les contraintes d'inégalité suivantes :

$$t_i \leq PCSA_i \times \sigma_{max}$$

$$t_i \geq 0$$

et en respectant les contraintes d'inégalité supplémentaires associées à l'estimation des tensions par EMG:

$$(t_{EMGi}) - (\mu \times t_{EMGi}) \leq t_i \leq (t_{EMGi}) + (\mu \times t_{EMGi}) \quad (23)$$

où t_{EMGi} est la tension du muscle i estimée à partir de l'EMG selon l'Eqs. 14 ou 15. μ est un facteur de pondération de l'EMG.

Contrairement aux méthodes hybrides précédentes, la procédure que nous proposons n'intègre pas l'EMG dans le critère d'optimisation mais s'attache à l'associer sous la forme d'une contrainte d'inégalité. Cette originalité repose sur la volonté d'utiliser l'EMG comme un renseignement ou un indice supplémentaire provenant de un ou plusieurs muscles du système. Dans le même temps, la variable μ établit une certaine marge d'erreur face aux imperfections associées à cette mesure. Ainsi, la contrainte d'inégalité associée à l'EMG (Eq. 22) réduit le nombre de solutions possibles en précisant que le résultat doit être compris dans un intervalle de valeurs correspondant aux activités EMG enregistrées.

Cette procédure a l'ambition de combiner les avantages des procédures d'optimisation classiques, en permettant de sélectionner une solution mécaniquement viable, et les avantages des méthodes basées sur la mesure EMG en sélectionnant la solution qui correspond au mieux à l'enregistrement de l'activité musculaire. Enfin, elle possède le dernier atout de ne pas alourdir de façon excessive le processus expérimental et d'être facilement réalisable.

Présentation de l'objectif n°1 de ce travail

Le premier objectif de ce travail vise à développer des techniques de modélisation permettant de résoudre des systèmes sous déterminés en introduisant des mesures EMG dans les procédures d'optimisation. Nous émettons l'hypothèse qu'inclure l'EMG dans une

procédure de résolution sous la forme d'une contrainte d'inégalité permet d'améliorer les prédictions des modèles. Dans la première étude présentée dans ce travail nous allons nous attacher à tester différentes techniques de résolution pour résoudre un système sous-déterminé : « Estimation à partir de l'optimisation », « Estimation à partir de l'EMG », et la méthode originale que nous proposons « Optimisation assistée par EMG »).

II.2 Problème n°2 : Détermination des moments passifs

Dans les premiers paragraphes de ce travail (p.11), nous avons rappelé l'hypothèse simplificatrice sur les degrés de liberté des articulations nommée « hypothèse des degrés de liberté sans contrainte ». Cette hypothèse considère que les articulations sont sans frottement et sans contrainte ligamentaire. Comme nous l'avons vu dans les Eqs. 3 et 4, elle permet de mettre en relation la somme des moments musculaires avec le moment des forces externes en négligeant les moments passifs non musculaires participant à l'équilibration des degrés de liberté. Dans ce travail, nous entendons par « moments passifs non musculaires » l'ensemble des moments générés par des structures non musculaires que sont les ligaments, l'ensemble des tissus incluant les capsules articulaires ainsi que la peau et les éventuelles butées osseuses (Dennerlein et al., 1998). En revanche, nous faisons appel au terme de « moments des tendons » ou « moments musculaires » pour qualifier les moments générés par les différentes structures musculaires. En référence au modèle de Hill (1951), les structures musculaires sont la composante contractile (C.C.) ainsi que les composantes élastiques série et parallèle (C.E.P. et C.E.S.). Dans ce travail, ces structures musculaires ne sont pas distinguées et sont regroupées sous le même terme. Le tableau 1 résume l'ensemble des structures biomécaniques impliquées dans l'équilibre d'une articulation.

Tableau 1 : Résumé des structures biomécaniques générant un moment au niveau d'une articulation exprimées sous le terme de « Moment musculaire » et « Moment passif non musculaire »

« Moment musculaire » ou « moment des tendons »	« Moment passif non musculaire »
Composant contractile (C.C)	Ligaments
Composante élastique série (C.E.S.)	Butées articulaires
Composante élastique parallèle (C.E.P.)	Tissus mous tel que :
	- peau
	- chair
	- capsule articulaire

Dans le cadre des études portant sur le mouvement sain, les articulations ne sont, en général, pas mobilisées à des amplitudes articulaires maximales justifiant « l'hypothèse des degrés de liberté sans contrainte ». Cependant ces dispositions expérimentales sont souvent transgressées dans la vie quotidienne ou lors de l'étude du mouvement pathologique, aussi une approche alternative est envisagée.

Sollicitation à des amplitudes articulaires maximales

Lorsqu'un sujet utilise plusieurs articulations à la fois pour exercer une force ou effectuer une tâche, il peut adopter des configurations angulaires proches des amplitudes articulaires maximales. Le fait qu'une articulation fonctionne en butée articulaire peut permettre à l'individu de diminuer la dépense énergétique et/ou de contrôler plus facilement la tâche à effectuer en « gelant » un degré de liberté (Bernstein, 1967 ; McPherson, 1988). Notamment, lors de l'écriture avec un stylo, l'articulation distale de l'index adopte une posture hyper-étendue. Cette configuration peut-être rencontrée pour d'autres articulations comme le coude lorsqu'une personne transporte un sac à bout de bras ou pour le genou lorsque l'on maintient une posture érigée. Pour une articulation hyper-étendue, l'hypothèse soutenant que les moments de la force externe sont équilibrés seulement par les moments musculaires devient inacceptable car il est alors évident que les structures passives non musculaires participent à l'équilibre articulaire. La même situation peut être observée à la suite de certaines pathologies (arthrose) dans lesquelles les articulations présentent une mobilité réduite (Fowler et Nicol, 2000). Des structures passives non musculaires participent alors à l'équilibration articulaire avant même que l'articulation soit sollicitée à de fortes angulations.

L'estimation des tensions musculaires dans ces cas de figure est donc biaisée, faussant les conclusions et les interprétations de l'analyse. Dans l'objectif d'estimer des tensions musculaires les plus proches possibles des contraintes physiologiques, il semble nécessaire de prendre en compte la participation des moments passifs non musculaires dans les calculs mécaniques. Ainsi, le moment passif non musculaire (\vec{M}_{passif}) est inclus dans les Eq. 3 et Eq. 4:

$$\sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} + \sum \vec{M}_{\text{Passif}|O} + \sum \vec{M}_{\text{Fexterne}|O} = I \cdot \vec{\alpha} \quad \text{dynamique} \quad (24)$$

et

$$\sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} + \sum \vec{M}_{\text{Passif}|O} + \sum \vec{M}_{\text{Fexterne}|O} = \vec{0} \quad \text{statique} \quad (25)$$

Afin d'estimer les moments musculaires ($\sum \vec{M}_{\text{muscle}|O}$) sur la base de ces équations, il devient nécessaire de déterminer l'amplitude du moment passif non musculaire ($\sum \vec{M}_{\text{Passif}|O}$).

Détermination de la valeur du moment passif

A l'heure actuelle, peu de méthodes existent pour évaluer l'amplitude d'un moment créé par des structures non musculaires. Une première méthode consiste à mesurer directement sur des cadavres les propriétés de certains ligaments (Youm et al., 1978 ; Minami et al., 1985 ; Chao et al., 1989). Ces propriétés dépendent notamment de la longueur initiale sans contrainte, de la raideur, des points d'insertions et de la résistance maximale de l'échantillon. A partir de ces données, il est possible de calculer et d'inclure dans le modèle le moment passif exercé au niveau de l'articulation par le ligament. Les efforts exercés par ceux-ci sont une fonction quadratique de leur étirement. Dans cette relation non-linéaire, la raideur est variable en fonction de l'étirement. Pour établir cette relation, une constante (K) est créée de façon à représenter la raideur variable du ligament (Mommersteeg et al., 1996) :

$$K = \frac{k'}{(l_{\text{lig}} - l_0)} \quad (26)$$

où l_{lig} est la longueur du ligament, l_0 la longueur initiale du ligament sans contrainte. k' est la raideur variable du ligament fonction de l'étirement actuel $(l_{\text{lig}} - l_0)$.

La force exercée dans le ligament est alors définie comme :

$$t_{\text{lig}} = K(l_{\text{lig}} - l_0)^2 \quad (27)$$

où t_{lig} est la tension du ligament.

Cholewicki et McGill (1994), Fowler et Nicol (2000) ainsi que Sancho-bru et al. (2001) utilisent cette démarche pour considérer l'action des ligaments au niveau des vertèbres L4/L5 ou au niveau de l'articulation métacarpophalangienne des doigts. Cette méthode présente un intérêt certain mais reste limitée dans son utilisation car elle implique de connaître les caractéristiques mécaniques de tous les ligaments impliqués. De plus, cette méthode ne tient pas compte des éventuelles participations de la peau, des autres tissus (capsules articulaires par exemple) ou des éventuelles butées osseuses. Enfin, une limite sérieuse est associée aux caractéristiques mécaniques des tissus de cadavres qui peuvent être différent du comportement de tissus *in vivo*, du fait de l'âge des spécimens et de la qualité de conservation des structures.

Une seconde méthode consiste à évaluer « indirectement » la grandeur du moment passif. Cette méthode est proposée par Dennerlein et al. (1998). Ces auteurs ont mesuré *in vivo*, au cours d'une opération chirurgicale du canal carpien, la force d'un tendon mobilisant le doigt (Fléchisseur des Doigts Superficiel, FDS) à l'aide d'un capteur de force placé sur le tendon. La tâche consistait en l'application d'une force au bout du doigt de 10 N avec l'articulation du bout du doigt (interphalengienne distale, DIP) hyper-étendue. Les résultats montrent que la tension mesurée *in vivo* ne correspondait pas à la tension estimée par les modèles biomécaniques basés sur « l'hypothèse des degrés de liberté sans contrainte ». Ces auteurs en ont conclu qu'un moment passif, non négligeable, participait à l'équilibration de DIP lorsque celle-ci était hyper-étendue. Ils ont inclus dans les procédures de calcul un moment passif déterminé par optimisation. Pour une force de 10 N, le moment ainsi évalué permettait d'équilibrer totalement l'articulation. Les estimations des tensions du tendon FDS présentaient alors des corrélations satisfaisantes avec les mesures *in vivo* ($r = 0,85$ vs $r = 0,04$ auparavant). En résumé, cette étude montre que lorsqu'une articulation est sollicitée à des angulations proches de l'amplitude articulaire maximale, « l'hypothèse des degrés de liberté sans contrainte » est caduque et amène une estimation erronée des tensions musculaires pour de faibles intensités de force. Elle suggère également qu'une articulation peut être entièrement équilibrée par les moments passifs non musculaires. Cependant, les conclusions de cette étude sont uniquement valables pour de faibles intensités de force (≤ 10 N). Il n'est pas démontré, et certainement peu probable, qu'une articulation hyper-étendue puisse être équilibrée seulement par un moment passif lorsque la force externe se rapproche d'une force maximale volontaire. De plus, cette méthode présente le désavantage expérimental de nécessiter la mesure *in vivo* de la tension des tendons mobilisant l'articulation. Par conséquent, l'estimation de l'amplitude des moments passifs non musculaires reste largement ouverte.

Méthode alternative proposée dans ce travail

Afin d'inclure un moment passif non musculaire dans les modèles biomécaniques, une méthode permettant de déterminer son amplitude de façon globale semble nécessaire. Pour cela, nous proposons dans ce travail une solution alternative consistant à associer le moment passif à la participation des muscles croisant l'articulation. Nous émettons l'hypothèse qu'il est possible d'estimer indirectement l'amplitude du moment passif non musculaire à l'aide de l'enregistrement EMG des muscles impliqués dans l'équilibre de l'articulation. En effet, en considérant les résultats de Dennerlein et al. (1998), aucune participation musculaire n'est nécessaire pour équilibrer une articulation hyper-étendue lors de l'application d'une force de

faible intensité. Le raisonnement est alors le suivant : cette absence de participation musculaire devrait se traduire par un enregistrement d'une activité EMG faible ou nulle tandis qu'un effort externe significatif est mesuré grâce aux données dynamométriques. Lorsque la force externe augmente, le moment passif équilibre l'articulation jusqu'à ce qu'il atteigne une valeur maximale ou limite. Une participation active musculaire devient alors nécessaire pour maintenir l'équilibre. En s'affranchissant de certaines contraintes (c.a.d. limitation de la participation de la C.E.P., limitation des co-contractions agoniste/antagoniste) et en considérant qu'une relation linéaire existe entre la force développée par le muscle et son signal EMG, cette participation doit nécessairement se traduire par l'apparition d'une activité EMG significative du muscle. Ainsi, une montée progressive en intensité de la force externe doit se décomposer en deux étapes : une première dans laquelle un effort articulaire est mesuré sans activité EMG significative (l'équilibre articulaire est alors obtenu grâce au moment passif uniquement) et une seconde où l'augmentation de l'effort articulaire est accompagné d'une augmentation de l'activité EMG (l'équilibre articulaire est obtenu grâce à la combinaison du moment passif et du moment musculaire).

Présentation de l'objectif n°2 de ce travail

Le second objectif de ce travail est donc d'évaluer l'amplitude du moment passif non musculaire lorsqu'une articulation est hyper-étendue afin d'inclure ce paramètre dans les procédures de calcul. L'EMG sera utilisée comme un outil expérimental permettant de distinguer indirectement la grandeur du moment passif. La réalisation de cet objectif permettra de mieux évaluer les moments et les tensions musculaires au niveau d'une articulation qui présente une posture proche de ses amplitudes articulaires maximales.

II.3 Cadre d'étude et d'application

Pour illustrer ce travail, nous avons choisi de travailler avec un modèle biomécanique du doigt. Ce choix repose sur deux constats :

- En premier lieu, la main et plus particulièrement les doigts ont un rôle primordial dans la vie de tous les jours. Les lésions de ces membres sont, en conséquence, fréquentes et souvent invalidantes (Amstrong et Chaffin, 1978 ; Moore et Garg, 1994). Son étude répond donc à une demande réelle du corps médical et peut être applicable à de nombreuses activités sportives ou professionnelles. Dans ce cadre, ce travail s'inscrit dans un projet Bonus Qualité Recherche (BQR) de l'Université Joseph Fourier (UJF) en collaboration avec le service de chirurgie de la main et avec le service d'exploration fonctionnelle du système neuro-musculaire du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Grenoble.

- En second lieu, le canal digital est un système complexe recoupant à lui seul de nombreux problèmes théoriques, comme la gestion des différents degrés de liberté dans l'espace et le contrôle de muscles pluri-articulaires. Cette particularité nécessite de développer des techniques de modélisation pouvant répondre à l'ensemble des problèmes rencontrés dans la modélisation du corps humain. Le doigt a souvent été l'objet d'études visant à développer des méthodes de modélisation généralisables à l'ensemble du corps (King, 1984). Par exemple, Chao et An (1978) utilisent les doigts pour développer une méthode de résolution graphique de système sous déterminé. Dans le cadre de ce mémoire, les techniques d'expérimentation et de modélisation du canal digital pourront en conséquence être transférables à de multiples systèmes biomécaniques et à l'étude de multiples activités.

III Modèle biomécanique du doigt et matériel expérimental

III.1 Modèle biomécanique du doigt

Description anatomique

Le troisième doigt de la main, le majeur, est modélisé dans ce travail.

Os et articulations :

Le majeur est constitué d'un os métacarpien MC (*ossa metacarpalia*) et de trois phalanges : la première phalange P1 (*phalanx proximalis*), la deuxième phalange P2 (*phalanx média*) et la troisième phalange P3 (*phalanx distalis*).

Ces quatre os sont mobilisés autour de trois articulations. L'articulation métacarpophalengienne (MCP) lie l'os métacarpien à la première phalange grâce à une articulation «condylienne asymétrique». L'articulation interphalengienne proximale (PIP) et l'articulation interphalengienne distale (DIP) lient la première, la deuxième et la troisième phalange. Ces articulations sont de type « trochlée ».

Muscles :

Les trois articulations sont mobilisées par 6 muscles présentés dans la figure 1. Le tableau 2 résume l'ensemble des muscles et tendons mobilisant le doigt ainsi que la PCSA de chacun des muscles estimée par Chao et al. (1989).

Tableau 2 : Résumé des tendons et muscles impliqués dans la mobilisation des articulations du doigt. La PCSA de chaque muscle est tirée de Chao et al. (1989).

Articulation	Muscle et tendon		Section de coupe physiologique (PCSA, cm ²)
Interphalangienne distale (DIP)	Tendon extenseur (TE)		-
	Fléchisseur profond (FDP)		4,1
Interphalangienne proximale (PIP)	Bande extenseur (ES)		-
	Bande radiale (RB)		-
	Bande ulnaire (UB)		-
	Fléchisseur superficiel (FDS)		4,2
	Fléchisseur profond (FDP)		4,1
Métacarpophalengienne (MCP)	Extenseur commun (EDC)		1,7
	Interosseux radial (RI)		2,8
	Interosseux ulnaire (UI)		2,2
	Lumbrical (LU)		0,2
	Fléchisseur superficiel (FDS)		4,2
	Fléchisseur profond (FDP)		4,1

Trois muscles sont qualifiés d' « extrinsèques » à la main. Ces muscles sont situés dans l'avant-bras et agissent sur la main par l'intermédiaire de longs tendons :

i) Le muscle *Flexor digitorum profundus* (FDP) s'insère sur les deux tiers supérieurs du cubitus et agit sur l'index, le majeur l'auriculaire et l'annulaire par de longs tendons qui s'insèrent sur la troisième phalange des doigts. Le muscle FDP est ainsi fléchisseur de l'articulation du poignet, MCP, PIP et DIP.

ii) Le muscle *Flexor digitorum superficialis* (FDS) s'insère sur l'épitrachée de l'humérus, sur l'apophyse coronoïde du cubitus et sur le radius. Ce muscle agit sur les quatre doigts par l'intermédiaire de longs tendons se terminant sur la deuxième phalange. Il fléchit donc les articulations du coude, du poignet, MCP et PIP.

iii) Le muscle *Extensor digitorum communis* (EDC) s'insère sur l'épicondyle de l'humérus et mobilise les quatre doigts par l'intermédiaire de tendons qui s'insèrent sur la première phalange et sur le mécanisme extenseur des doigts. Grâce à ce mécanisme (décrit plus en avant dans ce chapitre) il étend les articulations DIP et PIP.

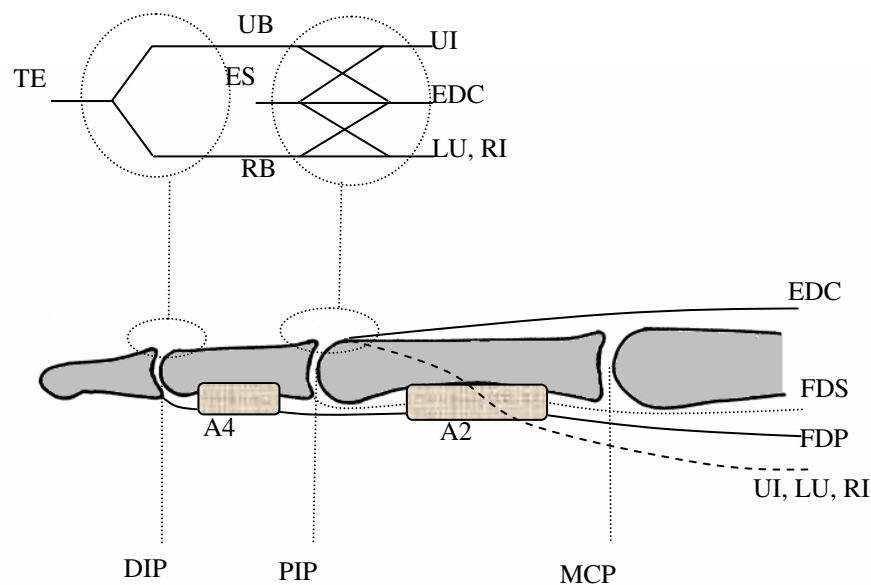


Figure 1 : Muscles et tendons mobilisant le doigt. L'insertion schématisée du haut représente les tendons et les bandes du mécanisme extenseur du doigt. Les poulies A_2 et A_4 décrites plus en avant dans le travail sont schématisées.

Trois autres muscles sont qualifiés d' « intrinsèques » à la main. Leurs corps musculaires sont situés dans la main et agissent sur les trois articulations MCP, PIP et DIP.

i) Le muscle *lumbricale* (LU) s'insère sur le tendon de FDP et se termine sur le mécanisme extenseur du doigt.

ii) Le muscle *interossei dorsale* situé du côté radial du doigt (RI) s'insère sur l'os métacarpien et se termine sur la première phalange et pour une petite part sur le mécanisme extenseur du doigt.

iii) Le muscle *interossei dorsale* situé du côté ulnaire du doigt (UI) s'insère sur l'os métacarpien et se termine sur le mécanisme extenseur du doigt.

Les muscles LU, RI et UI sont donc fléchisseurs de l'articulation MCP. Les muscles LU et RI sont adducteurs de l'articulation MCP tandis que le muscle UI en est abducteur. Les muscles intrinsèques de la main ont la particularité d'avoir une partie de leurs insertions située sur le mécanisme extenseur du doigt (Eyler et Markee., 1954). Ces muscles ont donc une action d'extension au niveau des articulations PIP et DIP.

Mécanisme extenseur du doigt :

Le mécanisme extenseur du doigt est un filet tendineux englobant la partie dorsale du doigt (Figure 2). Ce mécanisme est constitué de bandes tendineuses (bandes ulnaire et radiale, UB et RB ; terminaison de l'extenseur, TE et bande de l'extenseur, ES) sur lesquelles s'insèrent les muscles intrinsèques (LU, RI, UI) et le muscle EDC au niveau de nœuds de liaison. Les tensions des muscles sont ainsi transmises par l'intermédiaire de ces nœuds sur les articulations DIP et PIP.

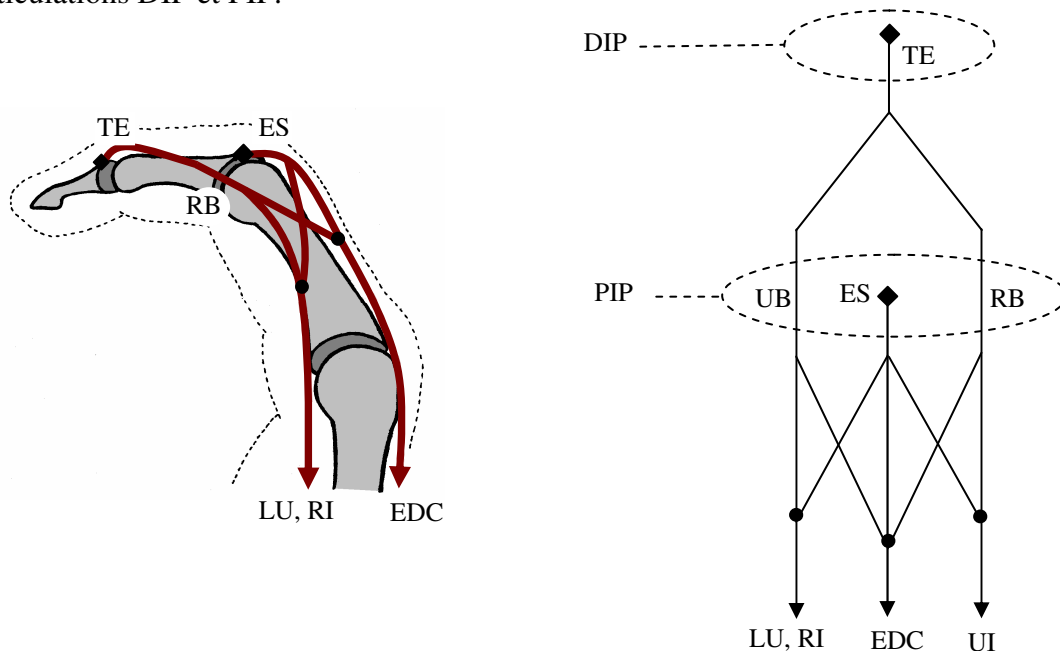


Figure 2 : Vue sagittale (à gauche) et représentation schématique de Winslow (Zancolli, 1979) vue de dessus (à droite) du mécanisme extenseur. Les points noirs représentent les nœuds de liaison entre les tendons et les bandes tendineuses. Les losanges noirs représentent les points d'insertion des bandes tendineuses.

Poulies digitales :

Les poulies digitales (Figure 3) sont des structures annulaires qui entourent la gaine tendineuse des fléchisseurs des doigts (Doyle, 1989).

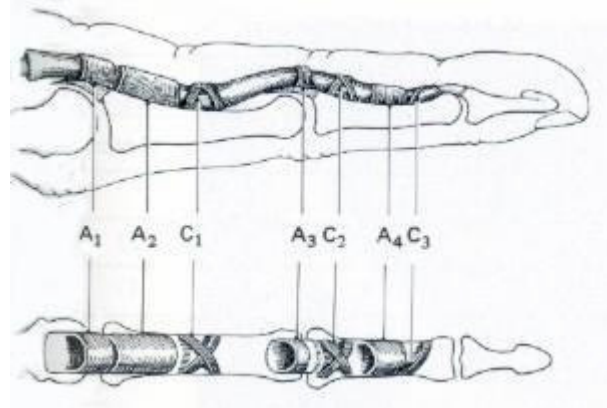


Figure 3 : Poulies digitales maintenant le tendon au plus près du squelette. On retrouve deux types de poulies : des poulies cruciformes (C_1 , C_2 , C_3) et des poulies arciformes (A_1 , A_2 , A_3 , A_4). Dessin original tiré de Lin et al. (1990).

Deux types de poulies sont rencontrés. Les poulies Arciformes forment un anneau autour du doigt au niveau de MCP (A_1), de P1 (A_2), de PIP (A_3), de P2 (A_4). Les poulies Cruciformes forment un maintien en croix au niveau de P1 (C_1), et au niveau de P2 (C_2 et C_3). La fonction principale des poulies est de maintenir les tendons des fléchisseurs au plus près de l'os et de diminuer ainsi l'effet de « corde d'arc » lors de la flexion, terme décrivant le chemin pris par les tendons lorsque des poulies ont été rompues (Rispler et al. 1996). Lorsque les muscles fléchisseurs des doigts sont sollicités, les tendons appliquent une force sur le système de poulies. Si cette force devient trop importante, les poulies peuvent se rompre (Gabl et al. 2000). Les taux de blessures les plus élevés concernent les ruptures des poulies A_2 et A_4 , en particulier chez les grimpeurs de haut niveau, les gymnastes et les judokas (Bollen 1990 ; Moutet, 2003 ; Schöffle et al. 2003a). Dans le système de maintien du tendon près de l'os, ces deux poulies représentent les deux structures les plus importantes (Manske et Lesker, 1977 ; Bowers et al., 1980 ; Bollen et Gunson, 1990 ; Tropet et al., 1990 ; Hamman et al., 1997 ; Marco et al., 1998). En effet les autres poulies ont une raideur plus faible et s'allongent plus facilement sous la pression des tendons. Ceci a pour effet d'induire un maintien du tendon près de l'os plus modéré. Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons aux forces exercées sur les poulies A_2 et A_4 , l'influence des poulies A_1 , A_3 , C_1 , C_2 et C_3 étant négligée.

Description du modèle biomécanique

Le modèle biomécanique du doigt développé dans ce travail, s'inspire du modèle proposé par Chao et An (1978) et est défini selon le repère fixe \mathcal{R}_0 (O , \vec{x}_0 , \vec{y}_0 , \vec{z}_0) associé au laboratoire (Figure 4). Les os sont modélisés comme quatre solides non déformables dont les dimensions sont calculées grâce à la table anthropométrique de Buchholz (1992). Cet auteur précise les coefficients qui permettent de retrouver les dimensions des segments des doigts à partir de la taille de la main mesurée de la ligne de plissure distale du poignet à l'extrémité du majeur.

Pour considérer mécaniquement les liaisons (DIP, PIP, MCP) entre les solides P1, P2, P3 et MC, nous considérons les systèmes orthonormés directs \mathcal{R}_1 (O_1 , \vec{x}_1 , \vec{y}_1 , \vec{z}_1); \mathcal{R}_2 (O_2 , \vec{x}_2 , \vec{y}_2 , \vec{z}_2); \mathcal{R}_3 (O_3 , \vec{x}_3 , \vec{y}_3 , \vec{z}_3) associés à chaque segment. Ces trois repères ont leurs origines situées sur le centre de rotation de l'articulation au niveau du segment proximal. L'axe \vec{x} est confondu avec le segment proximal de l'articulation, tandis que l'axe \vec{y} est situé dans le plan sagittal du doigt.

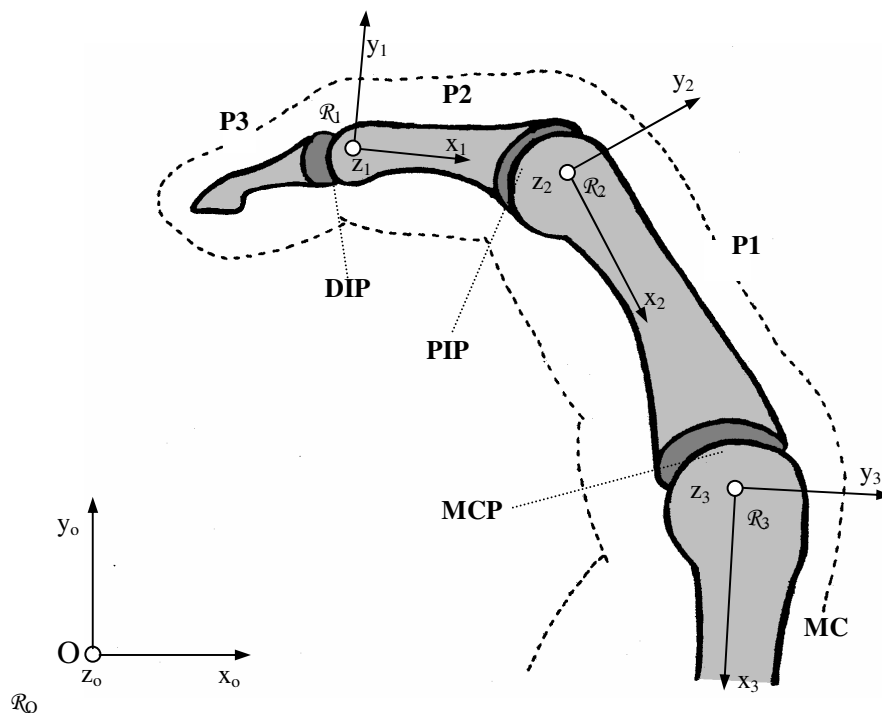


Figure 4 : Os et articulations du doigt. Trois repères \mathcal{R}_1 , \mathcal{R}_2 , \mathcal{R}_3 sont associés au centre articulaire de DIP, PIP et MCP.

La mise en équation des propriétés des articulations fournit les trois torseurs suivants représentant les forces (\vec{F}) et les moments (\vec{M}) transmis par les liaisons DIP, PIP et MCP.

Au niveau de DIP :

$$\text{Teff}_{P3/P2} | \mathcal{R}_1 \left\{ \begin{array}{l} \overrightarrow{F}_{P3/P2} | \mathcal{R}_1 = \begin{pmatrix} Fx_1 \\ Fy_1 \\ Fz_1 \end{pmatrix} \\ \overrightarrow{M}_{P3/P2} | \mathcal{R}_1 = \begin{pmatrix} Mx_1 \\ My_1 \\ 0 \end{pmatrix} \end{array} \right. \quad (28)$$

où, $\text{Teff}_{P3/P2}$ représente le torseur des efforts transmis du solide P3 au solide P2, $\overrightarrow{F}_{P3/P2}$ la force que transmet le solide P3 sur le solide P2, $\overrightarrow{M}_{P3/P2}$ le moment transmis par le solide P3 au solide P2, l'ensemble de ces variables étant exprimé dans le repère \mathcal{R}_1 .

L'articulation DIP présente trois translations bloquées. Elle transmet donc trois composantes de force au segment P2. Elle présente aussi deux rotations bloquées. Elle implique donc la transmission de deux composantes de moment Mx_1 et My_1 au segment P2. Cette articulation présente un seul degré de liberté en rotation disponible selon l'axe \vec{z}_1 (flexion/extension) et est modélisée comme une liaison pivot.

Au niveau de PIP :

$$\text{Teff}_{P2/P1} | \mathcal{R}_1 \left\{ \begin{array}{l} \overrightarrow{F}_{P2/P1} | \mathcal{R}_1 = \begin{pmatrix} Fx_2 \\ Fy_2 \\ Fz_2 \end{pmatrix} \\ \overrightarrow{M}_{P2/P1} | \mathcal{R}_1 = \begin{pmatrix} Mx_2 \\ My_2 \\ 0 \end{pmatrix} \end{array} \right. \quad (29)$$

On retrouve des caractéristiques mécaniques similaires pour la liaison entre P2 et P1 (DIP) qui comporte un seul degré de liberté en rotation libre selon l'axe \vec{z}_2 (flexion/extension).

Au niveau de MCP :

$$\text{Teff}_{P1/MC} | \mathcal{R}_3 \left\{ \begin{array}{l} \vec{F}_{P1/MC} | \mathcal{R}_3 = \begin{pmatrix} Fx_3 \\ Fx_3 \\ Fz_3 \end{pmatrix} \\ \vec{M}_{P1/MC} | \mathcal{R}_3 = \begin{pmatrix} Mx_3 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \end{array} \right. \quad (30)$$

L'articulation MCP présente trois translations bloquées. Elle transmet trois composantes de force au segment MC. Cette articulation présente une seule rotation bloquée et transmet donc une composante de moment Mx_3 au segment MC. MCP présente deux degrés de liberté en rotation disponibles selon l'axe \vec{z}_3 (flexion/extension) et selon l'axe \vec{y}_3 (adduction/abduction).

Bras de levier des tendons

Les différents segments sont mobilisés par les six muscles dont les tendons agissent en croisant une ou plusieurs articulations. Au passage d'une articulation, les tendons des muscles FDP, FDS, LU, UI et RI sont maintenus au plus près du squelette par le système de poulies digitales. Ces tendons croisent ainsi l'articulation selon une ligne droite reliant deux poulies, l'une située sur le segment proximal et l'autre sur le segment distal (Figure 5). Le modèle II de Landsmeer (1964) a été utilisé pour déterminer le bras de levier de ces tendons représenté par le vecteur \vec{B} sur la figure 5. La norme de ce vecteur représente la longueur du bras de levier.

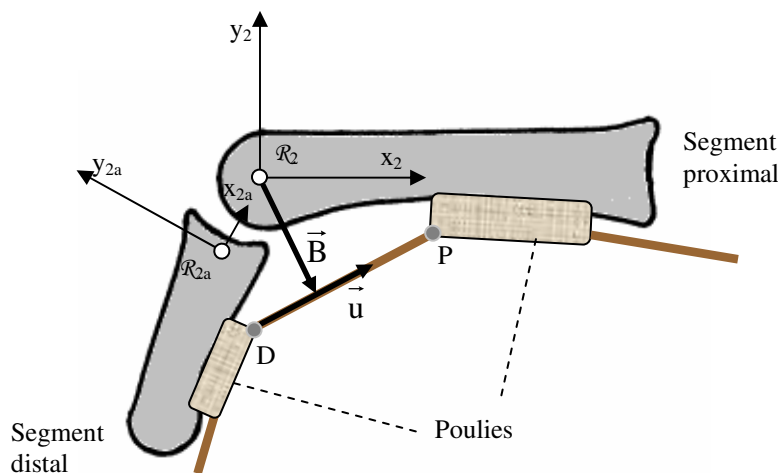


Figure 5 : Bras de levier d'un muscle au passage d'une articulation. \vec{B} représente le vecteur bras de levier du tendon et \vec{u} représente le vecteur unitaire de la force exercée par le tendon sur l'articulation.

Nous avons utilisé les résultats de l'étude de An et al. (1979) pour définir le vecteur \vec{B} . Cette étude donne la localisation des deux poulies mesurées sur des mains de cadavres à partir des systèmes de coordonnées \mathcal{R}_1 , \mathcal{R}_2 , \mathcal{R}_3 , pour les poulies situées du côté proximal de l'articulation (point P) et les repères \mathcal{R}_{1a} , \mathcal{R}_{2a} , \mathcal{R}_{3a} pour les poulies situées du côté distal de l'articulation (Point D). Les repères \mathcal{R}_{1a} , \mathcal{R}_{2a} , \mathcal{R}_{3a} ont leurs origines situées sur le segment distal de l'articulation. L'axe \vec{x} passe par le centre de rotation de l'articulation et l'axe \vec{y} est compris dans le plan sagittal du doigt. Grâce à cette localisation, nous pouvons considérer le vecteur \vec{B} compris entre le centre de rotation et le vecteur unité \vec{u} placé sur la droite passant par les points D et P. Le vecteur \vec{u} représente le vecteur unitaire de la force exercée par le tendon au niveau de l'articulation.

Les mesures de An et al. (1979) ont été effectuées sur des doigts en position neutre (toutes les articulations à 0° de flexion). Lors d'une flexion ou d'une extension, les coordonnées des points localisés sont modifiées. Pour obtenir les nouvelles coordonnées, il est nécessaire de recalculer leurs positions dans la nouvelle posture. Les repère \mathcal{R}_{1a} , \mathcal{R}_{2a} , \mathcal{R}_{3a} sont choisis comme repères de référence. Le calcul consiste à exprimer les coordonnées des points P dans \mathcal{R}_{1a} , \mathcal{R}_{2a} , \mathcal{R}_{3a} selon la rotation des repères \mathcal{R}_1 , \mathcal{R}_2 , \mathcal{R}_3 . Cette transformation consiste à multiplier les coordonnées des points à réexprimer par la matrice des angles d'Euler :

$$\left. \begin{matrix} \text{Px} \\ \text{Py} \\ \text{Pz} \end{matrix} \right\}_{|_{dist}} = \begin{bmatrix} \cos(\theta)\cos(\phi) & \cos(\theta)\sin(\phi) & -\sin(\theta) \\ -\cos(\psi)\sin(\phi) + \sin(\psi)\sin(\theta)\cos(\phi) & \cos(\psi)\cos(\phi) + \sin(\psi)\sin(\theta)\sin(\phi) & \sin(\psi)\cos(\theta) \\ \sin(\phi)\sin(\psi) + \cos(\psi)\sin(\phi)\sin(\theta) & -\sin(\psi)\cos(\phi) + \cos(\psi)\sin(\theta)\sin(\phi) & \cos(\psi)\cos(\theta) \end{bmatrix} \cdot \left. \begin{matrix} \text{Px} \\ \text{Py} \\ \text{Pz} \end{matrix} \right\}_{|_{prox}} + \left. \begin{matrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{matrix} \right\} \quad (31)$$

où $\left. \begin{matrix} \text{Px} \\ \text{Py} \\ \text{Pz} \end{matrix} \right\}_{|_{dist}}$ sont les nouvelles coordonnées de P exprimées dans le repère distal (\mathcal{R}_{1a} , \mathcal{R}_{2a} , \mathcal{R}_{3a})

$\left. \begin{matrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{matrix} \right\}$ les coordonnées de l'origine du repère proximal (\mathcal{R}_1 , \mathcal{R}_2 , \mathcal{R}_3) exprimées dans le repère

distal, ϕ est l'angle de flexion (rotation autour de l'axe z). Ψ est l'angle de rotation axiale (rotation autour de l'axe x). θ représente l'angle de déviation radio-ulnaire (rotation autour de l'axe y). Pour notre cas, seule une rotation autour des axes \vec{z} est possible pour DIP et PIP (cf. Eqs. 28 et 29). Pour MCP une rotation supplémentaire est possible autour de l'axe \vec{y} (cf. Eq. 30).

Les bandes UB et RB du mécanisme extenseur présentent le même type de trajectoire au passage de l'articulation PIP. Une technique de calcul similaire a été utilisée pour évaluer leurs bras de levier suivant les instructions de An et al. (1983).

Les bras de levier des tendons extenseurs (TE, ES, et EDC) sont modélisés selon le modèle I de Landsmeer (1961). Le trajet courbe autour de l'articulation correspondant à la courbure de l'os est ainsi pris en compte (Figure 6). Pour cela, nous avons utilisé les données de An et al. (1979). Précisons que la courbure est supposée constante ce qui implique un bras de levier constant au cours de la flexion/extension de l'articulation.

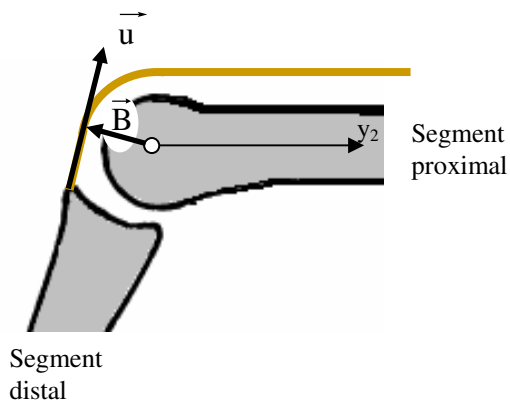


Figure 6 : Bras de levier d'un muscle extenseur au passage d'une articulation. \vec{B} représente le vecteur bras de levier du tendon et \vec{u} représente le vecteur unitaire de la force exercée par le tendon sur l'articulation.

Modélisation du mécanisme extenseur

Le modèle symétrique de Zancolli (1979) est retenu pour décrire ce mécanisme (Figure 2). Pour modéliser l'action des muscles sur les articulations DIP et PIP au travers du mécanisme extenseur, il est nécessaire d'évaluer l'amplitude des tensions transmises dans les différentes bandes. Chao et al. (1989) ont mesuré les angles des bandes et des tendons au niveau de chaque nœud sur des mains de cadavres. A partir de ces angles, ces auteurs ont estimé la valeur du coefficient de répartition des tensions dans les bandes du système extenseur. Ils ont obtenu les équations suivantes :

$$\begin{cases} t_{TE} = 0,992(t_{RB}) + 0,995(t_{UB}) \\ t_{RB} = 0,133(t_{RI}) + 0,667(t_{LU}) + 0,167(t_{EDC}) \\ t_{UB} = 0,313(t_{UI}) + 0,167(t_{EDC}) \\ t_{ES} = 0,133(t_{RI}) + 0,313(t_{UI}) + 0,333(t_{LU}) + 0,167(t_{EDC}) \end{cases} \quad (32)$$

où t_{EDC} , t_{UI} et t_{LU} sont les tensions de EDC, UI et LU. t_{TE} , t_{RB} , t_{UB} et t_{ES} sont les tensions dans les bandes TE, RB, UB, et ES.

Les valeurs des coefficients ont été mesurées lors d'une posture où toutes les articulations sont à zéro degré de flexion. Or le mécanisme extenseur présente la particularité d'être déformable selon la posture du doigt. Les angles des nœuds et les longueurs des bandes évoluent selon la flexion des articulations DIP et PIP (Garcia-Elias et al., 1991). Les coefficients présentés dans l'Eq. 32 sont donc cohérents lorsque le doigt est étendu mais ne sont pas valables pour d'autres angles de flexion (Garcia-Elias et al., 1991). Pour résoudre ce problème, Brook et al. (1995) ont proposé d'ajouter des variables (β) à ces équations :

$$\begin{cases} t_{TE} = 0,992(t_{RB}) + 0,995(t_{UB}) \\ t_{RB} = \beta_{EDC} t_{EDC} + \beta_{LU} t_{LU} \\ t_{UB} = \beta_{EDC} t_{EDC} + \beta_{UI} t_{UI} \\ t_{ES} = (1 - \beta_{UI}) t_{UI} + (1 - \beta_{LU}) t_{LU} + (1 - 2\beta_{EDC}) t_{EDC} \end{cases} \quad (33)$$

Les coefficients β sont les coefficients inconnus traduisant la transmission des forces dans le mécanisme extenseur selon la posture du doigt. L'estimation de ces coefficients est réalisée dans la même procédure d'optimisation que les tensions musculaires (*II.1 Equation d'équilibre des articulations*). En d'autres termes, les coefficients β sont considérés comme des inconnus au même titre que les tensions musculaires. Ils sont déterminés en respectant les inégalités suivantes :

$$\begin{aligned} 1 &\geq 2 \cdot \beta_{EDC} \geq 0 \\ 1 &\geq \beta_{UI} \geq 0 \\ 1 &\geq \beta_{RI} \geq 0 \end{aligned} \quad (34)$$

Dans ce modèle, l'influence du muscle RI sur le mécanisme extenseur est négligée du fait de la faible proportion d'insertion de ce muscle sur RB et ES (Eyler et Markee, 1954).

Modélisation des ligaments

Sancho-Bru et al. (2001) intègrent les ligaments latéraux interne (LLI) et externe (LLE) de l'articulation MCP dans leur modèle. Chacun de ces deux ligaments est considéré comme une ligne tracée entre les deux points d'insertion situés sur l'os métacarpien et sur la première phalange. Les données pour la localisation des points d'insertion sont issues de l'étude de

Chao et al. (1989). La tension créée dans ces ligaments est modélisée comme une relation non-linéaire quadratique entre la force développée par le ligament (t_{lig}) et son élongation :

$$t_{\text{lig}} = K(l_{\text{lig}} - l_0)^2 \quad (35)$$

où K est la caractéristique constante du ligament. Elle est estimée à 750N/cm^2 à partir de l'étude de Minami et al. (1985). l_{lig} est la longueur du ligament et l_0 sa longueur initiale sans contrainte.

Il est à noter que la raideur du ligament est variable en fonction de son étirement. Pour représenter cette variation, la constante K est utilisée. La relation entre les deux paramètres est définie dans l'Eq. 26.

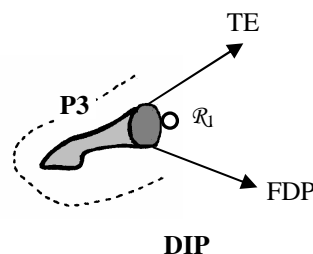
Equations d'équilibre des articulations

Lors de l'application d'une force externe, le doigt est considéré en équilibre mécanique statique. Le principe fondamental de la statique s'applique donc à ce système. Ainsi, pour chaque articulation on retrouve:

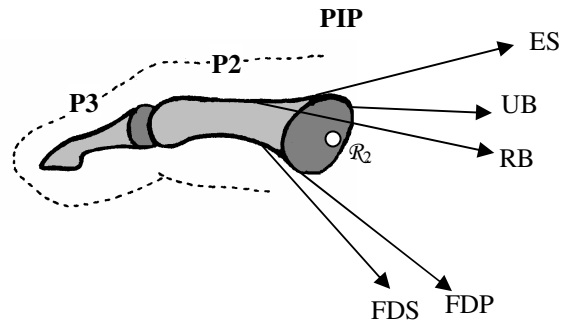
$$\begin{cases} \sum \vec{F} = \vec{0} \\ \sum \vec{M}_{F|O} = \vec{0} \end{cases}$$

Pour appliquer ces deux équations au cas particulier du doigt, nous allons considérer successivement les trois systèmes suivants en équilibre :

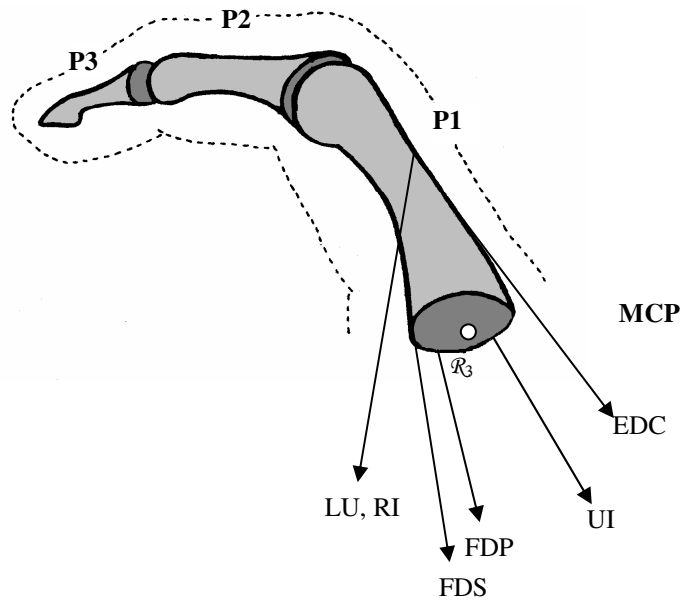
- le système P3 en rotation autour de DIP



- le système P3 + P2 en rotation autour de PIP



- le système P1 + P2 + P3 en rotation autour de MCP



A chaque articulation on retrouve donc les équations générales de l'équilibre présentées dans le Cadre théorique (II.2 problème n°2 : Détermination des moments passifs) :

$$\begin{cases} \sum \vec{F} = \sum \vec{F}_{\text{muscle}} + \sum \vec{F}_{\text{passif}} + \sum \vec{F}_{\text{externe}} = \vec{0} \\ \sum \vec{M}_{F|O} = \sum \vec{M}_{\text{muscle}|O} + \sum \vec{M}_{\text{Passif}|O} + \sum \vec{M}_{\text{Fexterne}|O} = \vec{0} \end{cases}$$

En développant ces équations générales, on obtient :

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^6 \vec{t}_{i,j} + \left(\sum_{\text{lig}=1}^2 \vec{t}_{\text{lig}} + \vec{F}_{\text{art},j} \right) + \sum \vec{F}_{\text{externe}} = \vec{0} \\ \sum_{i=1}^6 \vec{M}_{i|j} + \left(\sum_{\text{lig}=1}^4 \vec{M}_{\text{lig}|j} + \vec{M}_{\text{art}|j} \right) + \sum \vec{M}_{\text{Fexterne}|j} = \vec{0} \end{cases} \quad (36)$$

$$\text{avec } \vec{t}_{i,j} = \vec{t}_i \times \vec{u}_{i,j} \text{ et } \vec{M}_{i|j} = (\vec{B}_{i,j} \wedge \vec{u}_{i,j}) \times \vec{t}_i \quad (37)$$

Dans ces deux équations, le premier membre correspond aux efforts des muscles, le deuxième membre correspond aux efforts passifs non musculaires et le troisième membre correspond aux efforts des forces externes appliquées à l'articulation.

Premier membre :

\vec{t}_i est le vecteur tension du tendon i ($i = \text{FDP, FDS, LUM, UI, RI, EDC, ES, RB, UB, TE}$) au passage de l'articulation j ($j = \text{DIP, PIP, MCP}$) et t_i sa norme. $\vec{u}_{i,j}$ est le vecteur unité du tendon i au passage de l'articulation j . $\vec{B}_{i,j}$ le vecteur bras de levier du tendon i par rapport à l'articulation j et $\vec{M}_{i,j}$ le vecteur moment du muscle i sur j .

Deuxième membre :

Le deuxième membre entre parenthèses représente les efforts passifs non musculaires appliqués à l'articulation. \vec{t}_{lig} est le vecteur tension du ligament lig ($lig = \text{LLI et LLE}$) et $\vec{M}_{\text{lig}|j}$ représente le moment du ligament lig par rapport à l'articulation j . $\vec{F}_{\text{art},j}$ représente le vecteur de la force articulaire de l'articulation j et $\vec{M}_{\text{art}|j}$ le vecteur moment de cette force articulaire à l'articulation j .

Troisième membre :

\vec{F}_{externe} représente la force externe appliquée au bout du doigt et $\vec{M}_{\text{Fexterne}|j}$ le moment de la force externe par rapport à l'articulation j . Dans ces deux vecteurs, le poids des segments ainsi que leurs moments ont été négligés compte tenu des faibles valeurs en comparaison avec les forces et les moments appliqués au bout du doigt (Harding et al. 1993).

Pour chaque articulation le développement de l'Eq. 36 donne :

$$\text{DIP} \begin{cases} (\vec{t}_{\text{FDP}} + \vec{t}_{\text{TE}}) + \vec{F}_{\text{art}} + \vec{F}_{\text{externe}} = \vec{0} \\ (\vec{M}_{\text{FDP}} + \vec{M}_{\text{TE}}) + \vec{M}_{\text{art}} + \vec{M}_{\text{Fexterne}} = \vec{0} \end{cases} \quad (38)$$

$$\text{PIP} \begin{cases} (\vec{t}_{\text{FDP}} + \vec{t}_{\text{FDS}} + \vec{t}_{\text{UB}} + \vec{t}_{\text{RB}} + \vec{t}_{\text{ES}}) + \vec{F}_{\text{art}} + \vec{F}_{\text{externe}} = \vec{0} \\ (\vec{M}_{\text{FDP}} + \vec{M}_{\text{FDS}} + \vec{M}_{\text{UB}} + \vec{M}_{\text{RB}} + \vec{M}_{\text{ES}}) + \vec{M}_{\text{art}} + \vec{M}_{\text{Fexterne}} = \vec{0} \end{cases} \quad (39)$$

$$\text{MCP} \begin{cases} (\vec{t}_{\text{FDP}} + \vec{t}_{\text{FDS}} + \vec{t}_{\text{UI}} + \vec{t}_{\text{RI}} + \vec{t}_{\text{LU}}) + (\vec{t}_{\text{LLI}} + \vec{t}_{\text{LLU}} + \vec{F}_{\text{art}}) + \vec{F}_{\text{externe}} = \vec{0} \\ (\vec{M}_{\text{FDP}} + \vec{M}_{\text{FDS}} + \vec{M}_{\text{UI}} + \vec{M}_{\text{RI}} + \vec{M}_{\text{LU}}) + (\vec{M}_{\text{LLI}} + \vec{M}_{\text{LLU}} + \vec{M}_{\text{art}}) + \vec{M}_{\text{Fexterne}} = \vec{0} \end{cases} \quad (40)$$

En décomposant ces trois systèmes d'équations vectorielles, on obtient un système composé de 18 équations : 9 équations de force (3 équations pour trois articulations), 9 équations de moment (3 équations pour chaque articulation). Ces 18 équations contiennent 24 inconnues : 10 tensions de tendons ou bandes inconnues (t_i), 9 composantes de force articulaires inconnues (\vec{F}_{art}), 5 contraintes de moment articulaires inconnues (\vec{M}_{art}).

La combinaison avec les Eqs.33 et 34 associées au mécanisme extenseur permet d'exprimer les tensions inconnues de TE, RB, UB et ES en fonction de LU, UI et EDC. On retrouve donc seulement 6 tensions de tendons inconnues et 3 coefficients β inconnus supplémentaires. Pour des raisons de clarté, nous ne ferons pas apparaître les coefficients β dans la suite des calculs. Afin de déterminer les tensions musculaires, nous allons considérer uniquement les équations d'équilibre des moments correspondant aux degrés de liberté disponibles des articulations (équation des moments selon l'axe \vec{z} de DIP et PIP et équations des moments selon l'axe \vec{z} et \vec{y} de l'articulation MCP). Ce système peut-être écrit sous la forme matricielle de la sorte :

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & r_{14} & r_{15} & r_{16} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & r_{24} & r_{25} & r_{26} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & r_{34} & r_{35} & r_{36} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} & r_{44} & r_{45} & r_{46} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} t_{\text{FDP}} \\ t_{\text{FDS}} \\ t_{\text{LU}} \\ t_{\text{RI}} \\ t_{\text{UI}} \\ t_{\text{EDC}} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mz_{\text{LLI}} + Mz_{\text{LLU}} \\ My_{\text{LLI}} + My_{\text{LLU}} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{\text{art|DIP}} \\ Mz_{\text{art|PIP}} \\ Mz_{\text{art|MCP}} \\ My_{\text{art|MCP}} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{\text{Fexterne|DIP}} \\ Mz_{\text{Fexterne|PIP}} \\ Mz_{\text{Fexterne|MCP}} \\ My_{\text{Fexterne|MCP}} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (41)$$

où

$$[\mathbf{R}] \cdot \{\mathbf{T}\} + \{\mathbf{L}\} + \{\mathbf{A}\} + \{\mathbf{M}\} = \{\mathbf{0}\} \quad (42)$$

$$\text{avec } \vec{r} = \vec{B}_{i,j} \wedge \vec{u}_{i,j} \quad (43)$$

où $[\mathbf{R}]$ est la matrice permettant le calcul des moment musculaires incluant les vecteurs bras de levier ($\vec{B}_{i,j}$) et les vecteurs unités ($\vec{u}_{i,j}$) des tendons des muscles i ($i = \text{FDP, FDS, LU, RI, UI, EDC}$) à chaque articulation j ($j = \text{DIP, PIP, MCP}$). $\{\mathbf{T}\}$ est le vecteur contenant les normes des 6 tensions de tendons inconnues, $\{\mathbf{L}\}$ le vecteur contenant les moments créés par les

ligaments LLI et LLU, $\{M\}$ le vecteur contenant les 4 moments de la force externe et $\{A\}$ le vecteur représentant les moments articulaires.

Notons que dans le cas général où les articulations sont sollicitées à des angulations éloignées des amplitudes articulaires maximales, $\{A\}$ est considéré comme nul puisque l'équation vectorielle s'adresse aux degrés de liberté des articulations (cf. Eqs. 28, 29 et 30). Dans le cas général, cette équation matricielle comporte donc 6 tensions de tendons inconnues. La résolution de cette équation matricielle permet de déterminer le vecteur $\{T\}$ contenant chacune des 6 tensions musculaires. Le mode de résolution de cette équation matricielle sera précisé dans chacune des études développées dans ce document.

Calcul des forces agissant sur les poulies

Le modèle proposé par Hume et al., (1991) et Roloff et al. (2005, étude présentée en Annexe B) a été utilisé pour calculer les forces agissant sur les poulies A_2 et A_4 , (Figure 7). Le tendon du FDP applique une force sur les deux poulies (A_2 et A_4) alors que le tendon du FDS ne passe qu'à travers la poulie A_2 . La tension qui s'exerce sur les poulies dépend de la force exercée par chaque tendon et de l'angle que produit le tendon au passage de l'articulation et donc par extension de l'angle entre les deux phalanges impliquées (P1 et P2). Les forces exercées sur les poulies A_2 (F_{A_2}) et A_4 (F_{A_4}) peuvent être calculées grâce aux deux équations suivantes :

$$F_{A_2} = 2 \cdot (t_{\text{FDP}} + t_{\text{FDS}}) \cdot \cos \frac{\theta_{A_2}}{2} \quad (44)$$

et

$$F_{A_4} = 2 \cdot t_{\text{FDP}} \cdot \cos \frac{\theta_{A_4}}{2} \quad (45)$$

où θ_{A_4} et θ_{A_2} sont les angles qu'effectue le tendon au passage de la poulie A_4 et A_2 .

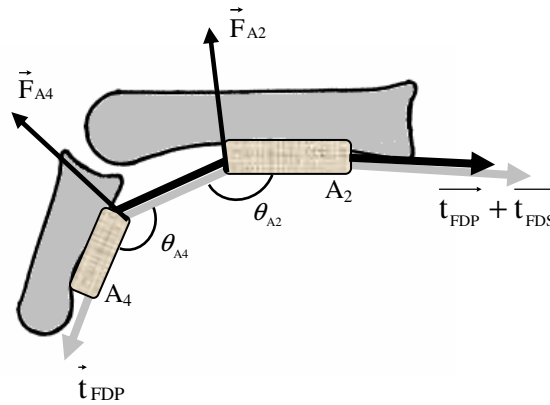


Fig.7 : Modèle du système de poulies digitales au niveau de l'articulation PIP.

La localisation des poulies A_2 et A_4 est obtenue à partir des données anthropométriques de An et al. (1979). Le calcul des forces exercées sur les poulies s'effectue après avoir déterminé la tension des tendons de FDP et FDS.

III.2 Matériel expérimental

Cette partie du mémoire présente le matériel expérimental utilisé. Les expérimentations se sont déroulées dans le service d'exploration fonctionnelle du système neuro-musculaire du CHU de Grenoble et au laboratoire Sport et Performance Motrice de Grenoble. Le protocole a été approuvé par le comité consultatif de protection des personnes pour la recherche biomédicale de Grenoble (CCPPRB, Grenoble, DGS2004/0515).

Sujets

Six hommes experts en escalade ont participé à ces études (âge: $27 \pm 5,5$ ans ; taille: $177,4 \pm 4,5$ cm ; masse: $65,6 \pm 2$ kg ; taille de la main : $19 \pm 1,5$ cm ; niveau national de compétition : 7c à vue). Tous les sujets ont signé un consentement éclairé après avoir consulté un document d'information.

Dispositif de mesure

Les sujets étaient assis confortablement sur une chaise avec l'avant bras placé horizontalement sur le dispositif de mesure (Figure 8). Le bras était disposé approximativement à 45° d'abduction et le coude était positionné à 90° de flexion. Le poignet était placé à 0° de flexion. Deux cales surélevaient la main et le coude et un étau fixait la main. Le troisième doigt de la main (majeur) était disposé sur un dé métallique ($1 \times 0,5 \times 1$ cm) relié à la chaîne d'enregistrement des forces. La surface de contact du dé métallique était volontairement lisse afin de présenter un faible coefficient de frottement avec la peau. Lors de la production de force, cette propriété limitait la production d'un moment de rotation au bout du doigt, qui n'était pas mesuré par la chaîne de mesure, et restreignait la production de forces non perpendiculaires à la surface de contact. Cela nous permettait donc de limiter les erreurs de mesures et de mieux contrôler la tâche à effectuer en sélectionnant une seule direction de force (Valero-Cuevas et al., 1998, 2003). Les doigts index, annulaire, auriculaire et pouce étaient repliés et n'avaient aucun contact avec la chaîne de mesure. Un appareil numérique (Canon, Modèle A70+, Japon) placé 1 mètre à gauche du sujet permettait de repérer la posture du majeur dans le plan sagittal du repère \mathcal{R}_0 associé au laboratoire. Deux marqueurs placés sur chaque phalange ont été utilisés. Les marqueurs étaient placés dans l'axe longitudinal du segment. Les angles de flexion étaient mesurés à l'intersection des lignes joignant les deux marqueurs de chaque segment. Nous avons ainsi identifié les angles α_1 , α_2 et α_3 des

articulations DIP, PIP et MCP respectivement. Une absence de flexion est caractérisée par un angle de 0° . Il était demandé aux sujets de maintenir une posture statique du doigt tout au long des essais. Nous avons ainsi considéré une seule image par essai, capturée lors de la production du pic de force maximale volontaire. De plus, il été demandé au sujet de maintenir l'articulation MCP à 0° d'adduction/abduction. Cet angle n'a pas été identifié. Compte tenu du fait que la posture était contrainte avec l'étau du poignet et la cale de la main il a été considéré comme équivalent à 0° tout au long de l'expérimentation. L'expérimentateur s'est assuré à chaque essai du respect de cette consigne.

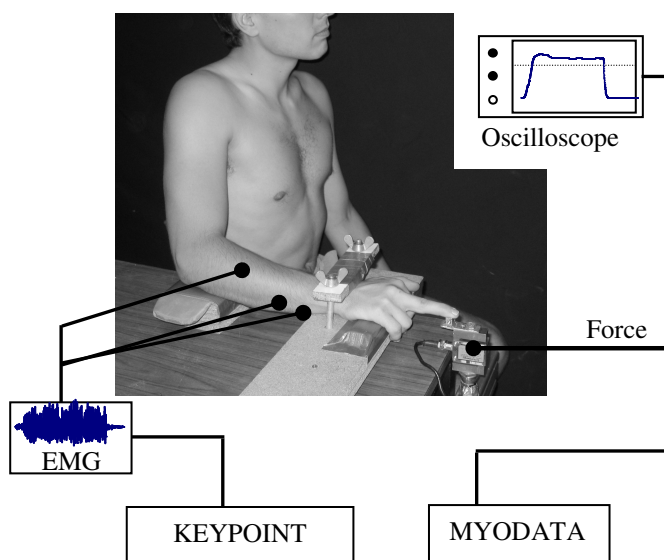


Figure 8 : Dispositif expérimental. L'enregistrement de l'EMG des muscles FDS, FDP et EDC, symbolisé ici par des ronds noirs, a été réalisé à l'aide de la station d'enregistrement KEYPOINT. L'enregistrement des signaux de force a été réalisé à l'aide du système d'acquisition MYODATA.

Enregistrement des forces

Un capteur de force tri-dimensionnel (ENSIEG, INPG, France, étendue de mesure : 0-1000 N) a été utilisé pour enregistrer la force appliquée sous le doigt. Ce capteur est constitué d'un corps d'épreuve de 100 mm de longueur et de 10 mm de diamètre sur lequel sont placées les jauges de contraintes. Selon l'axe vertical, la sensibilité du capteur est faible pour le niveau d'intensité des forces exercées par le doigt. Pour pallier à ce problème, un capteur de force mono-axial (Schlumberger, Modèle U 4000, étendue de mesure : 0-1000 N) a été ajouté en série afin d'avoir une mesure plus précise de l'effort de compression. Ce problème ne se pose pas pour l'axe latéral et antero-postérieur, le corps d'épreuve étant plus sensible aux variations dans ces directions. Ce dispositif de mesure a été validé par les travaux de Quaine (1996). Les signaux de force étaient amplifiés (PM instrumentation, ref : 1965, Orgeval, France) et enregistrés par le système d'acquisition MYODATA (Mazet Electronique, modèle Biostim 6082, France) à une fréquence d'échantillonnage de 1024 Hz. Pour une charge de 50

N, la tension de sortie désirée est de 0,25V. L'acquisition s'effectuant sur 4096 points avec une carte $\pm 5V$, la précision est de 0,49 N par point. Des tests vérifiant les erreurs de linéarité ($< 0,5\%$) et d'hystérésis ($< 0,5\%$) des capteurs pour des charges allant jusqu'à 300 N ont été réalisés. L'ensemble de ces tests a validé la précision des mesures des forces.

Enregistrement électromyographique des muscles

Les activités EMG intra musculaire des muscles FDP, FDS, EDC ont été enregistrées à l'aide d'électrodes aiguilles à enregistrement monopolaire invasif (Medtronic, type DCN25 ; diamètre 0,46 ; aire d'enregistrement 0.07 mm², longueurs 40 mm et 50 mm, Figure 9).

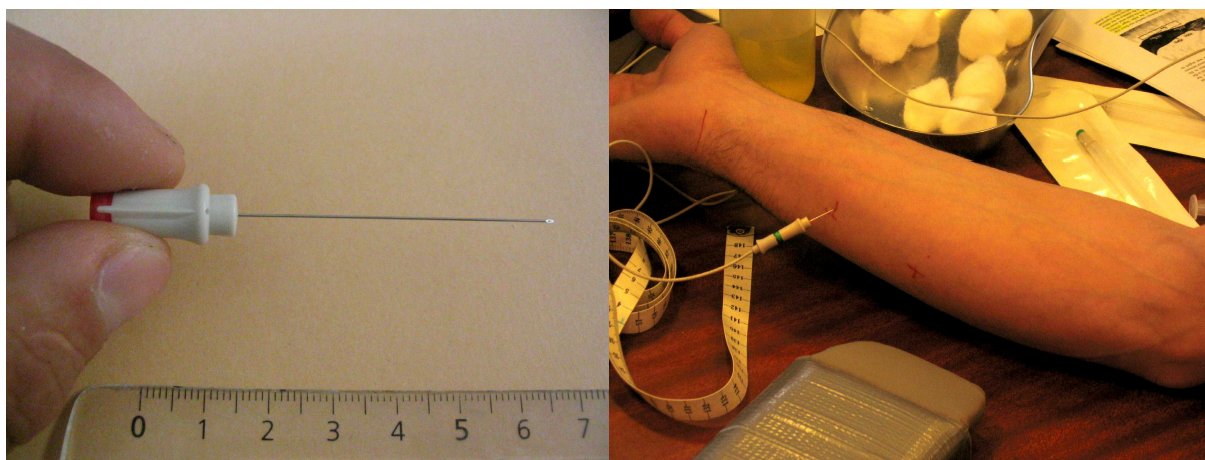


Figure 9 : Electrode aiguille de 50 mm (à gauche) insérée dans le muscle FDS à une profondeur d'environ 2 cm (à droite).

Les électrodes ont été placées selon les recommandations de Burgar et al. (1998) et Reilly et Schieber (2003). Ces études indiquent les points anatomiques où doivent être insérées les aiguilles afin d'enregistrer de façon précise l'activité électrique des muscles mobilisant le doigt. Ces points anatomiques sont décrits ci-dessous (Figure 10) :

- L'aiguille du FDS était insérée à la distance d'un tiers de la ligne allant du milieu de la plissure distale du poignet au milieu de la plissure du coude à une profondeur d'environ 20 mm.
- L'aiguille du FDP était insérée au milieu de la ligne allant de la plissure du poignet à la plissure du coude à une profondeur d'environ 30 mm.
- L'aiguille enregistrant l'EDC était placée à une distance d'un tiers de la ligne joignant l'épicondyle du coude à l'articulation métacarpophalangienne (MCP) de l'index à une profondeur comprise entre 5 et 15 mm.

De plus, une attention particulière a été portée sur le fait que :

- Les électrodes n'enregistraient pas ou peu de signal lors de la mobilisation d'un autre doigt (index ou annulaire). Cette précaution permettait de vérifier que l'aiguille enregistre le faisceau musculaire correspondant à la mobilisation du majeur. Dans le cas où l'activité d'un autre doigt était enregistrée, l'aiguille était déplacée de quelques millimètres le long de la circonférence de l'avant bras.
- L'électrode aiguille du FDP n'enregistrait pas ou peu de signal lors de la flexion de l'articulation PIP avec la phalange P3 relâchée. Cette précaution permettait d'enregistrer précisément le muscle visé en évitant de confondre les deux fléchisseurs FDP et FDS. Dans le cas contraire, l'aiguille était déplacée de centimètre en centimètre le long de la ligne servant à repérer le point d'insertion.
- Le placement de EDC était considéré approprié lorsqu'un signal était visible lors d'une extension de la phalange P1 avec les phalanges P2 et P3 relâchées. Dans le cas contraire, l'aiguille était déplacée de centimètre en centimètre le long de la ligne servant à repérer le point d'emplacement.

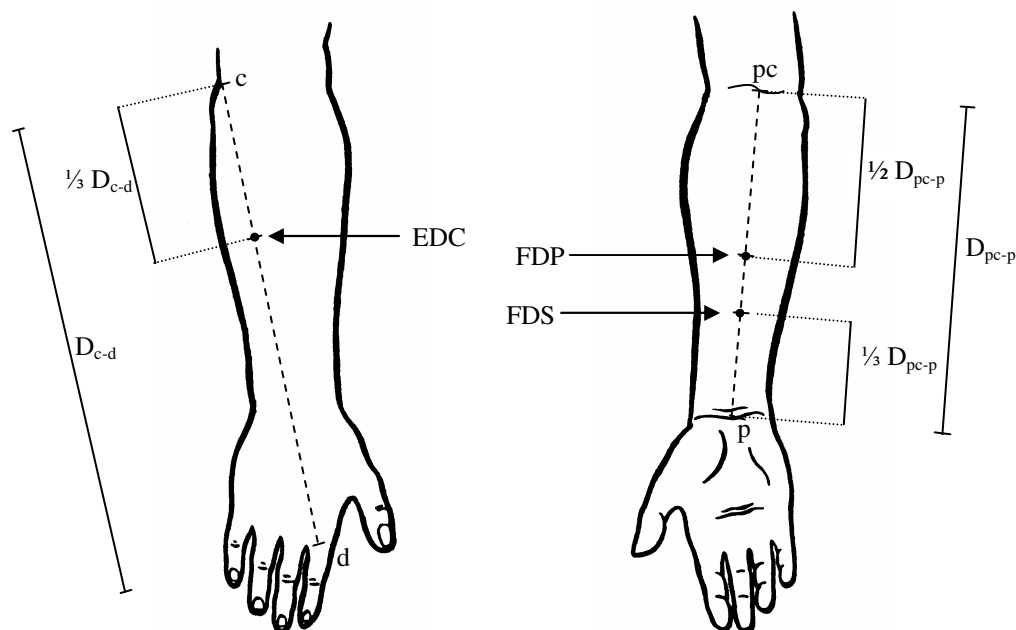


Figure 10 : Points d'insertion des électrodes aiguilles pour l'enregistrement EMG des muscles EDC, FDP et FDS. D_{c-d} représente la distance entre c (l'épicondyle du coude) et d (la proéminence de l'articulation MCP de l'index). D_{pc-p} représente la distance entre pc (le milieu de la plissure du coude) et p (le milieu de la plissure du poignet).

Le cross-talk entre les signaux de chaque muscle a été identifié après les sessions expérimentales selon les recommandations de De Luca (1997). Cette analyse consistait à identifier la « cross-corrélation » de deux signaux selon l'équation suivante :

$$cc = \frac{\text{Cov}(x, y)}{\sigma(x)\sigma(y)} \quad (46)$$

où cc est l'indice de cross-corrélation, $\text{Cov}(x, y)$ la covariance entre le signal x et le signal y . $\sigma(x)$ est l'écart type du signal x et $\sigma(y)$ l'écart type du signal y .

L'analyse a montré des indices de cross-corrélation inférieurs à 0.3 pour chaque essai et chaque combinaison de muscle. Selon De Luca (1997), des valeurs inférieures à ce seuil démontrent qu'aucun phénomène de cross-talk n'est présent entre les trois électrodes. Ce résultat indique la précision du protocole de placement des électrodes et la fiabilité des enregistrements.

Les signaux électromyographiques ont été amplifiés à 3db (mode commun de réjection à ratio direct : < 90 dB) et échantillonnés à 5 kHz. L'enregistrement s'est effectué grâce à une station d'enregistrement Medtronic (Keypoint, Skovlunde, Denmark) avec une fenêtre d'enregistrement de 10 Hz à 10 kHz. Les signaux ont été filtrés grâce à un filtre Butterworth (ordre 4, bande passante de 20 à 600 Hz).

Tâche

La tâche expérimentale retenue est fréquemment présentée dans la littérature (Weightman et Amis, 1982 ; Harding et al., 1993 ; Li et al., 2000, 2001). Elle consistait à appliquer une force maximale volontaire (FMV) avec le majeur selon la direction verticale (étude 1) ou horizontale (étude 2 et 3). Il était demandé d'accroître la force en trois phases successives. Dans un premier temps, les sujets augmentaient la force jusqu'à atteindre un niveau correspondant à une intensité faible, autour de 10N, qu'ils maintenaient 3 secondes. Ensuite, les sujets augmentaient la force progressivement jusqu'à atteindre un deuxième plateau de 3 secondes correspondant à une intensité de 50% de la FMV évaluée au cours d'une pré-expérimentation. Enfin, les sujets augmentaient une dernière fois l'intensité de la force jusqu'à atteindre une intensité maximale (FMV) maintenue 3 secondes. Les sujets pouvaient visionner et contrôler l'intensité de la force grâce à un affichage numérique. Trois essais par sujets étaient réalisés. Chaque essai était suivi de 1 minute de repos afin d'éviter tous phénomènes de fatigue. A chaque essai, des encouragements de l'expérimentateur motivaient la production d'une force maximale.

Analyse des données

Le traitement des données a été réalisé grâce à des routines écrites et exécutées sous MATLAB (The MathWorks, Natick, MA). Le modèle biomécanique a également été transcrit en routine sous MATLAB. Les toolbox d'optimisation « *fmincon* » et « *fminimax* » ont été utilisé pour réaliser les procédures d'optimisation.

IV Etude 1 : Ajout de paramètres EMG pour la détermination des tensions de chaque muscle mobilisant un doigt

IV.1 Présentation de l'étude

Cette étude détermine les tensions des muscles mobilisant le majeur en résolvant le système mécanique indéterminé des Eqs. 41 à 43. Pour cela différentes procédures de résolution sont testées. Les deux premières procédures utilisent une méthode classique « d'Estimation à partir de l'optimisation » présentée dans la littérature. Deux autres procédures, du type « Optimisation assistée par EMG », sont originales et combinent optimisation et EMG comme nous le proposons dans le Cadre théorique (*II.1 Problème n°1 : Détermination des tensions de chaque muscle*). Ces quatre méthodes ont été testées en comparant les différents résultats obtenus. Le but est de déterminer celles qui produisent les résultats les plus probants.

Une des grandes difficultés concernant la modélisation biomécanique réside dans le fait de ne pas connaître le résultat exact auquel l'étude doit aboutir. En effet, il existe trop peu de mesures directes qui puissent nous permettre de sélectionner l'une ou l'autre méthode en fonction de sa cohérence avec les « valeurs réelles ». Ainsi la définition de la procédure la plus appropriée ne pourra s'effectuer que selon des moyens indirects d'évaluation :

- Le premier moyen consiste à comparer les tensions musculaires fournies par les quatre procédures testées avec les résultats obtenus à partir d'une « Estimation à partir de l'EMG ». Cette comparaison précise si les tensions obtenues grâce aux procédures d'optimisation se rapprochent de celles obtenues grâce à la mesure de l'activité musculaire. Par exemple, cette comparaison permet d'invalider des prédictions fixées à 0 N par le calcul, alors qu'une activité EMG significative est enregistrée, l'inverse étant aussi envisageable. Cette comparaison constitue notre premier indice pour déterminer la procédure la mieux adaptée.

- Le second moyen dont nous disposons consiste à comparer les tensions musculaires obtenues dans le présent travail avec les résultats présentés dans la littérature. Pour ce faire, nous avons sélectionné huit études. Les trois premières utilisent un modèle biomécanique simplifiant le problème d'indétermination en éliminant certaines inconnues (Weightman et Amis, 1982 ; Harding et al., 1993 ; Li et al, 2001). Deux autres études utilisent des modèles biomécaniques plus élaborés d'optimisation (Chao et An, 1978 ; Fowler et Nicol,

2000). Enfin les trois dernières études concernent des mesures directes *in vivo* de la tension de certains tendons (Schuind et al., 1992 ; Dennerlein et al., 1998 ; Kursal et al., 2005). Toutefois, il est important de noter que ces comparaisons ne sont effectuées qu'à titre indicatif du fait de la variété des protocoles mis en place, des différentes chaînes expérimentales utilisées et des populations hétérogènes testées. Les résultats de cette comparaison permettent uniquement de situer notre étude dans l'intervalle des valeurs présentées.

IV.2 Méthodes expérimentales

Posture du doigt

La phalange P3 du majeur était placée sur la surface plane horizontale du dé métallique de façon à pouvoir exercer une force verticale (perpendiculaire à la surface de contact). Il était demandé au sujet de placer le majeur dans la position la plus rectiligne possible caractérisée par une absence de flexion/extension des articulations DIP, PIP et MCP (Figure 11). Les sujets avaient pour consigne de ne pas adopter de postures hyper-étendues ou exagérément fléchies. Les essais étaient supprimés en cas de non respect des consignes. Les angles mesurés s'élevaient en moyenne à $6,9^\circ \pm 5,8$ pour l'articulation DIP (α_1), à $8,5^\circ \pm 6,7$ pour l'articulation PIP (α_2) et à $6,8^\circ \pm 5,9$ pour l'articulation MCP (α_3).

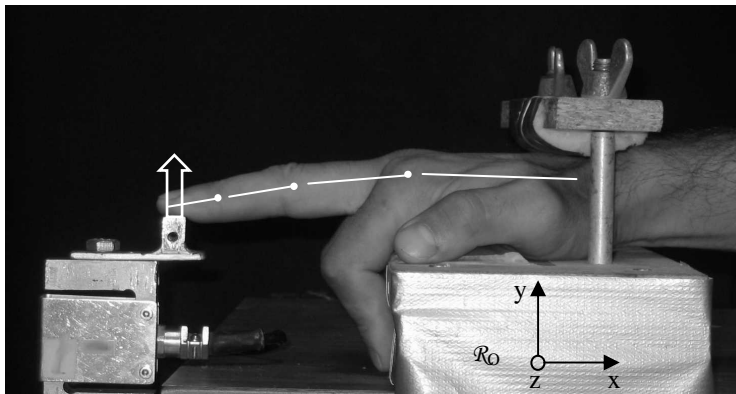


Figure 11 : Posture étendue du doigt testée dans l'étude. Le doigt est en position rectiligne. Une force verticale est exercée par les sujets (flèche blanche).

Tâche

La tâche expérimentale consistait à appliquer une force selon la direction verticale (axe \vec{y}). La montée en force précédemment décrite était réalisée (faible, 50% FMV, 100% FMV).

Enregistrement de signaux EMG maximums

Afin d'enregistrer l'activité EMG maximale de chaque muscle, des tâches de contractions maximales ont été préalablement réalisées (Figure 12).

- Pour le muscle EDC, une force maximale en extension a été réalisée avec le point d'application de la force externe situé au milieu de la première phalange.
- Pour le muscle FDS une flexion maximale a été demandée avec le point d'application situé au milieu de la seconde phalange (Ketchum et al., 1978 ; Weightman et Amis, 1982 ; Li et al., 2000, 2001).

- Pour le muscle FDP la tâche d'enregistrement de l'EMG maximal correspond au test réalisé dans l'étude avec la force externe appliquée au milieu de la troisième phalange.

Trois essais par tâches ont été effectués. Ces enregistrements ont été effectués dans une posture identique à celle testée pour les FMV.

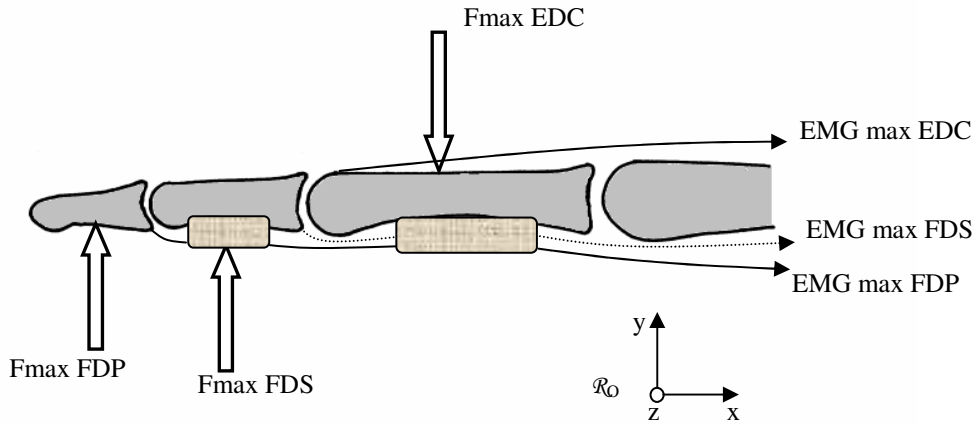


Figure 12 : Enregistrement des signaux EMG maximums. Pour le muscle EDC (F_{\max} EDC) une extension volontaire maximale a été réalisée avec le point d'application situé au milieu de la troisième phalange. Pour le muscle FDS (F_{\max} FDS), une flexion volontaire maximale a été réalisée avec un point d'application situé au milieu de la deuxième phalange. Pour le muscle FDP (F_{\max} FDP), la tâche d'enregistrement de l'EMG maximal correspond à la tâche expérimentale.

Analyse des forces et des EMG

En accord avec les travaux de Valero-Cuevas et al. (1998, 2003), une fenêtre temporelle de 750 ms centrée autour du pic de force de chaque essai a été considérée pour analyser les différents signaux (Figure 13).

La norme de la force externe enregistrée a été moyennée sur cet intervalle et le moment de cette force sur les trois articulations DIP, PIP et MCP a été calculé.

Pour quantifier l'EMG de chacun des muscles une RMS a été calculée dans la fenêtre d'analyse selon l'équation ci-dessous:

$$RMS_i = \left(\frac{1}{T} \int_{pf-T/2}^{pf+T/2} EMG_i^2(t) dt \right)^{1/2} \quad (47)$$

où T est l'intervalle temporel de la fenêtre de traitement (750 ms), $EMG_i(t)$ le signal enregistré du muscle i ($i = FDP, FDS, EDC$) en fonction du temps. pf correspond à l'occurrence du pic de force, et RMS_i est la RMS du muscle i .

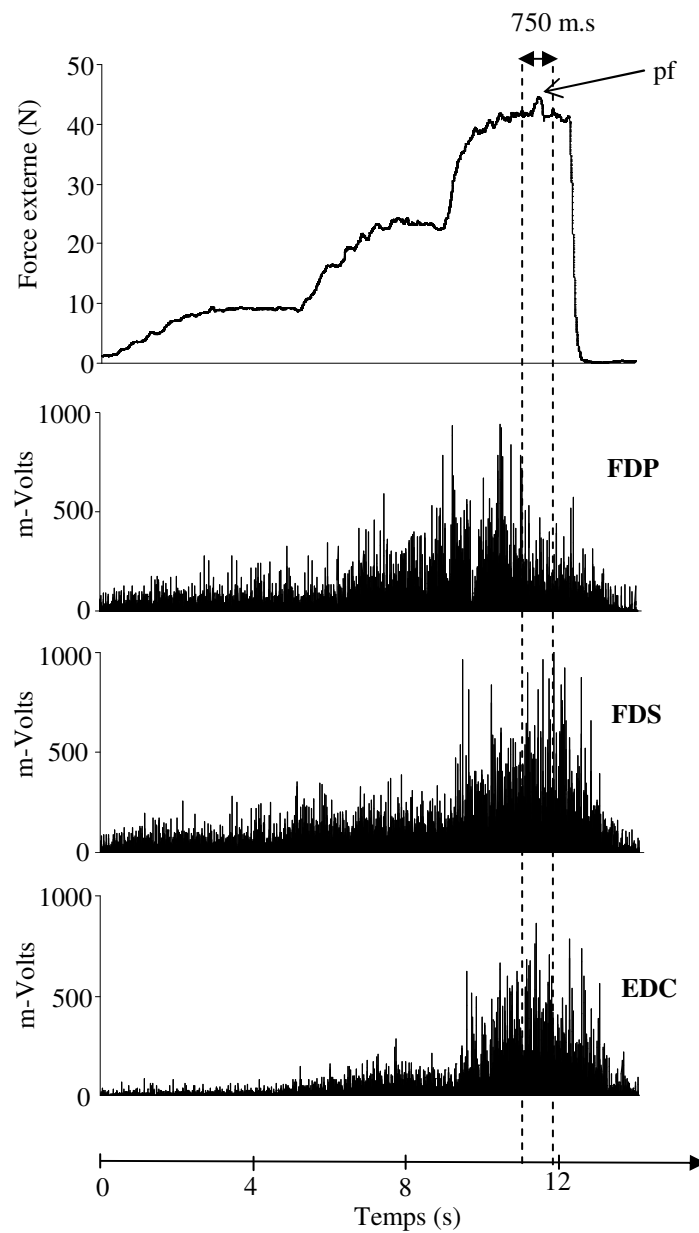


Figure 13 : Enregistrement expérimental du signal de Force et d'EMG (rectifié) des muscles FDP, FDS, EDC durant un essai typique. pf représente l'occurrence du pic de force. Les deux lignes verticales représentent la fenêtre d'analyse des signaux.

Une estimation de la tension des muscles FDP, FDS et EDC a été réalisée en utilisant la méthode se basant sur l'EMG (Eq. 15) :

$$t_{EMG_i} = e_i \times \sigma_{max} \times PCSA_i$$

$$\text{Avec } e_i = \frac{RMS_i}{RMS_{i_{max}}} \quad (48)$$

Cette méthode a été préférée à la « Méthode des coefficients » présentée dans l'Eq. 14. Cette dernière nécessite en effet l'enregistrement des 6 muscles mobilisant le doigt. La difficulté d'enregistrer l'EMG des muscles intrinsèques à la main nous a contraint à opter pour la méthode présentée dans l'équation 15.

Les valeurs de force externe moyennées ainsi que les tensions estimées à partir de l'EMG (t_{EMGi}) ont été utilisées comme données d'entrée du modèle biomécanique afin d'estimer les tensions musculaires.

Méthode de résolution du système indéterminé

Les tensions musculaires ont été estimées par le modèle biomécanique du doigt présenté dans la partie III.1 *Modèle biomécanique du doigt*. La démarche d'optimisation se résumait ainsi :

recherche :

t_i

en minimisant :

$f(t_i)$

en respectant les contraintes d'égalités :

$$[R] \cdot \{T\} + \{L\} + \{A\} + \{M\} = \{0\}$$

et les contraintes d'inégalités suivantes :

$$0 \geq t_i \geq PCSA_i \times \sigma_{max}$$

Dans le cadre de cette étude, les articulations agissent à des angulations éloignées des amplitudes maximales, le vecteur $\{A\}$ correspondant au moment des forces articulaires est donc considéré comme nul ($\{A\} = \{0\}$). Les quatre procédures d'optimisation testées dans cette étude sont présentées dans le tableau 3. Les deux premières procédures correspondent à des critères testés dans la littérature (« Muscle stress » et « Minmax », tandis que les deux suivantes sont une combinaison de ces critères pour lesquelles nous proposons l'ajout d'une contrainte associée à l'EMG (« Muscle stress+EMG » et « Minmax+EMG »).

Tableau 3 : Procédures de résolution testées dans l'étude. Deux procédures sont issues de la littérature et deux procédures sont dite originales et intègrent une contrainte d'inégalité associée à l'EMG.

Procédures	Fonctionnelles et contraintes	Références
« Muscle stress »	$\min f(\sigma_i) = \sum_1^i (\sigma_i)^2$ avec $\sigma_i = \frac{t_i}{PCSA_i}$ (Eq. 11)	Dennerlein et al. (1998)
« Minmax »	$\min f(t_i) = \max\left(\frac{t_i}{PCSA_i}\right)$ (Eq. 13)	Rasmussen et al. (2001)
« Muscle stress+EMG »	$\min f(\sigma_i) = \sum_1^i (\sigma_i)^2$ (Eq. 11) avec $(t_{EMGi}) - (\mu \times t_{EMGi}) \leq t_i \leq (t_{EMGi}) + (\mu \times t_{EMGi})$	Méthode originale
« Minmax+EMG »	$\min f(t_i) = \max\left(\frac{t_i}{PCSA_i}\right)$ (Eq. 13) avec $(t_{EMGi}) - (\mu \times t_{EMGi}) \leq t_i \leq (t_{EMGi}) + (\mu \times t_{EMGi})$	Méthode originale

Pour chaque essai, μ est fixé à 0,05 au départ de la procédure de résolution. Dans le cas où aucune solution satisfaisante ne peut être obtenue -traduite par l'obtention de tensions négatives, de coefficients du mécanisme extenseur négatifs, de tensions supérieures à la tension physiologique maximale ou du non respect des contraintes d'équilibre- le coefficient μ est incrémenté de 0,05 en 0,05 jusqu'à l'obtention d'une solution satisfaisante.

Comparaison des méthodes

Pour permettre une comparaison entre les différents modes de résolution, les tensions estimées à partir de l'EMG (t_{EMGi}) sont présentées. Une différence moyenne entre les estimations à partir de l'EMG et les résultats obtenus est calculée, telle que :

$$\text{Diff} = \frac{1}{n} \sqrt{(t_{EMGi} - t_i)^2} \quad (49)$$

où Diff est la différence moyenne entre les résultats obtenus grâce à la procédure d'optimisation (t_i) et les résultats obtenus à l'aide de l'EMG (t_{EMGi}). n est le nombre d'essais effectué par l'ensemble des sujets.

Pour une comparaison avec les résultats présentés dans la littérature, le rapport (q_i) des tensions estimées et de la force externe a été calculé pour chaque muscle et chaque procédure tel que :

$$q_i = \frac{t_i}{F_{\text{externe}}} \quad (50)$$

où F_{externe} représente la norme de la force externe appliquée sous le doigt.

IV.3 Résultats

A la suite d'un incident expérimental, un essai a été supprimé de l'analyse. Les résultats des tensions des tendons sont présentés essai par essai et sujet par sujet. Soit un total de 17 essais réalisés par les 6 sujets. Les résultats présentés sont issus du traitement de la fenêtre d'analyse situé autour du pic de force.

Force externe et moments articulaires

La moyenne de la force externe appliquée sous le bout du doigt s'élevait à $44,0 \pm 7,4$ N. Cette force externe créait un moment d'extension au niveau des trois articulations DIP, PIP et MCP. Les moments externes s'élevaient en moyenne à $-0,46 \pm 0,08$ N.m au niveau de DIP, $-1,93 \pm 0,34$ N.m au niveau de PIP et $-4,23 \pm 0,75$ N.m au niveau de MCP.

EMG

L'activation des muscles EDC, FDP et FDS calculée à partir de l'enregistrement électromyographique ($e_i = \frac{RMS_i}{RMS_{i_{max}}}$) est présentée dans la figure 14 pour chaque essai.

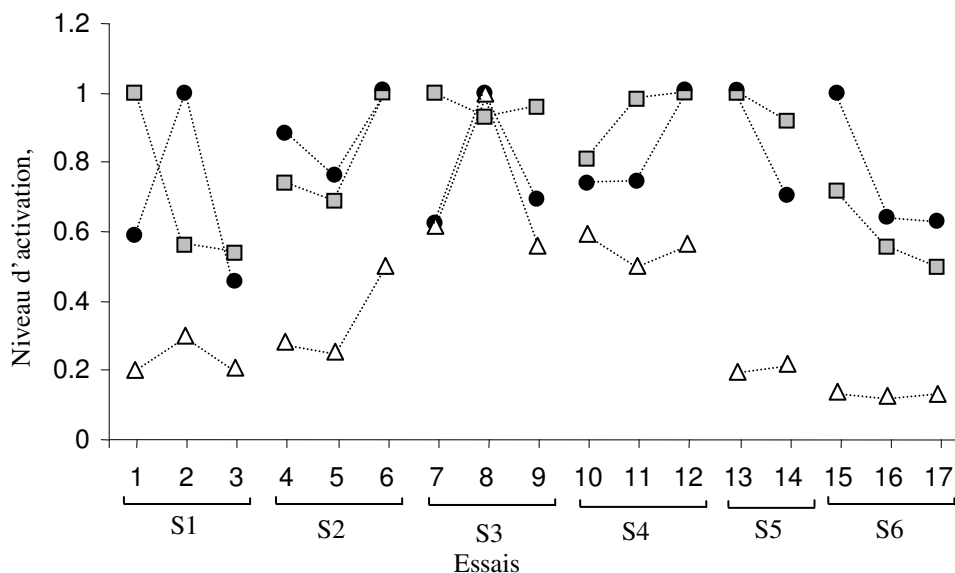


Figure 14 : Niveau d'activation des muscles EDC (Δ), FDP (\bullet) et FDS (\blacksquare) pour les 3 essais des 6 sujets. Pour le sujet 5, seuls 2 essais ont été validés.

Le muscle EDC était activé de 0,12 à 1 avec une moyenne de $0,37 \pm 0,24$. Les muscles fléchisseurs étaient pour leur part activés à un niveau proche de leur maximum compris entre

0,45 et 1 pour le FDP et 0,49 et 1 pour le FDS. En moyenne, l'activation était de $0,81 \pm 0,19$ pour le FDS et de $0,79 \pm 0,18$ pour le FDP. Pour chaque muscle et chaque sujet les niveaux d'activation montraient une grande variabilité selon les essais.

Tension des tendons

Les résultats sont présentés pour le tendon du muscle FDP puis les tendons des muscles FDS et EDC. Les différents résultats sont comparés afin de différencier les quatre procédures de résolution.

FDP : Les tensions calculées dans le tendon du muscle FDP par l'EMG ainsi que les méthodes « Muscle stress », « Minmax », « Muscle stress+EMG » et « Minmax+EMG » sont présentées dans la figure 15.

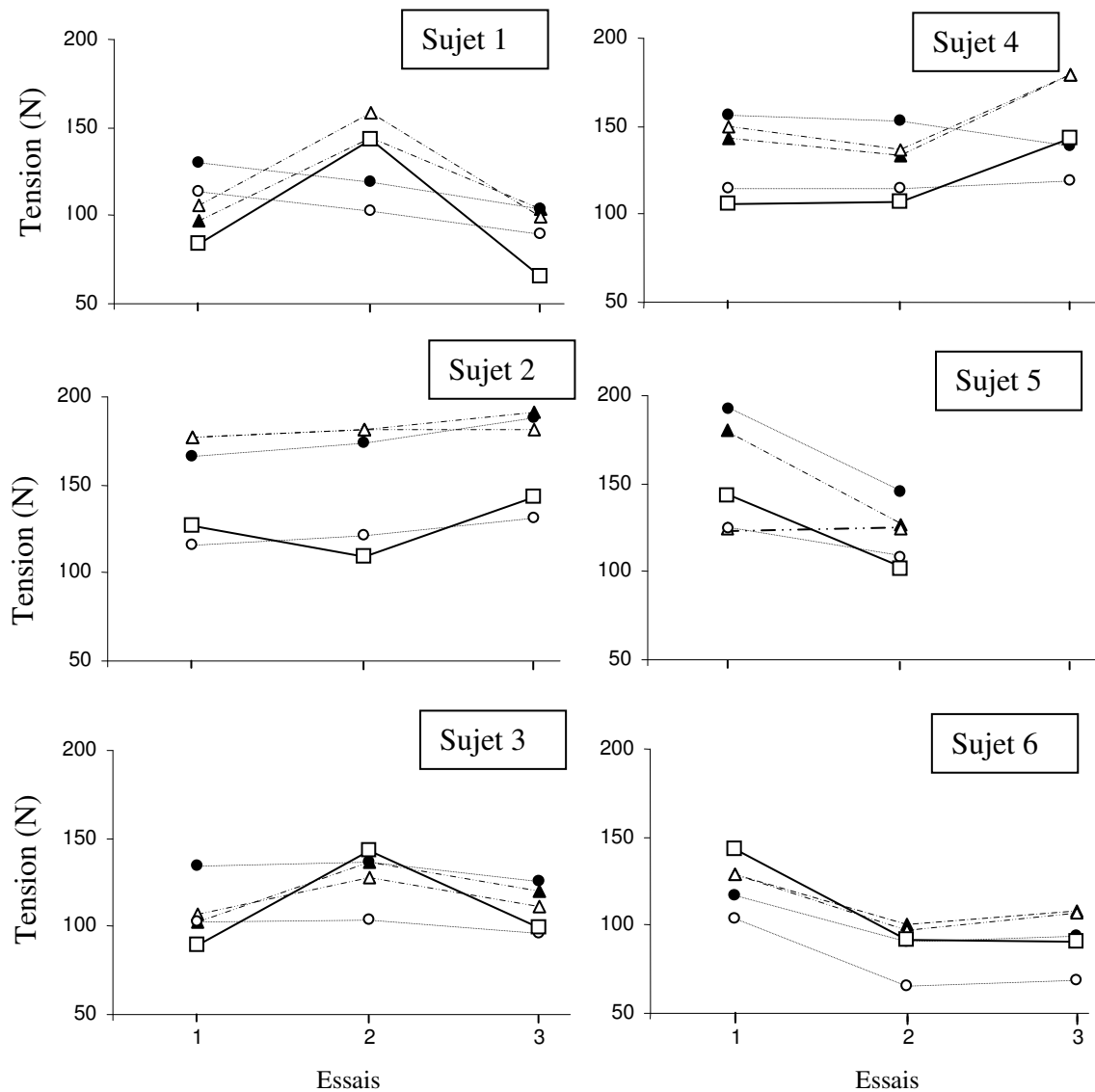


Fig 15 : Tensions estimées pour le tendon FDP dans les trois essais de chaque sujet. EMG (□) ; Muscle stress (○) ; Minmax (●) ; Minmax+EMG (▲) ; Muscle stress+EMG (△).

tel-00011464, version 1 - 25 Jan 2006

Les tensions estimées du tendon FDP s'élèvent en moyenne à $105,6 \pm 17,9$ N avec la méthode « Muscle stress » et $139,0 \pm 30,1$ N avec la méthode « Minmax ». Les tensions prédites par la méthode « Muscle stress+EMG » et « Minmax+EMG » s'élèvent à $135,7 \pm 31,3$ N et $138,5 \pm 32,3$ N respectivement. La méthode de résolution se rapprochant au mieux des tensions estimées par EMG (t_{EMGi}) est la méthode « Muscle stress » avec une différence moyenne de $20,1 \pm 12,1$ N. La méthode « Minmax+EMG » présente une différence moyenne de $27,4 \pm 18,4$ N tandis que la méthode « Minmax » présente une différence de $33,1 \pm 19,0$ N. Enfin la méthode « Muscle stress+EMG » présente une différence avec l'EMG de $27,7 \pm 17,2$ N.

Malgré des différences de valeurs entre l'EMG et les procédures « Minmax+EMG » et « Muscle stress+EMG », il est à noter que les méthodes incluant l'EMG adoptent une courbe qui se rapproche au mieux de l'EMG dans le sens où elles évoluent de la même manière. Ceci est particulièrement visible pour les sujets 1, 3, 4 et 6.

FDS : La figure 16 présente l'estimation des tensions du tendon du muscle FDS obtenues par l'EMG et par les quatre procédures d'optimisation. Les tensions du tendon FDS s'élèvent à $181,2 \pm 40,0$ N en moyenne dans la méthode « Muscle stress », $148,1 \pm 34,5$ N dans la méthode « Minmax », $152,1 \pm 38,7$ N dans la méthode « Muscle stress+EMG » et $146,0 \pm 35,3$ N dans la méthode « Minmax+EMG ». La méthode ayant la plus petite différence avec l'estimation obtenue par EMG est la méthode « Minmax+EMG » avec une différence moyenne de $26,8 \pm 17,8$ N. La méthode « Minmax » présente une différence moyenne de $32,2 \pm 23,2$ N. La méthode « Muscle stress+EMG » et « Muscle stress » ont respectivement une différence moyenne de $40,5 \pm 33,0$ N et de $61,2 \pm 33,2$ N.

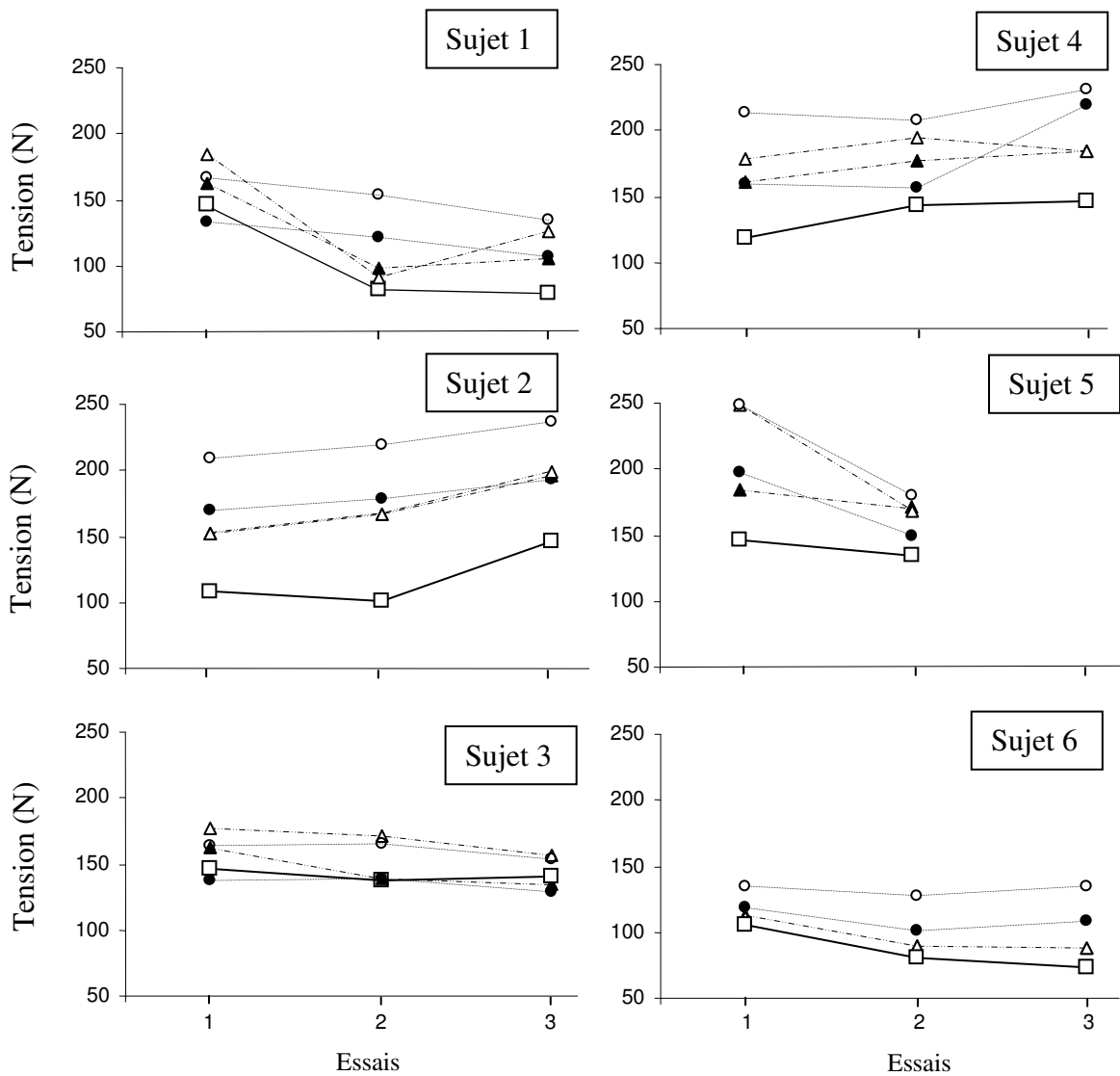


Fig 16 : Tensions estimées pour le tendon FDS dans les trois essais de chaque sujet. EMG (□) ; Muscle stress (○) ; Minmax (●) ; Minmax+EMG (▲) ; Muscle stress+EMG (△).

EDC : La figure 17 présente les tensions du tendon du muscle EDC estimées par l'EMG et par les quatre procédures d'optimisation.

Les méthodes incluant l'EMG sont beaucoup plus proches des prédictions EMG avec une différence moyenne de $5,2 \pm 3,9$ N et $6,9 \pm 4,9$ N pour « Minmax+EMG » et « Muscle stress+EMG ». Les méthodes n'incluant pas l'EMG prévoient rarement une tension dans le tendon du muscle extenseur. Les différences moyennes sont donc plus importantes et s'élèvent à $20,9 \pm 15,2$ N pour la méthode « Minmax » et à $20,6 \pm 14,7$ N pour la méthode « Muscle stress ».

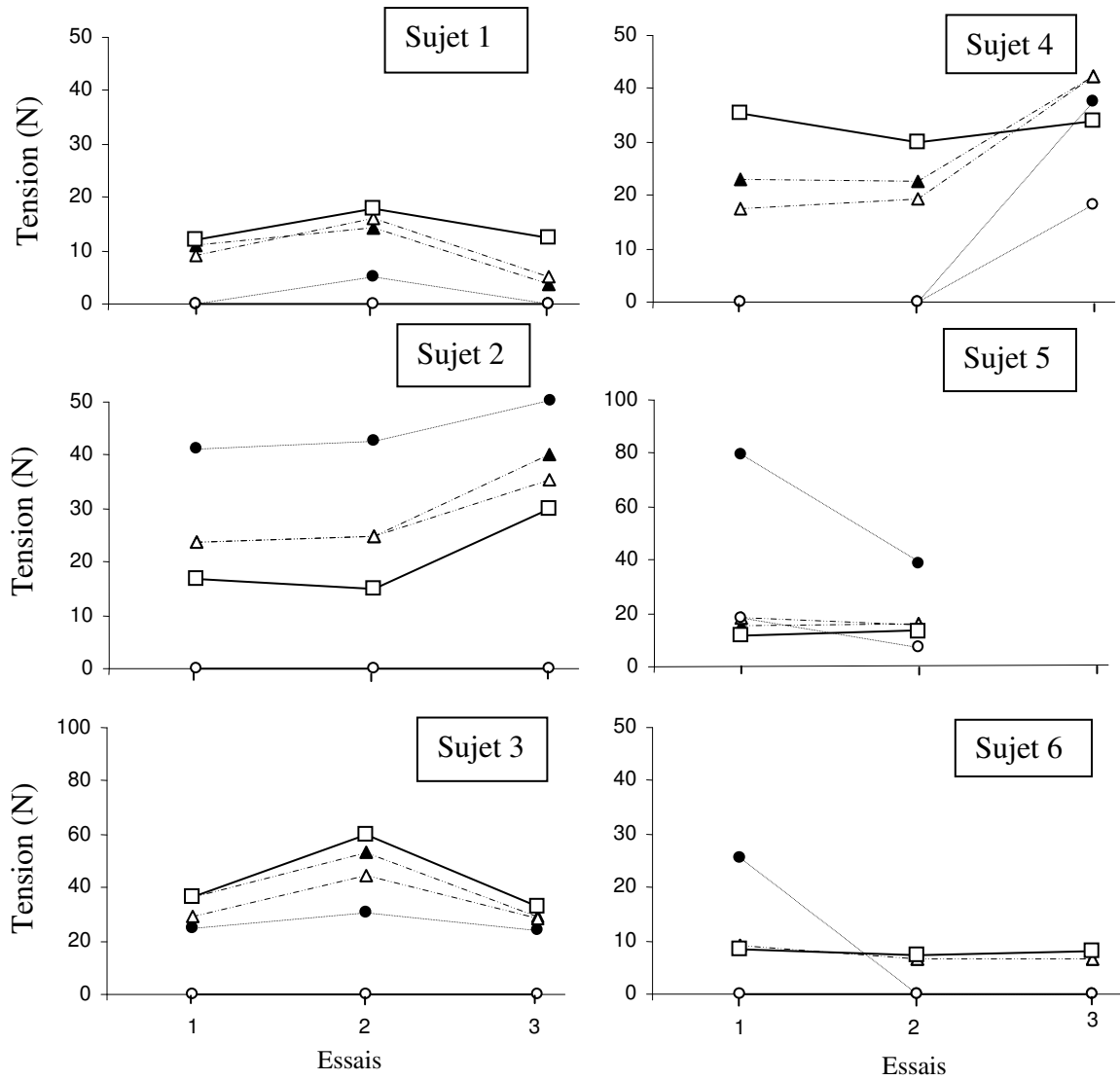


Fig 17 : Tensions estimées pour le tendon EDC dans les trois essais de chaque sujet. EMG (□) ; Muscle stress (○) ; Minmax (●) ; Minmax+EMG (▲) ; Muscle stress+EMG (△).

Rapports tension/force externe

Le tableau 4 présente les rapports moyens de la tension de chaque tendon et de la force externe pour chaque procédure d'optimisation. Les rapports issus des résultats de la littérature sont également présentés dans ce tableau.

Tableau 4 : Rapport de la tension des tendons et de la force externe pour les quatre procédures testées dans l'étude ainsi que pour des mesures directes, des modèles simplifiés et des modèles utilisant l'optimisation issus de la littérature. – signifie qu'aucune estimation ou mesure n'a été réalisée pour le muscle. ^a signifie que les trois muscles intrinsèques (LU, RI, UI) ont été regroupés en un seul équivalent.

Modèle	FDP	FDS	LU	UI	RI	EDC
Modèles présents:						
« Muscle stress »	2,4	4,1	0	0,9	0,4	0,1
« Minmax »	3,1	3,3	0	1,3	0,9	0,5
« Muscle stress+EMG »	3,1	3,6	0	1,2	0,7	0,5
« Minmax+EMG »	3,1	3,3	0,1	1,4	0,9	0,5
Mesures directes:						
Dennerlein et al.(1998)	-	3,3	-	-	-	-
Schuind et al. (1992)	7,9	1,7	-	-	-	-
Kursa et al. (2005)	2,4	1,5	-	-	-	-
Modèles simplifiés :						
Li et al. (2001)	2,3	3,5		0,8 ^a		0
Harding et al. (1993)	1,9	1,5	0,1	0,4	1,2	0
Weightman et Amis (1982)	2,4	1,9		1,8 ^a		0
Modèles optimisation classique:						
Chao et An (1978)	4,0	0,8	1	1,7	1,4	4,1
Fowler et Nicol (2000)	2,8	1,2	-	-	-	2,7

FDP : Quelque soit la méthode de résolution utilisée, les rapports de la tension du tendon FDP et de la force externe sont compris entre 2 et 4. Pour la méthode « Muscle stress » la moyenne de ce rapport s'élève à $2,4 \pm 0,2$. Une moyenne de $3,1 \pm 0,4$ est notée pour « Muscle stress+EMG ». Concernant le « Minmax » et le « Minmax+EMG », ce rapport présente des moyennes de $3,1 \pm 0,3$ et de $3,1 \pm 0,4$ respectivement. Les résultats de la littérature présentent des rapports compris entre 2,4 et 7,9 pour les mesures directes *in vivo* et de 1,9 à 4 pour les modèles biomécaniques.

FDS : Le rapport entre la tension du tendon FDS et la force externe, quelques soient les essais et la procédure d'optimisation, est compris entre 2 et 4,5. Ce rapport s'élève à $4,0 \pm 0,3$ pour la méthode « Muscle stress » et à $3,5 \pm 0,6$ pour « Muscle stress+EMG ». En ce qui

concerne le « Minmax » et le « Minmax+EMG », ce rapport présente des moyennes respectivement de $3,3 \pm 0,3$ et de $3,3 \pm 0,4$. Les résultats de la littérature ont pour leur part des rapports compris entre 0,8 et 3,5.

EDC : Les résultats obtenus pour le tendon du muscle EDC présentent des rapports entre la tension et la force externe compris entre 0 et 1,44. Ce rapport est de $0,1 \pm 0,1$ pour la méthode « Muscle stress » et de $0,5 \pm 0,3$ pour « Muscle stress+EMG ». Pour les procédures « Minmax » et le « Minmax+EMG », ce rapport présente des moyennes respectivement de $0,5 \pm 0,3$ et de $0,5 \pm 0,4$. En ce qui concerne les résultats de la littérature, aucune mesure directe *in vivo* ne présente des résultats pour le tendon EDC. Les modèles utilisant des hypothèses simplificatrices ne prédisent pas de tensions dans EDC. En effet, ces inconnues sont éliminées de façon à simplifier le modèle biomécanique. Les modèles qui intègrent une procédure d'optimisation ont des rapports compris entre 2,7 et 4,1.

Muscles intrinsèques : Dans la littérature, certaines études regroupent les muscles intrinsèques en un seul muscle afin de simplifier le problème d'indétermination (valeurs présentées avec le signe ^a dans le tableau 4). Seul les études de Chao et An (1978) et Harding al. (1993) estiment les tensions de chaque muscle intrinsèque. Dans ces deux études, on note des rapports avec la force externe de 0,1 et 1 pour le muscle LU, de 0,4 et 1,7 pour le muscle UI et de 1,2 et 1,4 pour le muscle RI. Les procédures d'optimisation testées dans notre travail donnent des valeurs allant de 0,4 à 0,9 pour le muscle RI et de 0,9 à 1,4 pour le muscle UI. Dans l'ensemble des procédures testées dans notre étude, seule la procédure « Minmax+EMG » prédit des tensions dans le muscle LU. Cette procédure fournit un ratio de 0,1.

Marge d'erreur variable μ

Les coefficients variables μ déterminés pour établir la contrainte d'inégalité associée à l'EMG dans les méthodes « Minmax+EMG » et « Muscle stress+EMG » sont compris entre 0,1 et 0,7 avec une moyenne de $0,28 \pm 0,17$. C'est-à-dire que les tensions estimées par le modèle biomécanique sont comprises dans un intervalle de plus ou moins 28% des tensions prédites par l'EMG. A trois reprises, des coefficients μ importants de 0,65 et 0,70 ont du être adoptés tandis que des coefficients inférieurs ou égaux à 0,2 ont été utilisés à treize reprises.

IV.4 Discussion

L'objectif de cette étude était de tester plusieurs procédures d'optimisation pour résoudre un système sous déterminé. Notamment, nous nous sommes attachés à tester l'ajout d'une information physiologique, l'EMG, sous la forme d'une contrainte d'inégalité supplémentaire dans la procédure d'optimisation. Pour cela, nous avons étudié une tâche bien décrite dans la littérature consistant à appliquer une force verticale avec le doigt placé en position rectiligne.

Les forces enregistrées dans notre expérimentation ($44,0 \pm 7,4$ N) sont en accord avec celles enregistrées dans des études précédentes ($40,4 \pm 11,9$ N, Li et al., 2000, 2001). L'enregistrement EMG nous montre que pour cette tâche, les muscle FDP et FDS sont activés à un niveau proche de leur maximum (80% de leur activation maximale en moyenne) tandis que le muscle EDC est activé en moyenne à 37% de son activité maximale. Cependant, lorsque l'on observe les résultats EMG essai par essai, on note une grande variabilité concernant la distribution des activités électriques entre chaque sujet et chaque essai. Cette remarque a déjà été établie par plusieurs auteurs lors de l'application de forces sous-maximales (Long et Brown, 1964 ; Close et Kidd, 1969 ; Long et al., 1970 ; Maier et Hepp-Reymond, 1995). La complexité de la tâche est une raison pouvant expliquer ce résultat. Dans notre étude, les sujets devaient exercer une force verticale tout en contrôlant la posture rectiligne du doigt. Il est possible que des sujets aient adopté des stratégies différentes d'un essai à l'autre, en utilisant d'autres coordinations musculaires ou en augmentant/réduisant la co-contraction par exemple. Ce résultat ne peut être décelé au moyen des analyses cinématique et dynamométrique et nécessite une analyse EMG. Kursa et al. (2005) observent le même type de variabilité en mesurant *in vivo* la force exercée sur les tendons du FDS et du FDP. Ces remarques nous amènent à considérer que l'EMG, malgré ses limites, est une mesure physiologique indispensable de la contraction musculaire qui comporte une information importante pour la modélisation biomécanique. Cette information identifie la coordination musculaire adoptée pour chaque sujet et chaque essai et nécessite d'être prise en compte dans les procédures de résolution.

Pour obtenir une estimation des tensions musculaires, nous avons utilisé deux procédures d'optimisation classiques, « Minmax », « Muscle stress », et deux procédures hybrides originales, « Minmax+EMG » et « Muscle stress+EMG ». Quelque soit la procédure utilisée, les tensions musculaires obtenues dans les muscles FDP, FDS, EDC, LU, UI, RI présentent des rapports avec la force externe compris dans l'intervalle des résultats issus des

modèles biomécaniques publiés dans la littérature (avec simplification ou avec optimisation) ou des mesures directes *in vivo*. La plupart des études précédentes ayant été effectuées dans des conditions différentes des nôtres, exceptée l'étude de Li et al. (2001), une comparaison directe ne permet pas de vérifier nos résultats ni d'affirmer sans ambiguïté la justesse de l'une ou l'autre procédure. Toutefois, certaines remarques s'imposent. En premier lieu, dans les quatre procédures testées, seule la procédure « Minmax+EMG » fournit une estimation non nulle de la tension du muscle LU. Ce muscle dispose, en effet, d'une faible PCSA (0,2 cm²) et compte donc peu dans les critères d'optimisation classiques. Sa tension est en conséquence souvent estimée à 0N par ces procédures. L'utilisation de la procédure « Minmax+EMG » permet donc une meilleure répartition des tensions sur chacun des muscles, même si l'on ne dispose pas de l'enregistrement EMG pour tous ces muscles. En second lieu, une comparaison directe peut être réalisée avec l'étude de Li et al. (2001). Ces auteurs ont en effet étudié une posture de doigt identique à notre étude. Ils obtiennent des rapports de 2,3 pour le muscle FDP et de 3,5 pour le muscle FDS. Ces rapports sont sensiblement inférieurs à ceux obtenus dans les procédures de résolution retenues dans cette étude qui s'élèvent de 2,4 à 3,1 pour le muscle FDP et de 3,3 à 4,1 pour le muscle FDS. Ces différences ont pour origine le modèle biomécanique. En effet, les auteurs intègrent des hypothèses de simplification qui consistent à regrouper les muscles intrinsèques (LU, RI, UI) en un seul muscle et à négliger la co-contraction des extenseurs (EDC = 0 N). En résumé, la comparaison avec les résultats de la littérature nous permet de souligner que nos résultats présentent des valeurs raisonnables. De plus, ils nous laissent supposer qu'une meilleure répartition des tensions est obtenue avec la procédure « Minmax+EMG ».

Le second moyen de validation que nous avons utilisé est la comparaison de nos résultats avec ceux issus d'une procédure utilisant uniquement l'EMG. Comme nous l'avons déjà précisé, les estimations des tensions issues de l'EMG ne représentent pas les valeurs physiologiques réelles (Crowninshield et Brand, 1981). Cependant, pour le muscle EDC notamment, l'analyse essai par essai montre clairement que les deux méthodes « Minmax » et « Muscle stress » produisent des tensions nulles ou incohérentes au vue de l'EMG. Ces résultats mettent en évidence que les estimations des tensions musculaires, à partir des méthodes d'optimisation classiques (sans EMG), sont biaisées notamment pour les muscles antagonistes au mouvement. Cette particularité est due au fait que nous nous intéressons à un système pluri-segmenté avec des muscles croisant plusieurs articulations. Il semble donc que les critères apportant de bons résultats pour des systèmes mono articulés (Minmax et Muscle stress) ne soient pas adaptés à la résolution de systèmes pluri-articulés. Cette limite a déjà été

soulevée par de précédents auteurs notamment en comparant des estimations biomécaniques avec des mesures *in vivo* des tensions des tendons chez le chat (Herzog et Leonard, 1991 ; Jinha et al., 2005). Les méthodes « Muscle stress+EMG » et « Minmax+EMG » contournent ce problème. Elles donnent une estimation de la tension d'EDC particulièrement satisfaisante au vu de l'enregistrement EMG. L'ajout d'une contrainte d'inégalité associée à l'EMG permet donc de fournir des résultats qui tiennent compte de la participation des tendons des muscles antagonistes. Ce résultat est une avancée importante dans le domaine de la modélisation biomécanique puisque la détermination des tensions musculaires antagonistes est un problème récurrent. Ceci représente un des intérêts majeurs de la procédure que nous proposons.

Concernant les muscles fléchisseurs, l'ajout d'une contrainte EMG permet de rapprocher les résultats du muscle FDS à l'enregistrement EMG. Autrement dit la méthode « Muscle stress+EMG » permet d'obtenir des résultats plus proche de l'EMG que la méthode « Muscle stress » pour le muscle FDS. La remarque étant aussi valable pour le critère « Minmax ». Pour le muscle FDP, des résultats plus contradictoires sont observés. La méthode « Muscle stress » présente des résultats plus proches de l'EMG tandis que les autres méthodes donnent des valeurs de plus grande intensité. Toutefois, bien que plus controversé, ce résultat peut être considéré comme positif. En effet, sur l'ensemble des essais, les méthodes « Muscle stress+EMG » et « Minmax+EMG » fournissent des résultats qui évoluent parallèlement avec l'EMG. Il y a une cohérence de forme qui apparaît. Autrement dit, les résultats s'adaptent à la stratégie adoptée par les sujets ce qui n'est pas mis en évidence avec les méthodes d'optimisation classiques. Par exemple, on observe clairement que les estimations des tensions du muscle FDP chez le sujet 4 sont concordantes avec celles issues de l'EMG, même si ces dernières sont d'une façon globale inférieures. Cette différence d'intensité peut-être simplement expliquée par une mauvaise évaluation des tensions à partir de l'EMG. La solution obtenue par les procédures « Minmax+EMG » et « Muscle stress+EMG » est alors mécaniquement juste et se rapproche au mieux de l'EMG. Cette solution tient donc compte de la coordination du sujet. Au contraire, la procédure « Muscle stress » présente des intensités proches de l'EMG mais aboutit à une solution mécanique identique au cours des essais. Elle ne tient pas compte des différences de coordinations entre les sujets et entre les essais.

A ce stade, nous pouvons donc avancer que les procédures d'optimisation incluant une contrainte d'inégalité associée à l'EMG présentent des résultats plus probants que les autres méthodes classiques. Pourtant, certaines limites doivent être considérées. La première limite concerne l'estimation des tensions à partir de l'EMG. Comme nous l'avons déjà précisé,

celle-ci est basée sur un signal pouvant être problématique et sur l'utilisation de données anthropométriques telles que la PCSA et la contrainte maximale. La contrainte d'inégalité basée sur l'EMG pourrait donc comporter certaines erreurs. Néanmoins, il est à noter que la contrainte d'inégalité n'est pas une contrainte au sens stricte du terme. En effet, dans le cas où aucune solution mécaniquement satisfaisante n'est obtenue, l'intervalle déterminé par EMG est augmenté (variable μ). Cette variable représente donc une sécurité face aux erreurs d'estimation des tensions à partir de l'EMG. Dans cette étude nous avons noté que les valeurs de μ avaient une moyenne de 0,28. Cette marge d'erreur confirme donc le bien-fondé d'inclure l'information EMG dans une contrainte d'inégalité en place d'une intégration au sein du critère d'optimisation. Dans ce cas, les erreurs auraient été inclus dans le critère et auraient influencé les résultats dans une proportion non déterminée. Dans notre procédure, l'écart des estimations à l'EMG est quantifié et n'a pas influencé les résultats. Notre procédure permet donc de mieux contrôler l'ajout de l'EMG dans la procédure d'optimisation.

En résumé les deux procédures « Minmax+EMG » et « Muscle stress+EMG » permettent de déterminer des solutions qui correspondent aux mesures mécaniques. Ces solutions se rapprochent au mieux des mesures EMG, en particulier pour les muscles EDC et FDS. De plus, elles ne requièrent aucune simplification concernant la modélisation et présentent une facilité expérimentale intéressante puisqu'elles peuvent fonctionner à partir de l'enregistrement EMG d'un seul muscle. Ces procédures répondent donc bien aux attentes que nous avons formulées. En tenant compte de l'ensemble des résultats (EDC, FDS, FDP), la procédure « Minmax+EMG » semble être la procédure la plus satisfaisante pour la modélisation biomécanique du doigt. Cette procédure sera retenue dans la suite de ce mémoire.

V Etude 2 : Prise en compte du moment passif pour la détermination des moments musculaires à l'articulation DIP

V.1 Présentation de l'étude

Cette étude détermine la participation des moments passifs non musculaires et la participation des moments des tendons équilibrant une articulation lorsque celle-ci est proche de ses amplitudes maximales. Pour cela, l'articulation DIP est étudiée lors d'une hyper extension.

Cette étude se déroule dans les conditions décrites dans la partie *III.2 Matériel expérimental* de ce mémoire. Une procédure d'évaluation de l'amplitude du moment passif non musculaire basée sur l'enregistrement EMG du muscle FDP est utilisée. Le moment passif est ensuite inclus dans une procédure de calcul afin de déterminer la tension exercée dans le muscle FDP. Les résultats des forces appliquées à FDP nous permettront d'évaluer les incidences de la prise en compte du moment passif non musculaire. Cette étude répond à l'*Objectif 2* de ce travail.

V.2 Méthodes expérimentales

Posture du doigt

La figure 18 présente le majeur en position de test expérimental. Ce doigt était disposé de façon à exercer une force horizontale (selon l'axe \vec{x}) sur le dé métallique fixé au capteur de force : la surface de contact du doigt correspondait au côté vertical. Il était demandé au sujet de placer l'articulation DIP dans une posture hyper-étendue jusqu'à l'amplitude articulaire maximale. Dans le même temps, l'articulation PIP présentait une flexion importante tandis que l'articulation MCP était proche de 0° de flexion. Une posture largement fléchie de PIP a été sélectionnée car cette configuration particulière permet des facilités de résolution, notamment en supprimant la co-contraction issue du mécanisme extenseur du doigt. En effet lors d'une large flexion de PIP les bandes ulnaire et radiales (UB et RB) du mécanisme extenseur du doigt sont totalement relâchées. Aucune tension dans TE n'est alors possible (An et al., 1978 ; Leijnse, 1998). Cette propriété sera utilisée dans le traitement des données pour évaluer l'amplitude du moment passif non musculaire à DIP (Partie V.2 *Détermination du moment passif non musculaire*). Seuls les essais où l'articulation DIP était hyper-étendue ont été pris en compte. L'angle de flexion de PIP s'élevait en moyenne à $-22,6^\circ \pm 5,0$.

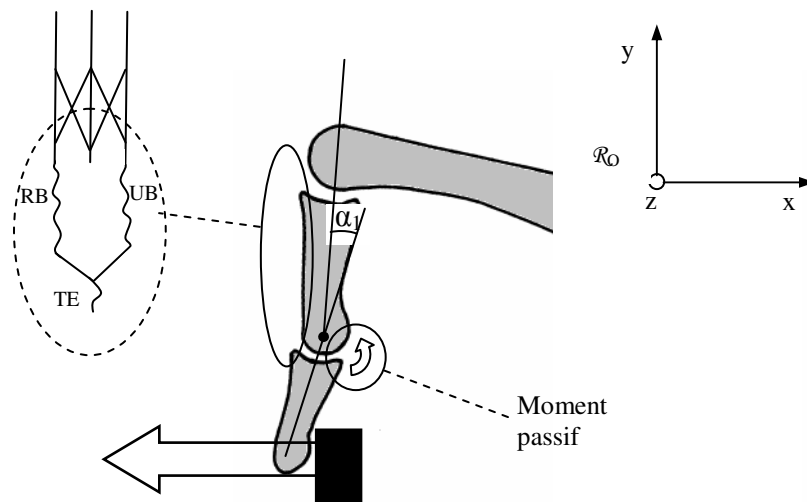


Figure 18 : Posture étudiée. L'articulation DIP est hyper étendue (α_1) pour exercer une force horizontale (flèche). L'insertion de droite schématise le moment passif exercé au niveau de l'articulation. L'insertion de gauche représente le mécanisme extenseur dont les bandes RB, UB et TE sont détendues sous l'effet de la flexion de PIP et de l'hyper extension de DIP.

Tâche

La tâche consistait à appliquer une force de traction horizontale sur le dé métallique (Figure 18). Une montée en force caractérisée en trois plateaux d'intensités différentes a été effectuée (faible, 50% FMV, 100% FMV). Trois essais par sujets étaient réalisés.

Analyse

Dans cette étude, l'EMG du muscle FDP ainsi que la force exercée au bout du doigt étaient analysées. Pour chaque essai, des fenêtres d'analyse d'une durée de 0,1 seconde étaient considérées. Ces fenêtres ont été disposées tout au long de l'essai avec un pas de temps de 0,1 seconde (Chao et al., 1989). Afin de quantifier l'EMG du muscle FDP, une RMS a été calculée dans les différentes fenêtres d'analyse (Basmajian et De Luca, 1985):

$$\text{RMS}_{\text{FDP}} = \left(\frac{1}{T} \int_{f-T/2}^{f+T/2} \text{EMG}_{\text{FDP}}^2(t) dt \right)^{1/2} \quad (51)$$

où T est le temps de la fenêtre de traitement (0,1 s), $\text{EMG}_{\text{FDP}}(t)$ le signal enregistré en fonction du temps et f le temps retenu pour l'analyse (compris de 0,05 s après le début de l'essai jusqu'à la fin de l'essai en variant par pas de 0,1 s). RMS_{FDP} est la RMS du muscle FDP.

La moyenne de la force externe appliquée au bout du doigt ainsi que le moment de la force externe à DIP ont été calculés dans les mêmes fenêtres d'analyse.

Détermination du moment passif non musculaire

Le moment de la force externe appliqué à DIP ainsi que les valeurs de RMS_{FDP} ont été utilisés pour déterminer, chez chaque sujet, le moment passif non musculaire. La procédure permettant d'évaluer cette contrainte repose sur plusieurs observations :

- Premièrement, comme nous l'avons abordé précédemment, la large flexion de PIP ne permet aucune tension dans TE supprimant ainsi le problème de la co-contraction. Le tendon de FDP est donc le seul actionneur pouvant créer/modifier le moment musculaire au niveau de DIP (An et al., 1978 ; Leijnse, 1998)
- Deuxièmement, en accord avec la littérature (Lippold, 1952 ; Olney et Winter, 1985 ; Bigland Ritchie et al., 1986 ; Chao et al., 1989), nous considérons qu'il existe une relation

linéaire entre le moment musculaire créé par un muscle et son activité EMG lorsque le muscle est mobilisé dans un intervalle de longueur ne faisant pas intervenir la contrainte élastique parallèle (C.E.P.), pour des postures statiques. Nous considérons que ces conditions sont réunies dans notre expérimentation pour le muscle FDP.

- Troisièmement, un moment passif non musculaire peut être créé au niveau de DIP lorsque celle-ci est hyper-étendue. Pour de faibles intensités de force, ce moment passif a déjà été montré expérimentalement (Dennerlein et al., 1998 ; Leijnse, 1998). Dans ce cas, aucune tension dans le tendon FDP n'est nécessaire pour maintenir l'équilibre. Cela se traduit par une RMS_{FDP} non significative. Lorsque le moment de la force externe augmente, nous supposons que le moment passif arrive à une limite qualifiée de « physiologique ». Une tension du tendon FDP devient alors nécessaire pour maintenir l'équilibre. Cette tension doit donc se traduire par l'apparition d'une RMS_{FDP} significative.

- Enfin, après l'apparition d'une RMS_{FDP} significative, l'accroissement du moment de la force externe est seulement dû à l'augmentation de la tension du tendon FDP, le moment passif étant stable à son niveau maximum.

Pour chaque sujet, les résultats du moment externe en fonction de la RMS_{FDP} des trois essais ont été analysés simultanément pour déterminer la valeur du moment passif. Le niveau d'intensité du moment de la force externe pour lequel apparaît une première activité significative de l' EMG_{FDP} a été déterminé automatiquement lorsque la RMS_{FDP} dépasse la moyenne de l'activité de base ajoutée de 3 écart-types (Hodges et Bui, 1996) après la soustraction du niveau moyen d'EMG au repos. Une droite de régression entre la RMS_{FDP} et le moment de la force externe a alors été calculé sur l'intervalle compris entre l'apparition de l'activité EMG_{FDP} significative et le moment maximal de la force externe. L'intersection de cette droite avec l'axe des abscisses, c'est-à-dire l'ordonnée à l'origine, correspond selon les critères énoncés précédemment au moment de la force externe pouvant être enregistré lorsque l' EMG_{FDP} est nulle. Nous avons considéré que cette valeur correspondait à l'amplitude du moment passif non musculaire. Cette procédure a été réalisée afin d'obtenir une valeur individuelle du moment passif pour chaque sujet. Le moment passif non musculaire correspond au moment créé par l'ensemble des structures non musculaires (cf. Tableau 1). Dans les équations, nous l'incluons dans l'équation $\{A\}$ sous le terme de $Mz_{art|DIP}$.

Paramètres calculés

Le moment musculaire à l'articulation DIP a été évalué selon deux méthodes : la première méthode prend en compte le moment passif non musculaire (méthode dite « MP ») tandis que la seconde ne tient pas compte du moment passif (méthode dite « NMP »). Le modèle utilisé dans cette étude est une adaptation du modèle présenté dans l'Eq : 41. Cette dernière est simplifiée à la seule articulation DIP pour laquelle:

$$r_{z_{FDP,DIP}} \cdot t_{FDP} + Mz_{art|DIP} + Mz_{Fexterne|DIP} = 0 \quad (52)$$

où $r_{z_{FDP,DIP}}$ représente la composante en \vec{z} du produit vectoriel du bras de levier et du vecteur tension unité. ($\vec{r}_{FDP,DIP} = \vec{B}_{FDP,DIP} \wedge \vec{u}_{FDP,DIP}$).

$Mz_{art|DIP}$ et $Mz_{Fexterne|DIP}$ sont déterminés à partir de l'expérimentation. $Mz_{art|DIP}$ est pris en compte uniquement dans le modèle « MP ». Ce calcul ne fait pas intervenir de problème de « sous détermination » car le muscle FDP est le seul à croiser l'articulation DIP.

V.3 Résultats

Forces appliquées au bout du doigt et moments de la force externe à DIP

Les forces appliquées avec le majeur sont présentées dans le tableau 5. Ces forces étaient comprises entre 58,1 N et 126,9 N. La force moyenne s'élevait à $95,6 \pm 26,4$ N. Cette force générait un moment à DIP compris entre -0,75 N.m pour le sujet 2 et -1,58 N.m pour le sujet 3. En moyenne les moments appliqués à DIP s'élevaient à $-1,21 \pm 0,05$ N.m.

Table 5 : Résultat de la force appliquée par le doigt (F_{externe}) et du moment de la force externe exercé à DIP ($Mz_{\text{Fexterne|DIP}}$).

Sujet	F_{externe} (N)	$Mz_{\text{Fexterne DIP}}$ (N.m).
1	$86,0 \pm 12,7$	$-1,07 \pm 0,16$
2	$58,1 \pm 12,5$	$-0,75 \pm 0,15$
3	$126,9 \pm 3,8$	$-1,58 \pm 0,05$
4	$121,4 \pm 8,8$	$-1,55 \pm 0,11$
5	$102,8 \pm 2,4$	$-1,26 \pm 0,03$
6	$78,6 \pm 5,6$	$-1,01 \pm 0,07$
Moyenne	$95,6 \pm 26,4$	$-1,21 \pm 0,05$

Moment passif non musculaire à DIP

La figure 19 présente la norme du moment de la force externe à DIP en fonction de la RMS_{FDP} pour le sujet 5.

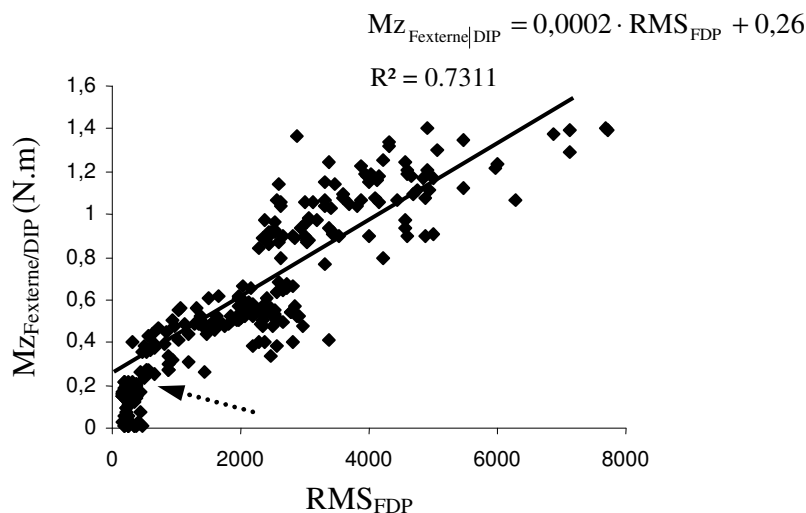


Fig. 19 : Moment de la force externe en fonction de la RMS du muscle FDP du sujet 5. La flèche représente l'apparition de l'activité EMG du muscle FDP déterminée à l'aide du seuillage. A partir de ce point une droite de régression a été tracée de manière à déterminer l'amplitude du moment passif.

La figure 19 regroupe toutes les valeurs calculées dans l'ensemble des fenêtres d'analyse des trois essais. Elle montre le seuillage EMG déterminant la valeur à partir de laquelle la RMS_{FDP} est significative (> 3 écart-types). En deçà de cette valeur, la RMS_{FDP} est considérée comme nulle, tandis qu'au dessus, elle traduit une activité musculaire non négligeable.

Les valeurs du moment passif non musculaire déterminées à partir de ce seuillage et du calcul de la droite de régression sont présentées pour chaque sujet dans le tableau 6. Ces valeurs sont comprises entre 0,11 N.m et 0,38 N.m. En moyenne cette contrainte s'élève à $0,26 \pm 0,08$ N.m. Ces valeurs représentent de 15 à 37% du moment externe appliqué à DIP. En moyenne, le moment passif représente $22,2 \pm 8,2$ % du moment de la force externe à DIP.

Tableau 6 : Moments passifs non musculaires ($Mz_{art|DIP}$) estimés à partir de l'EMG pour les 6 sujets. Les résultats sont présentés en terme de moment (N.m) et en terme de pourcentage du moment de la force externe à DIP ($\% Mz_{Fexterne|DIP}$)

Sujet	$Mz_{art DIP}$	
	N.m	$\% Mz_{Fexterne DIP}$
1	0,26	24,5±3,6
2	0,11	15,6±0,5
3	0,25	16,0±0,4
4	0,28	18,4±1,3
5	0,26	21,0±0,5
6	0,38	37,6±2,6
Moyenne	0,26±0,08	22,2±8,2

Moment musculaire résultant

Le tableau 7 présente les estimations du moment musculaire, de la tension de FDP selon le modèle « MP » et selon le modèle « NMP ». Le moment musculaire estimé avec le modèle MP s'élève à $0,95 \pm 0,03$ N.m. Cette valeur est inférieure à celle estimée avec le modèle « NMP » ($1,21 \pm 0,05$ N.m), la différence entre ces deux valeurs correspond à la valeur du moment passif.

Tableau 7 : Estimation du moment musculaire ($Mz_{\text{muscle|DIP}}$) et de la tension de FDP (t_{FDP}) pour les 6 sujets. Les résultats des deux méthodes (avec moment passif « MP » et sans moment passif « NMP ») sont présentés

Sujet	$Mz_{\text{muscle DIP}}$ (N.m)		t_{FDP} (N)	
	MP	NMP	MP	NMP
1	0,82±16,2	1,07±0,16	226,0±45,0	297,9±45,0
2	0,64±0,15	0,75±0,15	186,5±52,9	219,5±54,6
3	1,33±0,05	1,58±0,05	373,1±13,4	444,2±13,4
4	1,27±0,11	1,55±0,11	306,4±43,8	375,7±54,7
5	1,00±0,03	1,26±0,03	287,5±17,6	364,0±24,7
6	0,64±0,07	1,01±0,07	159,2±22,8	254,5±27,9
Moyenne	0,95±0,03	1,21±0,05	256,4±80,4	326,0±83,8

Tension du tendon FDP

Chez tous les sujets, les tensions estimées grâce aux deux modèles sont différentes. Le modèle « MP » prédit des tensions de 33 N à 95 N inférieures au modèle « NMP ». En moyenne la tension dans FDP est de $256,4 \pm 80,4$ N pour le modèle « MP » et de $326,0 \pm 83,8$ N pour le modèle NMP.

V.4 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer le moment passif non musculaire participant à l'équilibration d'une articulation du doigt lorsque celle-ci était hyper-étendue. La procédure expérimentale consistant à estimer indirectement la grandeur de ce moment au moyen de l'EMG, conforte notre hypothèse selon laquelle une partie du moment externe est équilibrée par le moment passif. En effet, les résultats de l'EMG_{FDP}, confirment qu'aucune participation musculaire n'est mise en évidence pour équilibrer l'articulation à de faibles intensités de force. Chez chaque sujet, l'analyse a clairement montré une coordination particulière en deux phases : *i*) EMG non significative pour des forces externes d'intensité faible, *ii*) augmentation linéaire de l'EMG pour des intensités de force supérieures.

Concernant la première phase, selon notre hypothèse le moment passif non musculaire équilibre seul l'articulation DIP. Cette observation est cohérente avec plusieurs études précédentes (Dennerlein et al., 1998 ; Leijnse, 1998). En étudiant l'indépendance des loges musculaires des doigts pour le muscle FDP, Leijnse (1998) prenaient la précaution d'étudier les doigts sans hyper-extension de DIP car, dans ce cas, la force appliquée au bout du doigt n'était plus seulement fonction du muscle FDP, mais aussi du muscle FDS compte tenu de la posture hyper-étendue de DIP. Des observations similaires ont été faites par Dennerlein et al. (1998) pour une force allant de 0 à 10 N. Ces auteurs ont constatés que les prédictions des modèles biomécaniques des doigts correspondaient mieux aux mesures *in vivo* lorsque les phalanges distales et proximales étaient considérées comme un seul segment rigide (c.a.d. DIP totalement équilibrée par le moment passif). Toutefois, ces auteurs n'ont pas évalué le moment passif pour des forces externes supérieures à 10 N.

L'amplitude du moment passif non musculaire déterminée expérimentalement dans notre étude n'est pas négligeable. En effet, nos résultats montrent que le moment passif participe en moyenne à près du quart du moment équilibrateur de la force externe. Autrement dit, le moment passif génère une force au bout du doigt de 24 N. Dans le processus d'estimation du moment musculaire, le moment passif est donc indispensable à prendre en compte pour calculer des tensions proches des réalités physiologiques. En utilisant « l'hypothèse des degrés de liberté sans contrainte » (c.a.d. en négligeant le moment passif), les valeurs des moments musculaires sont surestimées. Cette surestimation se quantifie en moyenne à 0,26 N.m. Cette différence entraîne la prédiction de tensions musculaires biaisées. Dans le tendon du FDP une différence de 22% en moyenne est observée soit environ 70 N en valeur brute, ce qui est considérable.

La méthode d'évaluation que nous proposons, permet d'estimer indirectement la valeur du moment passif non musculaire à partir d'une mesure EMG. Cette méthode présente plusieurs avantages en comparaison des méthodes proposées dans la littérature qui consistent à mesurer *in vivo* l'implication musculaire (Dennerlein et al., 1998) ou à mesurer sur des cadavres les propriétés des ligaments (Lin et al., 1990). Contrairement aux spécimens de cadavres, qui présentent des rigidités ou des caractéristiques mécaniques différentes par rapport à un individu sain, notre évaluation a lieu *in situ* sur une articulation en fonctionnement. De plus, notre méthode prend en compte l'ensemble des structures participant au moment passif ce qui n'est pas le cas lors de l'analyse d'un ligament provenant de cadavres. Ces structures peuvent être de différentes sortes : ligaments, peau, tissus articulaires (capsule ligamentaire) ou butées articulaires. En effet, Lin et al. (1990) ont mesuré sur des mains de cadavres une résistance maximale de la plaque palmaire, ligament prévenant une hyper extension de l'articulation DIP, s'élevant à 27,7 N. En considérant que ce ligament dispose d'un bras de levier identique au tendon du muscle FDP, cette résistance maximale correspond à un moment de 14 N.m au niveau de DIP. La valeur que nous proposons est près de deux fois plus importante. Ceci confirme donc que d'autres structures passives non musculaires participent à l'équilibration de l'articulation en plus du ligament de la plaque palmaire. Enfin, notre méthode permet d'obtenir une estimation qui semble pertinente dans le sens où la contrainte est évaluée pour chaque individu. Elle prend donc en compte les particularités liées aux caractéristiques des sujets. Par exemple, on observe sur notre population que le sujet 2 se repose très peu sur le moment passif en comparaison aux autres sujets (environ 16% du moment de la force externe). Au contraire, le sujet 6 « s'appuie » beaucoup plus sur le moment passif pour équilibrer l'articulation DIP (environ 38% du moment de la force externe).

Toutefois, certaines limites doivent être mises en avant afin de mieux apprécier la pertinence des résultats. Notre méthode se base essentiellement sur un enregistrement EMG pour déterminer le seuil de participation du muscle FDP. Elle peut donc être entachée d'erreurs dues à la nature même du signal. Le signal EMG étant très sensible, il est possible que la détection de la première activité EMG significative ait pu être biaisée. Cependant, les multiples précautions (vérifications du cross-talk entre FDP, FDS et EDC, protocole d'insertions des aiguilles précis) ont permis de restreindre au maximum ce phénomène. De plus, le fait d'estimer pour chaque sujet le moment passif sur l'ensemble des 3 essais réduit les éventuelles erreurs de mesure pouvant survenir lors d'un essai. Une autre limite concerne la méthode de seuillage du signal EMG utilisée pour déterminer statistiquement l'initiation de

la contraction du muscle FDP. En effet, un seuillage utilisant la moyenne de l'activité de base plus trois écarts types entraîne des erreurs de type II, défini comme le fait de ne pas détecter d'activité EMG alors que le muscle FDP est réellement activé (Hodges et Bui, 1996). Aussi, ce seuillage peut induire une estimation à la hausse du moment passif non musculaire à DIP et par conséquent une sous-estimation de la tension dans le muscle FDP. Toutefois, il est à noter que cette erreur ne peut faire varier les résultats que dans une proportion restreinte. En effet, l'évaluation du moment passif s'effectue à l'aide d'une droite de régression établie sur l'ensemble de la relation moment/EMG du muscle FDP. L'effet du seuillage initial est donc limité.

En conclusion, nous avons développé une méthode expérimentale qui évalue le moment passif non musculaire d'une articulation lorsque celle-ci est hyper-étendue. Cette méthode d'évaluation estime une valeur globale du moment passif à l'articulation. Nous montrons que, dans le cas où DIP est hyper-étendue, ce moment passif n'est pas négligeable. Il est indispensable de le prendre en compte dans l'évaluation des moments musculaires. La proportion des erreurs liées à cette méthode reste faible en comparaison de celles rencontrées lors de la formulation de « l'hypothèse des degrés de liberté sans contrainte ». Plusieurs perspectives intéressantes peuvent être proposées dans la continuité de ce travail :

- Les valeurs de moment passif non musculaire établies dans cette étude représentent une base de données de référence pour l'articulation DIP. Ces données peuvent être avantageusement utilisées dans d'autres études en incluant ce moment passif dans l'Eq. 41 tel que :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}_{11} & \mathbf{r}_{12} & \mathbf{r}_{13} & \mathbf{r}_{14} & \mathbf{r}_{15} & \mathbf{r}_{16} \\ \mathbf{r}_{21} & \mathbf{r}_{22} & \mathbf{r}_{23} & \mathbf{r}_{24} & \mathbf{r}_{25} & \mathbf{r}_{26} \\ \mathbf{r}_{31} & \mathbf{r}_{32} & \mathbf{r}_{33} & \mathbf{r}_{34} & \mathbf{r}_{35} & \mathbf{r}_{36} \\ \mathbf{r}_{41} & \mathbf{r}_{42} & \mathbf{r}_{43} & \mathbf{r}_{44} & \mathbf{r}_{45} & \mathbf{r}_{46} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \mathbf{t}_{\text{FDP}} \\ \mathbf{t}_{\text{FDS}} \\ \mathbf{t}_{\text{LU}} \\ \mathbf{t}_{\text{RI}} \\ \mathbf{t}_{\text{UI}} \\ \mathbf{t}_{\text{EDC}} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \mathbf{Mz}_{\text{LLI}} + \mathbf{Mz}_{\text{LLU}} \\ \mathbf{My}_{\text{LLI}} + \mathbf{My}_{\text{LLU}} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} \mathbf{Mz}_{\text{art|DIP}} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} \mathbf{Mz}_{\text{Fexterne|DIP}} \\ \mathbf{Mz}_{\text{Fexterne|PIP}} \\ \mathbf{Mz}_{\text{Fexterne|MCP}} \\ \mathbf{My}_{\text{Fexterne|MCP}} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (53)$$

- La démarche expérimentale et la réflexion théorique utilisées ici pour le doigt pourrait avantageusement être utilisées pour différentes articulations (PIP, MCP, dos, coude, genou...) sollicitées dans des postures hyper-étendues, comme c'est souvent le cas lors de gestes sportifs ou lors de travaux.

VI Application à l'étude de la rupture des poulies digitales chez les grimpeurs de haut niveau.

VI.1 Introduction

Cette troisième étude exploite les techniques d'expérimentation et de modélisation que nous avons développées dans les deux premières études de ce travail pour une application concrète. Pour cela, nous nous sommes intéressés aux ruptures de poulies digitales en escalade. L'escalade est un sport qui se caractérise par une locomotion particulière dans un milieu vertical voire déversant. Elle se pratique sur murs artificiels*, sur falaises** ou même sur blocs***.

Au cours d'une voie d'escalade, les mains et les jambes interviennent en association dans un mode de progression dit « quadrupédique ». Les pieds sont utilisés pour pousser et supporter le poids ou parfois se hisser. Les mains sont utilisées à la fois pour maintenir l'équilibre du grimpeur (Quaine et al., 1997 ; Testa et al., 1999) et pour hisser ou supporter son poids (Noé et al., 2001). Les doigts s'accrochent sur les prises seulement à l'aide de l'extrémité de la troisième phalange. Schweizer (2001) constate que deux types de préhension de doigts sont majoritairement utilisés par les grimpeurs (Figure 20a et 20b). La première est la posture « Arquée » qui est caractérisée par une flexion de PIP et une hyper extension de DIP. La seconde est la posture « Tendue », caractérisée par une flexion de DIP et une légère flexion de PIP. La posture Arquée est adoptée pour des prises anguleuses de petites tailles. La posture Tendue est, pour sa part, utilisée pour des prises formant des trous ou des arrondies. Toutefois, sur une prise identique, aucune différence de force entre l'une ou l'autre technique n'est observée que ce soit au niveau de l'intensité maximale appliquée sur la prise ou au niveau de la baisse d'intensité associée à l'apparition de fatigue au niveau des muscles mobilisant les doigts. (Grant et al., 1996 ; Schhweizer, 2001 ; Quaine et al., 2003a, Annexe F ; Quaine et Vigouroux, 2004, Annexe D).

* : mur de résine, permettant l'escalade en salle ou en gymnase.

** : parois de rocher d'une hauteur comprise entre 10 et 1000 mètres où le grimpeur évolue assuré par une corde.

*** : gros rochers sur lesquels les grimpeurs travaillent sans assurance à quelques mètres du sol.

Les intensités des forces au bout des doigts sont très importantes. Cette sollicitation, comme le soulignent Moutet et al. (1993) :

« ...génère des pathologies de type micro-traumatique et de surcharge, intéressant toute la chaîne ostéo-articulaire du membre supérieur et plus particulièrement la main qui est le siège d'atteintes spécifiques. ».

De nombreux auteurs ont constaté les pathologies liées à la pratique intensive de ce sport sur les épaules (Schöffl et al., 2003b), les coudes (Rooks, 1997), et les doigts (Schweizer, 2001 ; Moutet, 2003 ; Schweizer et al., 2003). La pathologie la plus fréquemment observée est la rupture des poulies digitales A₂ et A₄. Ce type de blessure touchent 40% des grimpeurs de compétition (Doyle, 1989 ; Bollen, 1990 ; Bollen et Gunson, 1990).

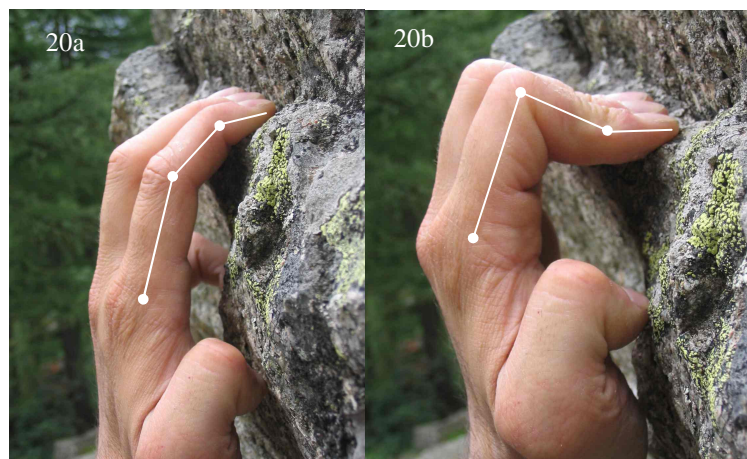


Figure 20: Présentation des préhensions Tendue (20a) et Arquée (20b). effectuées sur une prise de 1 cm de profondeur. On peut observer la flexion des articulations DIP et PIP en Tendue. En Arquée, on observe la flexion de PIP et l'hyper extension de DIP.

Cette blessure spécifique intervient au cours d'une surcharge des doigts, occasionnée par un glissement ou un mouvement violent en position Arquée (Moutet et al., 1993 ; Marco et al., 1998 ; Warme et Brooks, 2000). Ce type de blessure est aussi observé chez les gymnastes et les judokas. A la suite de telles lésions, une intervention chirurgicale peut être nécessaire pour retrouver l'entière fonctionnalité du doigt (Gable et al., 2000 ; Moutet, 2003 ; Schöffle et al., 2003b, 2004). L'opération consiste alors à reconstruire des nouvelles poulies en utilisant des greffons issus du ligament *palmaris longus* (Bunnel, 1944 ; Karev et al., 1987 ; Widstrom et al., 1989) ou du *retinaculum extensor* (Lister, 1985). Pour effectuer la reconstruction la mieux

adaptée, en terme de choix de greffon (taille, raideur, résistance) et de choix d'emplacement de la greffe, la connaissance précise des forces agissant sur les poulies est un atout indéniable.

Schweizer (2001) a mesuré expérimentalement les forces agissant sur les poulies grâce à un appareillage spécifique constitué d'un pied à coulisse muni d'un capteur de force sensible à la force perpendiculaire aux tendons au niveau de la poulie A_2 . Cet auteur a constaté que les forces étaient plus importantes en posture Arquée. Cette force avait un facteur de 3 avec la force appliquée au bout du doigt. Cependant cette mesure directe *in situ* ne peut pas s'effectuer lors de l'application d'une force au bout du doigt supérieur à 30% de la force maximale, du fait de la douleur provoquée par l'appareillage. Marco et al. (1998) et Warne et Brooks (2000) ont utilisés des mains de cadavres afin de mieux comprendre les phénomènes associés aux ruptures de poulies. Ces auteurs ont provoqué la rupture de poulies en incrémentant progressivement la tension des tendons FDS et FDP avec le doigt en position Arquée. Ils ont observé des ruptures pour des forces de 241 N pour A_2 et 250 N pour A_4 . Cependant, ces auteurs n'avaient pas une connaissance exacte du patron de distribution des forces entre les tendons FDP et FDS lors de la posture Arquée. Ils ont ainsi employé un rapport de la tension de FDP sur FDS de 1 pour Warne et Brooks (2000) et de 3 pour Marco et al. (1998). Ces rapports ont une influence directe sur les forces agissant sur les poulies, cette imprécision a donc nécessairement modifié les résultats. Nous avons en effet montré en utilisant le modèle biomécanique de Hume et al. (1991), présenté dans les Eqs. 43 et 44 de ce travail, que le rapport des tensions FDP:FDS était un paramètre fondamental pour le calcul des tensions sur les poulies et notamment sur la poulie A_4 (Roloff et al., 2005).

L'estimation de ces tensions lors de la préhension Arquée et Tendue n'a pourtant jamais été réalisée. Cette lacune s'explique par le fait qu'il n'existait jusqu'à présent aucune méthode pour inclure les moments passifs dans les modèles biomécaniques lorsque DIP était hyper-étendue comme c'est le cas en Arquée. De plus, les problèmes de redondance musculaire ne permettaient pas d'avoir une connaissance précise des tensions, les muscles antagonistes étant le plus souvent négligés. La détermination des forces agissant sur les tendons et sur le système de poulies lors d'une préhension d'escalade reste donc d'un intérêt majeur.

L'objectif de cette troisième étude est donc d'effectuer une estimation des forces agissant sur l'ensemble du canal digital au cours des préhensions Arquée et Tendue. Pour cela, notre modèle biomécanique du doigt ainsi que les nouvelles techniques de modélisation et d'expérimentation développées au cours des deux premières études sont utilisées.

VI.1 Méthodes expérimentales

Posture du doigt

La phalange P3 du majeur était placée sur la surface verticale du dé métallique de façon à pouvoir exercer une force horizontale (selon l'axe \vec{x}). Les deux postures de doigt utilisées en escalade, Arquée (Figure 21a) et Tendue (Figure 21b), ont été testées. Les angles mesurés en Arquée s'élevaient en moyenne à $-22,6^\circ \pm 5$ pour l'articulation DIP (α_1), à $106,5^\circ \pm 7,2$ pour l'articulation PIP joint (α_2) et à $-2,6^\circ \pm 14,4$ pour l'articulation MCP (α_3). En posture Tendue, α_1 s'élevait à $38,8^\circ \pm 9,4$, α_2 s'élevait à $25,9^\circ \pm 11,8$ et à $-2^\circ \pm 11,7$ pour α_3 .

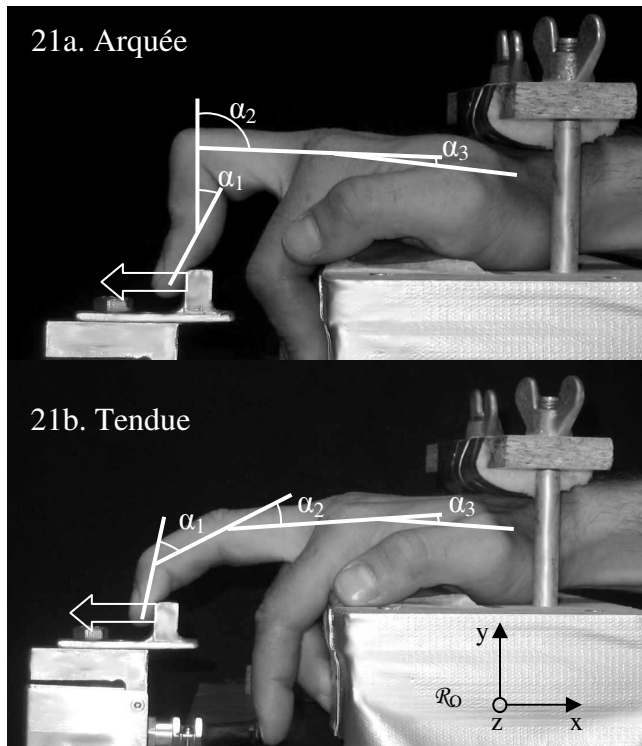


Figure 21 : Posture Arquée (21a) et posture Tendue (21b) testées dans l'étude. La posture Arquée est caractérisée par une hyper-extension de DIP et une large flexion de PIP. La posture Tendue est caractérisée par une large flexion de DIP et une légère flexion de PIP. Il était demandé au sujet de tirer le dé métallique (flèches blanches).

Tâche

La tâche consistait à tirer horizontalement le dé métallique avec le majeur. Comme lors des deux précédentes études, une montée en force en trois phases a été réalisée (faible, 50% FMV et 100% FMV). Trois essais par sujets étaient demandés.

Evaluation du moment passif en Arquée

En posture Arquée, le moment passif a été évalué selon la méthode présentée dans l'étude 2 de ce travail (cf. partie V.2 Détermination du moment passif non musculaire). En

résumé, des fenêtres d'analyse de 0,1 seconde ont été disposées tout au long des essais. La RMS du muscle FDP ainsi que le moment de la force externe a été calculé sur chacune des fenêtres d'analyse (Eq. 51). Pour chaque sujet, toutes les données issues des fenêtres d'analyse des trois essais ont été considérées simultanément pour déterminer la grandeur du moment passif. Un seuillage de l'EMG a permis de déterminer la valeur du moment externe pour laquelle apparaît une première activité EMG. Une droite de régression a été tracée sur les valeurs de moments supérieures à ce seuil. L'ordonnée à l'origine de la droite de régression constitue l'amplitude du moment passif. Cette procédure est rendue possible par le fait que le mécanisme extenseur au niveau de l'articulation PIP et DIP est relâché (RB, UB et TE) en posture Arquée, annulant ainsi les problèmes de co-contraction au niveau de DIP. La posture Arquée étant la même posture que celle étudié dans l'étude 2 de ce travail, les résultats présentés pour le moment passif non musculaire sont identiques à ceux déjà exposés.

Analyse

Pour calculer les tensions musculaires ainsi que les forces agissant sur les poulies au niveau du pic de force, une analyse similaire à celle présentée dans la première étude a été réalisée (cf. partie IV.2 *Méthodes expérimentales*). Celle-ci a consisté à déterminer une fenêtre d'analyse de 750 ms dans laquelle, la force appliquée au bout du doigt a été moyennée et l'EMG des muscles EDC, FDS et FDP a été quantifié par une RMS (Eq. 47). Le moment créé par la force externe aux articulations DIP, PIP et MCP a été établi.

L'activation du muscle EDC a été calculée en rapportant la valeur RMS enregistrée au cours de la tâche avec la valeur RMS maximale enregistrée au cours de l'expérimentation ou au cours des tâches d'activations maximales (cf. partie IV.2 *Enregistrement de signaux EMG maximums*). Pour cette expérimentation, nous n'avons pas résolu certaines difficultés expérimentales associées à la posture du doigt. En effet, il nous a été impossible de déterminer une procédure expérimentale permettant d'enregistrer l'EMG maximale des muscles FDP et FDS en position Arquée et Tendue. Nous ne disposons ainsi d'aucune donnée concernant le niveau d'activation de ces muscles. Face à ces contraintes, nous avons uniquement pu exploiter l'activation du muscle EDC. Seul ce paramètre interviendra dans le processus de résolution.

Méthode de résolution du modèle biomécanique

Les tensions musculaires ont été estimées en considérant le modèle biomécanique du doigt présenté dans la partie III.1 *Modèle biomécanique du doigt*. Dans ce modèle, les

moments passifs ont été inclus en posture Arquée ($Mz_{art|DIP}$). Pour cette même posture, le fait que le mécanisme extenseur soit relâché a été pris en compte et RB, UB et TE sont à 0N.

Une contrainte d'inégalité supplémentaire associée à l'enregistrement de l'EMG du muscle EDC a été incluse dans la procédure d'optimisation pour les deux postures Arquée et Tendue.

La procédure d'optimisation se résume ainsi :

recherche:

$$t_i$$

en minimisant :

$$f(t_i) = \max\left(\frac{t_i}{PCSA_i}\right)$$

en respectant les contraintes d'égalités Eq. 53:

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & r_{14} & r_{15} & r_{16} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & r_{24} & r_{25} & r_{26} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & r_{34} & r_{35} & r_{36} \\ r_{41} & r_{42} & r_{43} & r_{44} & r_{45} & r_{46} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} t_{FDP} \\ t_{FDS} \\ t_{LU} \\ t_{RI} \\ t_{UI} \\ t_{EDC} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mz_{LLI} + Mz_{LLU} \\ My_{LLI} + My_{LLU} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Mz_{art|DIP} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Mz_{Fexterne|DIP} \\ Mz_{Fexterne|PIP} \\ Mz_{Fexterne|MCP} \\ My_{Fexterne|MCP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

et les contraintes d'inégalités suivantes :

$$0 \geq t_i \geq PCSA_i \times \sigma_{max}$$

et en respectant la contrainte d'inégalité suivante associée à l'EMG du muscle EDC :

$$(t_{EMG\ EDC}) - (\mu \times t_{EMG\ EDC}) \leq t_{EDC} \leq (t_{EMG\ EDC}) + (\mu \times t_{EMG\ EDC})$$

A la suite de l'estimation des tensions musculaires, le calcul des forces agissant sur les poulies A₂ et A₄ a été réalisé à partir des Eqs. 44 et 45 :

$$F_{A2} = 2 \cdot (t_{FDP} + t_{FDS}) \cdot \cos \frac{\theta_{A2}}{2}$$

$$F_{A4} = 2 \cdot t_{FDP} \cdot \cos \frac{\theta_{A4}}{2}$$

Statistiques

Les tensions de chaque muscle (FDP, FDS, EDC, UI, RI et LU) au pic de force ainsi que les forces des poulies A₄ et A₂ ont été moyennées pour chaque posture (Arquée et Tendue). Le test de *Kolmogorov-Smirnov* a été utilisé pour vérifier la normalité de la distribution de chaque paramètre. Des tests de *Fisher* ont été utilisés pour vérifier l'égalité des variances entre les paramètres en Arquée et en Tendue. Ces deux étapes ayant vérifié la normalité et l'homéostasie des données, des tests de *student* ont été réalisés pour chaque paramètre afin de comparer les différences de moyenne entre Arquée et Tendue. Le seuil de décision statistique est fixé à $P < 0,05$.

Pour permettre une comparaison avec les valeurs de la littérature, le rapport des tensions de FDS et FDP avec la force externe ainsi que les rapports de la force agissant sur les poulies et la force externe ont été calculés. Enfin le rapport entre la tension de FDP et la tension de FDS a été établi pour chaque posture.

VI.1 Résultats

Forces au bout du doigt et moments appliqués aux articulations

L'intensité de la force appliquée au bout du doigt s'élevait à $95,7 \pm 25,8$ N en posture Arquée et $99,1 \pm 21,2$ N en posture Tendue. Le test statistique ne montre aucune différence significative entre ces deux valeurs ($t = -0,28$; $P = 0,78$). Ces forces engendraient un moment de $-1,21 \pm 0,26$ N.m à DIP, $-3,24 \pm 0,82$ N.m à PIP et $-4,22 \pm 1,36$ N.m à MCP en posture Tendue. En posture Arquée ces moments s'élevaient à $-1,21 \pm 0,32$ N.m à DIP, $-4,10 \pm 1,20$ N.m à PIP et $-5,06 \pm 1,29$ N.m à MCP. Le test statistique ne montre aucune différence significative pour les moments appliqués à DIP ($t = -0,17$; $P = 0,86$). Le test montre au contraire des différences significatives pour les moments appliqués à PIP et MCP ($t = -3,86$; $P < 0,05$ et $t = -2,86$; $P < 0,05$).

Moments passifs non musculaires

La méthode d'évaluation des moments passifs utilisée dans l'étude 2 de ce travail a permis d'établir une moyenne de $0,26 \pm 0,08$ N.m en posture Arquée. Ces moments passifs, évalués pour chaque sujet, ont été pris en compte dans la procédure de calcul des tensions musculaires (Tableau 6). Aucun moment passif n'a été pris en compte en posture Tendue.

Tensions des tendons

Les tensions des tendons sont présentées muscle par muscle dans le texte et de façon résumée dans le tableau 8. La figure 22 résume l'ensemble des forces agissant dans le doigt lors des deux postures Arquée et Tendue.

Tableau 8 : Tensions des tendons (N) en Arquée et en Tendue.
* indique une différence significative entre Arquée et Tendue ($P < 0,05$).

	Arquée	Tendue
t_{FDP}	$256,4 \pm 81,4^*$	$188,9 \pm 38,2$
t_{FDS}	$113,2 \pm 38,7^*$	$166,5 \pm 56,1$
t_{EDC}	$18,0 \pm 10,3^*$	$35,2 \pm 23,0$
t_{LU}	$0,35 \pm 1,5$	0
t_{UI}	$83,2 \pm 19,2^*$	$41,0 \pm 33,4$
t_{RI}	$58,5 \pm 14,7^*$	$21,5 \pm 25,2$

FDP :

La tension du muscle FDP est de $256,4 \pm 81,4$ N en Arquée et de $188,9 \pm 38,2$ N en Tendue. Le test statistique montre une différence significative entre ces deux valeurs ($t = 4,68$; $P < 0,05$). En Arquée la tension du FDP est 2,7 fois plus grande que la force externe. Ce ratio s'élève à 1,9 en Tendue.

FDS :

La tension du muscle FDS est significativement différente ($t = -3,7$; $P < 0,05$) entre la position Arquée ($113,1 \pm 38,7$ N) et la position Tendue ($166,5 \pm 56,1$ N). Ces tensions présentent un ratio avec la force externe de 1,2 en Arquée et 1,7 en Tendue.

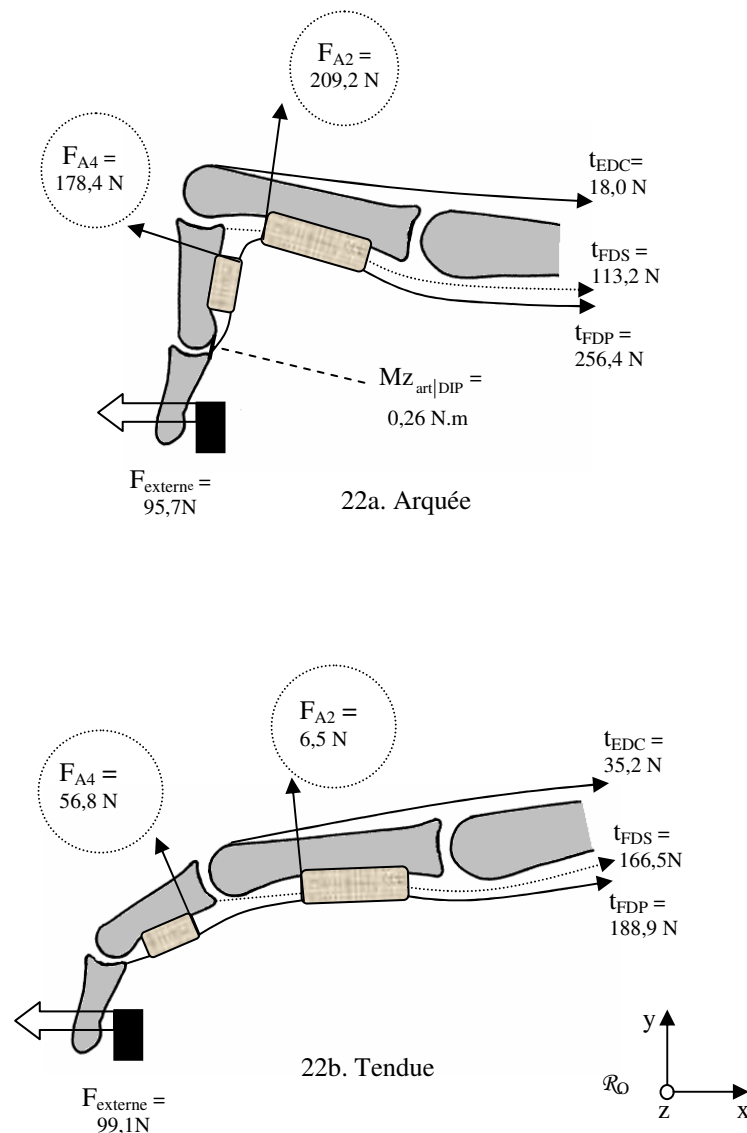


Figure 22 : Tensions des tendons FDP, FDS, EDC et forces agissant sur les poulies A_2 et A_4 durant la posture Arquée (22a) et Tendue (22b). Les tensions des muscles intrinsèques ne sont pas représentées pour des raisons de clarté.

EDC :

Les tensions estimées en Arquée s'élèvent à $18,0 \pm 10,3$ N et à $35,2 \pm 23,0$ N en Tendue. Une différence significative est identifiée ($t = -2,8$; $P < 0,05$) entre les deux postures

Muscles intrinsèques :

Pour le muscle LU, des tensions ont été prédites uniquement en position Arquée ($0,35 \pm 1,5$ N) tandis qu'en position Tendue les tensions sont déterminées à 0 N.

Le muscle UI présente des tensions statistiquement différentes ($t = 5,74$; $P < 0,05$) en Arquée ($83,2 \pm 19,2$ N) par rapport aux tensions en Tendue ($41,0 \pm 33,4$ N).

Les tensions du muscle RI s'élèvent à $58,5 \pm 14,7$ N en Arquée et à $21,5 \pm 25,2$ N en Tendue. Une différence significative a été identifiée ($t = 3,3$; $P < 0,05$)

Forces agissant sur les poulies

Les forces agissant sur les poulies en Arquée s'élèvent à $209,2 \pm 61$ N pour la poulie A₂ et $178,4 \pm 85,9$ N pour la poulie A₄. En Tendue, la force est de $6,5 \pm 5,9$ N pour la poulie A₂ et de $56,8 \pm 20,2$ N pour la poulie A₄. Le test statistique montre une différence significative entre les forces appliquées en Arquée et en Tendue sur A₂ ($t = 12,26$; $P < 0,05$) et sur A₄ ($t = 7,24$; $P < 0,05$). En Arquée les forces appliquées aux poulies A₂ et A₄ présentent un ratio de 2,2 et de 1,9 respectivement avec la force externe.

VI.1 Discussion

Force appliquée au bout du doigt et moments de la force externe

Les résultats concernant la force appliquée au bout du doigt montrent que la posture Arquée et la posture Tendue permettent d'exercer un même niveau d'intensité de force sur la prise. Ce résultat confirme les conclusions de plusieurs études qui avaient identifiées cette similitude de performance (Grant et al., 1996 ; Schweizer, 2001 ; Quaine et al., 2003b, Annexe F ; Quaine et Vigouroux, 2004). Les forces appliquées au bout du doigt étant similaires, on retrouve des moments de la force externe identiques au niveau de DIP. Ce résultat s'explique par le fait que la phalange P1 était disposée de la même manière dans les deux postures. Au contraire, on observe des différences significatives entre les moments exercés au niveau de PIP et MCP. La posture Arquée engendre des moments plus importants que la posture Tendue. Ce fait permet de souligner que la posture Arquée génère des efforts accrus aux articulations PIP et MCP pour un niveau de force externe équivalent. Ces efforts vont nécessiter en conséquence des différences de coordination et de distribution des tensions musculaires.

Tensions des tendons

Au niveau de DIP, la posture hyper étendue en Arquée a deux conséquences. La première est qu'un moment passif non musculaire vient s'ajouter aux moments musculaires pour équilibrer le moment de la force externe (0,26 N.m en moyenne). La seconde conséquence réside dans la diminution drastique du bras de levier de FDP par rapport à l'articulation DIP. Cette diminution représente une baisse de 55% par rapport à la position Tendue. Pour un même moment de force externe, et malgré la participation du moment passif, on observe ainsi une tension dans FDP qui est très supérieure par rapport à la posture Tendue. La tension du muscle FDP représente une valeur 2,7 fois supérieure à la force externe. Au niveau de PIP, la flexion importante de l'articulation en Arquée accroît les bras de levier des tendons FDS et FDP (+ 44% et + 15% respectivement). En conséquence, on observe une tension inférieure du muscle FDS en Arquée par rapport à la posture Tendue et ce, malgré le fait que le moment de la force externe soit plus important en Arquée qu'en Tendue. En résumé, la posture Arquée sollicite fortement le muscle FDP tandis que la posture Tendue répartit de façon plus homogène l'effort sur les deux tendons FDS et FDP. Les rapports des tensions entre les deux muscles s'élèvent à 2 pour la position Arquée et à 1 pour la posture

Tendue. Les ratios que nous avons déterminés en Arquée ne correspondent pas à ceux testés sur des cadavres qui s'élèvent à 3 (Marco et al., 1998) et 1 (Warme et Brooks, 2000). Marco et al. (1998) ont déterminés ces rapports par essais/erreurs, en essayant de sélectionner le rapport qui engendre les blessures similaires à celles rencontrées en escalade. Warme et Brooks (2000) ont, pour leur part, volontairement choisi de ne pas distinguer FDP et FDS. Notre étude détermine ce rapport de façon plus rigoureuse et permet de mieux connaître l'implication de chacun des muscles dans la posture Arquée. Notre résultat pourrait donc être pris en compte dans des études ultérieures afin de mieux reproduire les contraintes associées au maintien d'une prise d'escalade.

Les résultats du muscle EDC montrent que celui-ci est sollicité dans les deux postures, mais de façon moins importante en position Arquée. Notre étude est la première étude donnant une quantification de la tension des muscles antagonistes associée à chaque posture d'escalade. La capacité d'estimer la tension des muscles antagonistes s'avère importante pour la modélisation biomécanique. En effet cette connaissance pourrait permettre d'estimer les forces produites à l'intérieur de l'articulation lors de la tâche. Sans l'estimation des muscles antagonistes, le calcul de ces forces articulaires serait nécessairement faussé (Brown et Potvin, 2005). Cette information peut aussi s'avérer utile dans le cadre de l'entraînement des grimpeurs. Par exemple, il est important de considérer le fait qu'en posture Tendue, le muscle EDC est impliqué de façon intense. La préparation de ce muscle ne doit, en conséquence, pas être négligé comme c'est le cas actuellement.

Force agissant sur les poulies

Les résultats des forces générées sur les poulies montrent clairement que celles-ci sont plus sollicitées en Arquée qu'en Tendue. Ainsi, on retrouve des tensions pour A_4 et A_2 s'élevant à 178,4 N et 209,2 N respectivement en Arquée. Ce résultat est en accord avec les statistiques des occurrences des traumatismes en escalade qui montrent que les ruptures de poulies sont toujours occasionnées en position Arquée. Les valeurs que nous avons estimées sont logiquement inférieures aux intensités de rupture mesurées sur des mains de cadavre par Lin et al. (1990). Ces derniers montrent que la poulie A_2 se rompt pour des valeurs de 465 N alors que la poulie A_4 s'arrache pour des valeurs de 210 N. Cette comparaison montre que la poulie A_4 est plus proche de sa limite en Arquée (85%) que la poulie A_2 (45%). Ce résultat confirme ceux de Marco et al. (1998) qui ont observé que la poulie A_4 s'arrache en premier dans 14 cas sur 19. Pour la posture Tendue, les forces agissant sur les poulies sont 32 fois inférieures pour la poulie A_2 et 3 fois inférieures pour la poulie A_4 . Ce résultat s'explique par

la faible flexion de PIP en Tendue. Cette configuration ne contraint pas le tendon à prendre la corde d'arc de l'articulation comme c'est le cas en Arquée. La tension exercée sur la poulie A_2 représente 2,2 fois l'intensité de la force externe. Ce résultat est légèrement inférieur à celui de Schweizer (2001) qui a identifié un rapport de 3 durant l'application de forces de faibles intensités.

La quantification des forces agissant sur les poulies est cruciale pour les chirurgiens afin de sélectionner la reconstruction chirurgicale la mieux adaptée. Nos résultats montrent que la nouvelle poulie A_2 doit, en effet, avoir la capacité de résister à des contraintes importantes de l'ordre de 220 N. Toutefois, la reconstruction de la poulie A_4 ne doit pas être négligée, celle-ci subissant également des efforts considérables. La taille et la largeur du greffon, déterminant la résistance maximale de la structure, doivent donc être choisis en conséquence.

Plus généralement, le modèle du doigt que nous avons constitué peut être avantageusement utilisé au cours de simulations numériques précédant l'opération. Ces simulations ont pour objectifs d'estimer les forces agissant sur les futures poulies en fonction du type de reconstruction chirurgicale envisagée. Une série de simulations, présentée dans l'étude en Annexe B (Roloff et al., 2005), permet d'identifier l'influence de différents paramètres sur les forces appliquées sur A_2 et A_4 . Les résultats permettent de classer par ordre de priorité les paramètres de choix intervenant dans la reconstruction des poulies. Cette étude montre que les forces subies par les deux poulies A_2 et A_4 sont principalement dépendantes de leurs positions le long des phalanges P1 et P2. La figure 23 illustre cette relation.

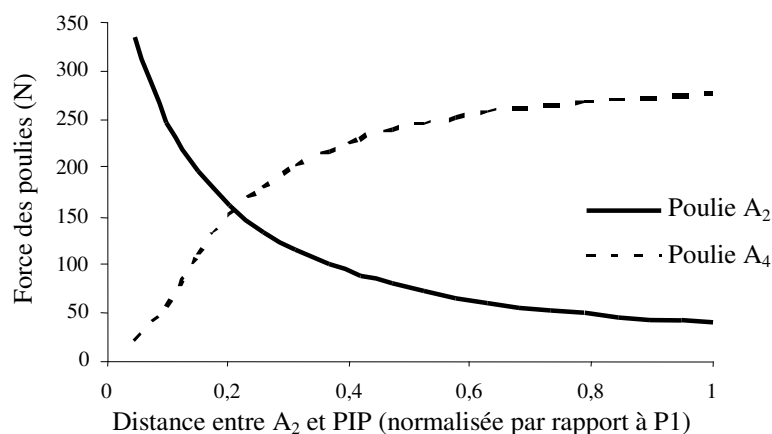


Figure 23 : Forces agissant sur les poulies A_2 et A_4 en fonction de la distance de la poulie A_2 par rapport au centre de rotation de PIP (distance normalisée par la longueur de la phalange proximale, P1). Tiré de Roloff et al. (2005).

Le croisement des deux courbes indique l'emplacement de la poulie A_2 qui permet de répartir de façon équivalente les forces agissant sur les poulies A_2 et A_4 . Grâce à ces données, le

chirurgien peut s'appuyer sur des mesures objectives afin de l'aider à sélectionner l'emplacement qui convient le mieux au cas traité et au type de sollicitations rencontrées (c.a.d. grimpeurs de haut-niveau, travailleurs manuels, sujets sédentaires...). Dans cette même étude, nous avons également identifié que les forces agissant sur les poulies sont peu influencées par la raideur des structures. En d'autres termes, la raideur des greffons utilisés n'est pas un paramètre crucial. Cette deuxième simulation indique donc au chirurgien que le choix du greffon ne doit pas reposer prioritairement sur ce paramètre.

De par la difficulté de trouver un greffon adapté sur les membres des patients, le recours à des greffons artificiels est une possibilité envisagée par les chirurgiens (Kain et al., 1988 ; Bartle et al., 1992 ; Semer et al., 1992). Ainsi, les simulations que nous proposons pourraient être avantageusement utilisées afin de définir les caractéristiques mécaniques idéales d'une poulie artificielle. Dans cette perspective, il ne faut toutefois pas négliger le fait que les simulations devront, à terme, inclure un mouvement. Cette condition est indispensable pour permettre le glissement du tendon dans la poulie artificielle et offrir une bonne mobilité des doigts.

Intérêt de nos méthodes de modélisation et d'expérimentation

Deux remarques peuvent nous permettre de souligner que nos méthodes de modélisation et d'expérimentation ont été efficaces et ont fait la preuve de leurs intérêts dans cette application :

- Premièrement, le résultat concernant la tension du muscle antagoniste (EDC) a été obtenu grâce à notre procédure d'estimation des tensions « Optimisation assistée par EMG » qui inclut une contrainte d'inégalité associée à l'EMG du muscle EDC. Sans l'ajout de cette contrainte, les tensions de EDC sont le plus souvent estimées à 0 N ou fixées à des valeurs incohérentes. Cette application montre donc que notre procédure permet d'établir des valeurs plus proches de la physiologie et permet d'identifier les tensions du muscle antagoniste associées à chaque posture d'escalade.

- Deuxièmement, la procédure permettant d'inclure le moment passif agissant en posture Arquée aboutit à des résultats cohérents. En particulier, sans l'addition du moment passif, les tensions sont de $326,0 \pm 85,6$ N pour le muscle FDP et de $63,4 \pm 28,5$ N pour le muscle FDS, ce qui correspond à une augmentation de 70 N (+ 27%) pour le muscle FDP et une diminution de 50 N pour le muscle FDS (- 45%). De plus, les estimations des forces agissant sur les poulies sont légèrement augmentées pour la poulie A₂ (+ 11 N soit + 5%) et augmentées de façon considérable pour la poulie A₄ (+ 45 N soit + 25%). Selon une telle prévision, une rupture de A₄ aurait dû survenir car la charge supportée par cette dernière (223

N) est supérieure à sa résistance maximale mesurée à 210 N par Lin et al. (1990). L'ajout de la contrainte passive représente donc un paramètre important qui influence l'ensemble des estimations concernant l'équilibre du doigt et les contraintes du canal digital.

Limitation

La principale limite de notre étude réside dans le fait que la tâche étudiée ne correspond pas à des conditions réelles d'escalade avec l'action conjointe de 2, 3, 4 ou 5 doigts et/ou avec des points d'application de la force externe disposés sur d'autres phalanges que P3 ou encore pour des postures de doigts intermédiaires entre Arquée et Tendue. Cependant, les contraintes d'analyse nous ont obligés à standardiser cette tâche afin de permettre une meilleure compréhension et un meilleur contrôle des différents facteurs de performance. Des études analysant le grimpeur en situation, notamment en incluant la fatigue et le maintien de la posture, pourraient être envisagées. Néanmoins, dans cette perspective, l'utilisation de l'EMG de surface (au lieu de l'EMG invasif utilisé ici) s'avère incontournable pour des contraintes expérimentales évidentes.

En conclusion, nous montrons que pour une force externe équivalente, les postures Arquée et Tendue induisent un patron musculaire différent. Le muscle FDP est plus sollicité en Arquée alors que la posture Tendue sollicite les muscles FDP et FDS à un niveau équivalent. La posture Arquée impose des contraintes importantes au système de poulies ce qui n'est pas le cas de la posture Tendue. Enfin, la présente étude nous a permis de montrer l'utilité des procédures de calcul que nous avons développées en permettant de prendre en compte le moment passif non musculaire en Arquée et en permettant d'estimer la tension du muscle antagoniste.

VII Discussion générale et perspectives

Ce travail avait pour objectif général de développer des techniques de modélisation du corps humain pour offrir des outils de compréhension du mouvement sain, pathologique ou expert. Ces outils doivent permettre d'accéder à la connaissance de la tension de chaque muscle participant au mouvement ou à l'équilibre. Cette démarche s'avère difficile du fait de l'indétermination mathématique que génère le complexe musculo-squelettique : l'estimation des tensions musculaires est confrontée à des systèmes ayant plus d'inconnues que d'équations. Face à ce constat, deux problèmes ont été mis en évidence et traités de manière isolée dans ce mémoire.

- Le premier était de déterminer la combinaison des tensions musculaires produisant l'effort musculaire résultant nécessaire à l'équilibre d'un système pluri-articulé.
- Le second était de déterminer quelle est la part d'effort générée par les muscles et celle générée par les structures que nous avons qualifiées de « passives non-musculaires » notamment lorsqu'une articulation est proche de ses amplitudes articulaires maximales.

Dans les deux cas, nous avons eu recours à l'EMG pour sélectionner une solution pertinente. L'EMG comporte plusieurs types d'information sur la contraction musculaire. Elle véhicule tout d'abord une information concernant le niveau d'implication du muscle, la quantité d'EMG mesurée étant proportionnelle à la tension exercée. L'EMG permet aussi de discerner la participation ou la non participation d'un muscle à l'équilibre articulaire dans le sens où le muscle peut être activé ou « silencieux ».

La première technique de modélisation développée dans ce travail, dite « Optimisation assistée par EMG », utilise l'information EMG concernant le niveau d'implication du muscle en l'incluant dans une procédure d'optimisation sous la forme de contraintes d'inégalité. Les études précédentes, combinant EMG et optimisation, basent leur évaluation sur l'EMG de chaque muscle et adaptent ensuite par optimisation les résultats obtenus. En incluant l'EMG dans la fonctionnelle, ces méthodes nécessitent l'enregistrement difficilement réalisable de l'EMG de tous les muscles. Nous avons fait le choix d'une procédure différente en ajoutant aux procédures d'optimisation classiques des contraintes d'inégalité supplémentaires associées à l'EMG. Les tensions musculaires sont alors estimées grâce à une procédure d'optimisation classique dont le critère représente le fonctionnement biologique du système. Dans le même temps, les solutions possibles sont restreintes à une fourchette de valeurs qui se rapprochent des mesures EMG. La philosophie de cette méthode est d'utiliser l'EMG provenant d'un ou plusieurs muscles comme un indice supplémentaire permettant d'affiner le

calcul. Cette méthode permet d'utiliser seulement un nombre restreint d'EMG tout en gardant une certaine marge d'erreur face à cette mesure. La marge d'erreur est représentée par la variable μ qui est incrémentée jusqu'à l'obtention d'une solution cohérente. Cette technique permet donc d'apprécier la contribution de l'EMG à la détermination de la solution. L'étude 1, *Ajout de paramètres EMG pour la détermination de la tension de chaque muscle mobilisant un doigt*, montre sans ambiguïté que le modèle prend en compte les tensions des tendons des muscles antagonistes au mouvement. La prédiction de ces tensions est un problème récurrent dans la littérature auquel notre procédure apporte une solution. Ainsi, notre modèle évalue des tensions antagonistes et agonistes correspondant au mieux aux mesures EMG. Ceci représente une avancée intéressante dans le domaine de la modélisation biomécanique. L'EMG s'est présentée comme un enregistrement physiologique contenant une information cruciale concernant la coordination adoptée par les sujets. En ce sens, cette procédure de modélisation originale nous a permis d'améliorer la résolution du problème de redondance en permettant de sélectionner une solution physiologiquement cohérente.

La seconde méthode développée dans ce travail utilise l'EMG pour déterminer jusqu'à quel point une articulation hyper étendue peut être équilibrée sans participation musculaire. Pour cela une procédure expérimentale étudiant à la fois une rampe de montée en force et un seuillage EMG est utilisée. L'amplitude du moment passif non musculaire participant à l'équilibre est alors évaluée de manière indirecte. L'étude 2, *Prise en compte du moment passif pour la détermination des moments musculaires à l'articulation DIP*, a montré que ce moment est non négligeable. Ce travail permet de prédire des tensions musculaires plus réalistes que celles obtenues selon l'hypothèse simplificatrice « des degrés de liberté sans contraintes ». De plus, les prédictions des forces agissant sur des structures collatérales, comme les poulies digitales, sont largement améliorées par cette procédure.

D'une manière synthétique, nous pouvons dire que l'ajout d'une information physiologique a été nécessaire pour sélectionner une solution qui correspond aux mesures mécaniques et qui dans le même temps se rapproche du comportement spécifique du corps humain. Les méthodes développées se sont avérées efficaces pour accéder à des évaluations plus précises et, a priori, plus pertinentes des forces internes agissant dans le corps humain. L'application présentée dans l'étude 3, *Application à l'étude de la rupture des poulies digitales chez le grimpeur de haut niveau*, démontre cette aptitude. L'EMG est donc un paramètre avantageux à prendre en compte dans la modélisation biomécanique.

Cependant certaines limites doivent être évoquées. Outre les limites associées au signal EMG que nous avons évoquées précédemment, il convient de souligner les limites associées à

l'utilisation de données anthropométriques telles que la longueur des segments (Buchholz, 1992), les bras de levier des tendons (An et al., 1978) ou les PCSA des muscles (Chao et al., 1989). Ces données sont une source d'erreurs puisqu'elles représentent une moyenne des dimensions mesurées chez l'homme (Raikova et Prilutsky, 2001). Il ne peut pas être exclu que des différences anatomiques interindividuelles faussent les calculs. Cette limite est d'autant plus importante que nous nous adressons à des sujets experts ou pathologiques. Des mesures directes sont envisageables (Scanner, IRM, ultrason, rayon X) pour éviter le recours à des tables anthropométriques (Crowninshield et Brand, 1981 ; Fowler et al., 2001 ; Roloff et al., 2005). De tels moyens sont tout à fait envisageables et sont susceptibles d'améliorer la précision des estimations.

Différentes améliorations sont envisagées afin d'élargir les possibilités d'application des techniques de modélisation que nous développons dans ce travail (autres segments, autres tâches). Des travaux présentés dans les Annexes C, D, E et F, sont d'ores et déjà réalisés. Ces travaux identifient l'implication mécanique, électromyographique et les modifications associées à la fatigue musculaire lors de la production de force avec les quatre doigts en posture Arquée, Tendue et Rectiligne (Quaine et al., 2003a, 2003b ; Quaine et Vigouroux, 2004 ; Vigouroux et Quaine, 2005). Ainsi nous travaillons à une première adaptation de notre modèle pour qu'il fonctionne lors d'une tâche effectuée avec les quatre doigts simultanément. Ce type de tâche est largement étudié dans la littérature et pourrait permettre d'élargir considérablement le spectre d'application des modèles que nous développons (Li et al., 1998 ; Danion et al., 2000 ; Shim et al., 2003 ; Zatsiorsky et al., 2003). Dans ce cas, le recours à l'EMG invasif est illusoire, 12 électrodes aiguilles étant alors requises. Nous pensons que l'information EMG recueillie ne peut se faire que grâce à l'EMG de surface. Cette information s'adresse à l'action de la main entière et ne représente plus l'action d'un seul tendon. Des adaptations des procédures d'optimisation que nous avons développées sont donc nécessaires pour inclure cette information. Ainsi, le modèle biomécanique sur lequel nous travaillons actuellement consisterait à résoudre l'équilibre mécanique des quatre doigts dans une même procédure d'optimisation. La tension de chaque tendon serait alors considérée comme une inconnue indépendante. Les EMG globales seraient ainsi mises en relation avec la somme algébrique des tensions de chaque tendon sous la forme d'une contrainte d'inégalité. La philosophie d'une telle procédure serait d'utiliser l'information globale de l'EMG de surface pour restreindre les estimations des tensions de chaque tendon.

La seconde adaptation sur laquelle nous travaillons consiste à inclure, dans les procédures d'optimisation, la modification de la relation EMG-Tension d'un muscle fatigué. En effet, il

est largement établi que les caractéristiques du signal EMG sont altérées en état de fatigue musculaire (Petrofsky, 1981 ; Basmajian et De Luca, 1985). La procédure « Optimisation assistée par EMG » développée dans ce travail doit donc être adaptée pour rester valable. La solution que nous soutenons consiste à adapter le niveau d'EMG utilisé dans la contrainte d'inégalité en fonction du niveau de fatigue. Un facteur de correction proportionnel au taux de variation de la fréquence médiane et/ou au taux de variation du rapport RMS/Force pourrait être utilisé.

Conclusion

Ce travail avait pour objectif de lever certaines limites associées à la modélisation biomécanique lors du calcul des tensions des tendons chez l'homme. Ainsi, les problèmes liés aux moments passifs non musculaires et à l'indétermination des systèmes musculo-squelettiques ont été abordés tant sur un plan théorique qu'expérimental. Les solutions apportées ont nécessité d'avoir recours à une information physiologique basée sur l'activité électrique du muscle. Ceci nous a permis de montrer que l'amplitude des moments passifs non musculaires ne devait pas être négligée dans les procédures de calcul. De plus, nous avons également utilisé de façon originale l'information EMG sous forme d'une contrainte d'inégalité dans les procédures d'optimisation. Ce choix a semblé particulièrement judicieux lors de la modélisation du comportement biomécanique du doigt. Il a permis de mettre en évidence des résultats inédits concernant la distribution des tensions dans les tendons aussi bien agonistes qu'antagonistes. Diverses adaptations du modèle sont discutées dans le document, la substitution de l'EMG invasif par de l'EMG de surface étant l'axe de recherche principal. Cet axe de travail permet d'envisager des ouvertures des plus prometteuses et laisse entrevoir un rayonnement considérable des techniques de modélisation que nous proposons.

VIII Bibliographie

- Abraham, L., Loeb, G., 1985. The distal hind-limb musculature of the cat. *Experimental Brain Research* 58, 583-593.
- Ait-Haddou, R., Jinha, A., Herzog, W., Binding, P., 2004. Analysis of the force-sharing problem using an optimization algorithm. *Mathematical Biosciences* 191, 11-122.
- Allison, G.T., 2003. Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, 209-216.
- Amarantini, D., Martin, L., 2004. A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics* 37, 1393-1404.
- Armstrong, T., Chaffin, D.B., 1978. An investigation of the relationship between displacements of the finger and wrist joints and the extrinsic finger flexor tendons. *Journal of Biomechanics* 11, 119-128.
- An, K.N., Chao, E.Y., Cooney, W.P., Linscheid, R.N., 1979. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics* 12, 775-788.
- An, K.N., Ueba, Y., Chao, E.Y., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., 1983. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of Biomechanics* 16, 419-425.
- An, K.N., Kwak, B.M., Chao, E.Y., Morrey, B.F., 1984. Determination of muscle and joint forces: a new technique to solve the indeterminate problem. *Journal of Biomechanical Engineering* 106, 364-367.
- Bartle, B.K., Telepun, G.M., Goldberg, N.H., 1992. Development of a synthetic replacement for flexor tendon pulleys using expanded polytetrafluoroethylene membrane. *Annals of Plastic Surgery* 28, 266-270.
- Basmajian, J.V., De Luca, C.J., 1985. *Muscles alive*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bernstein, N., 1967. *The coordination and regulation of movements*. Pergamon, Oxford.
- Bigland-Ritchie, B., Furbush, F., Woods, J.J., 1986. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology* 61, 421-429.
- Bollen, S.R., 1990. Injury to the A2 pulley in rock climbers. *Journal of Hand Surgery-British Volume* 15, 268-270.
- Bollen, S.R., Gunson, C.K., 1990. Hand injuries in competition climbers. *British Journal of Sports Medicine* 24, 16-18.

- Bouisset, S., 1973. EMG and muscle force in normal motor activities. New developments in Electromyography and clinical physiology, Basel, Karger.
- Bowers, W.H., Wolf, J.W., Nehil, J.L., Bittinger, S., 1980. The proximal interphalangeal joint volar plate. I. An anatomical and Biomechanical study. *Journal of Hand surgery-American Volume 5*, 79-88.
- Brook, N., Mizrahi, J., Shoam, M., Dayan, J., 1995. A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical Engineering & Physics 17*, 54-63.
- Brown, S.H.M., Potvin, J.R., 2005. Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates. *Journal of Biomechanics 38*, 745-754.
- Buchanan, T.S., Moniz, M.J., Dewald, J.P., Zev Rymer, W., 1993. Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric task using an EMG coefficient method. *Journal of Biomechanics 26*, 547-560.
- Buchanan, T.S., Shreeve, D.A., 1996. An evaluation of optimization techniques for the prediction of muscle activation patterns during isometric tasks. *Journal of Biomechanical Engineering 118*, 565-574.
- Buchholz, B., 1992. Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand. *Ergonomics 35*: 261-273.
- Bunnel, S., 1944. Surgery of the hand. JB lippincott, Philadelphia.
- Burgar, C.G., Valero-Cuevas, F.J., Hentz, V.R., 1998. Fine-wire electromyographic recording during force generation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 76*, 494-501.
- Challis, J.H., 1997. Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Medical Engineering and Physics 19*, 253-61.
- Challis, J.H., Kerwin, D.G., 1993. An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers 207*, 139-48.
- Chao, E.Y., An, K.N., 1978. Graphical interpretation of the solution to the redundant problem in biomechanics. *Journal of Biomechanics 100*,159-167.
- Chao, E.Y., An, K.N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., 1989. Biomechanics of the hand. World scientific, Singapore.
- Chao, E.Y., Opgrande, J.D., Axmear, F.E., 1976. Three-dimensional force analysis of fingerjoints in selected isometric hand functions. *Journal of Biomechanics 9*, 387-396.

- Cholewicki, J., McGill, S.M., 1994. EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *Journal of Biomechanics* 27, 1287-1289.
- Close, J.R., Kidd, C., 1969. The functions of the muscles of the thumb, the index, and long finger. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 51, 1601-1620.
- Crowninschild, R.D., Brand, R.A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics* 14, 793-801.
- Crowninschild, R.D., Johnston, R.C., Andrews, J.G., Brand, R.A., 1978. A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics* 11, 75-85.
- Danion, F., Latash, M., Li, Z., Zatsiorsky, V., 2000. The effect of fatigue on multifinger coordination in force production task in humans. *Journal of Physiology* 1;523 Pt 2, 523-532.
- De luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. Wartenweiler Memorial Lecture (*The international Society for Biomechanics*), Delsys.
- Dennerlein, J.T., Diao, E., Mote, C.D., Rempel, D.M., 1998. Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *Journal of Biomechanics* 31, 295-301.
- Doyle, J.R., 1989. Anatomy of the flexor tendon sheath and pulley system: a current review. *Journal of Hand Surgery* 14, 349-51.
- Dul, J., Jonhson, G.E., Shiavi, R., Townsend, M.A., 1984a. Muscular synergism-I: On criteria for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics* 17:663-673.
- Dul, J., Jonhson, G.E., Shiavi, R., Townsend, M.A., 1984b. Muscular synergism-II: a minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics* 17:675-684.
- Eyler, D.L., Markee, J.E., 1954. The anatomy and function of the intrinsic musculature of the fingers. *Journal of Bone and Joint Surgery* 36, 1-18.
- Fowler, N.K., Nicol, A.C., Condon, B., Hadley, D., 2001. Method of determination of three-dimensional index finger moment arms and tendon lines of action using high resolution MRI scans. *Journal of Biomechanics* 34, 791-797
- Fowler, N.K., Nicol, A.C., 2000. Interphalangeal joint and tendon forces: normal model and biomechanical consequences of surgical reconstruction. *Journal of Biomechanics* 33, 1055-1062.

- Gabl, M., Reinhart, C., Lutz, M., Bodner, G., Angermann, P., Pechlaner, S., 2000. The use of a graft from the second extensor compartement to reconstruct the A2 flexor pulley in the long finger. *Journal of Hand Surgery- British Volume 25*, 98-101.
- Gagnon, D., Lariviere, C., Loisek, P., 2001. Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics 16*, 359-372.
- Garcia-Elias, M., An, K.N., Berglund, L.J., Linshield, R.L., Cooney, W.P., Chao, E.Y., 1991. Extensor mechanism of the finger. I. A quantitative geometric study. *Hand Surgery 16*, 1130-1136.
- Gergersen, C.S., Hull, M.L., 2003. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *Journal of Biomechanics 36*, 803-813.
- Grant, S., Hynes, V., Whittaker, A., Aitchison, T., 1996. Anthropometric, strength, endurance, and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *Journal of Sports Science 14*, 301-309.
- Hamman, J., Phillips, C., Cunningham, B., Mass, D.P., 1997. A biomechanical study of the flexor digitorum superficialis: effect of digital pulley excision and loss of the flexor digitorum profundus. *Journal of Hand Surgery 22*, 328-335.
- Harding, D.C., Brandt, K.D., Hillberry, B.M., 1993. Finger joint force minimization in pianists using optimisation techniques. *Journal of Biomechanics 26*, 1403-1412.
- Herzog, W., Binding, P., 1987. Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. *Journal of Neuroscience Methods 21*: 167-179.
- Herzog, W., Leonard, T., 1991. Validation of optimization models that estimate the forces exerted by synergistic muscles. *Journal of Biomechanics 24*, 31-39.
- Hill, A. V., 1951. The effect of series compliance on the tension developed in muscle twitch. *Proceedings of the Royal Society B 138*, 325-329.
- Hodges, P.W., Bui, B.H., 1996. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 101*, 511-519.
- Hume, E.L., Hutchinson, D.T., Jaeger, S.A., Hunter, J.M., 1991. Biomechanics of pulley reconstruction. *Journal of Hand Surgery-American Volume 16*, 722-730.
- Jinha, A., Ait-Haddou, R., Herzog, W., 2005. Predictions of co-contraction depend critically on degrees of freedom in the musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics*, sous presse.

- Kain, C.C., Manske, P.R., Reinsel, T.E., Rouse, A.M., Peterson, W.W., 1988. Reconstruction of the digital pulley in the monkey using biologic and nonbiologic materials. *Journal of Orthopaedic Research* 6, 871-877.
- Karev, A., Stahl, S., Taran, A., 1987. The mechanical efficiency of the pulley system in normal digits compared with a reconstructed system using the belt loop technique. *Journal of Hand Surgery American Volume* 12:596-601.
- Ketchum, L.D., Thompson, D.E., Pocock, G., Wallingford, D., 1978. A clinical study of the forces generated by the intrinsic muscles of the index finger and the extrinsic flexor and extensor muscles of the hand. *Journal of Hand Surgery* 6, 571-578.
- King, A.I., 1984. *A review of biomechanical models* 106, 97-103.
- Komi, P.V., Salonen, M., Jarvinen, N., Kokko, O., 1987. In vivo registration of Achilles tendon forces in man. *International journal of sport medicine* 8, 3-8.
- Kursa, K., Diao, E., Lattanza, L., Rempel, D., 2005. In vivo forces generated by finger flexor muscles do not depend on the rate of fingertip loading during an isometric task. *Journal of Biomechanics*, sous presse.
- Landsmeer, J., 1961. Study in the anatomy of articulation 1. The equilibrium of the intercalated bone. *Acta Morphologica Neerlando-Scandinavica* 3, 287-303.
- Leijnse, J.N., 1998. A method and device for measuring force transfers between the deep flexors in the musician's hand. *Journal of Biomechanics* 31, 773-779.
- Li, Z.M., Latash, M., Zatsiorsky, V.M., 1998. Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. *Experimental Brain Research* 119, 276-286.
- Li, Z.M., Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L., 2000. Contribution of the extrinsic and intrinsic hand muscles to the moment in finger joints. *Clinical Biomechanics* 15, 203-211.
- Li, Z.M., Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L., 2001. The effect of finger extensor mechanism on the flexor force during isometric tasks. *Journal of Biomechanics* 34, 1097-1102.
- Lin, G.T., Cooney, W.P., Amadio, P.C., An, K.N., 1990. Mechanical properties of human pulleys. *Journal of Hand Surgery* 4, 429-34.
- Lippold, O.C.J., 1952. The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *Journal of physiology* 117, 492-499.
- Lister, G., 1985. Indications and techniques for the repair of the finger flexor tendon sheath. *Hand Clinics*, 85-95.
- Long, C., Brown, M.E., 1964. Electromyographic kinesiology of the hand. Muscles moving the long finger. *Journal of bone and joint surgery* 46, 1683-1706.

- Long, C., Conrad, P. W., Hall, E.A., and Furler, S.L., 1970. Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. *Journal of Bone and Joint Surgery* 52, 853-867.
- Manske, P.R., Lesker, P.A., 1977. Strength of human pulleys. *Hand* 9, 147-152.
- Maier, M.A., Hepp-Reymond, M.C., 1995. EMG activation patterns during force production in precision grip. I. Contribution of 15 finger muscle to isometric force. *Experimental Brain Research* 103, 108-122.
- Marco, R.A., Sharkey, N.A., Smith, T.S., Zissimos, A.G., 1998. Pathomechanics of closed Rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 80, 1012-19.
- McPherson, J., 1988. The neural organization of postural control-do muscle synergies exist? Posture and Gait: Development, adaptation and modulation. B. Amblard, A. Berthoz and F. CLarac, Editors. Elsevier Science Publishers.
- Minami, A., An, K.N., Cooney, W.P., Linsheid, R.L., Chao, E.Y., 1985. Ligament stability of the MCP joint: a biomechanical study. *Journal of Biomechanics* 29, 255-260.
- Mommersteeg, T.J.A., Blankevoort, L., Huijskes, R., Kooloos, J.G.M., Kauer, J.M.G., 1996. Characterization of the mechanical behaviour of human knee ligaments: a numerical-experimental approach. *Journal of Biomechanics* 29, 151-160.
- Moore, J.S., Garg, A., 1994. Upper extremity disorders in a pork processing plant: relationships between job risk factors and morbidity. *American Industrial Hygiene Association Journal* 55, 703-715.
- Moutet, F., Guinard, D., Gerard P., Mugnier, C., 1993. Les ruptures sous-cutanées des poulies des fléchisseurs des doigts longs chez les grimpeurs de haut niveau. *Annales de chirurgie de la main* 12, 182-188.
- Moutet, F., 2003. Flexor tendon pulley system: anatomy, pathology, traitement. *Chirurgie de la Main* 22, 1-12.
- Nigg, B.M., Herzog, W., 1994. Biomechanics of the musculo-skeletal system, John Wiley & Sons, Chichester.
- Noé, F., Quaine, F., Martin, L., 2001. Influence of steep gradient supporting walls in rock-climbing : biomechanical analyses. *Gait and Posture* 13, 86-94.
- Olney, S.J., Winter, D.A., 1985. Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *Journal of Biomechanics* 18, 9-20.
- Paul, J.P., 1965. Bio-engineering studies of the forces transmitted by joints- II: Engineering analysis. Biomechanics and related Bioengineering topics, Pergamon press, Oxford.

- Pedotti, A., Krishnan, V.V., and Starke, L., 1978. Optimization of muscle force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences* 38, 369-380.
- Petrofsky, J.S., 1981. Quantification through the surface EMG of muscle fatigue and recovery during successive isometric contractions. *Aviation, Space and Environmental Medicine* 52, 545-550
- Prilusky, B.I., Herzog, W., Allinger, T., 1997. Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization. *Journal of Biomechanics* 10, 1025-33.
- Quaine, F., 1996. Analyse statique et dynamique de la posture en quadrupédie verticale. Thèse doctorale, UFRAPS Grenoble I, France.
- Quaine, F., Martin, L., Blanchi, J.P., 1997. The effect of body position and number of supports on wall reaction forces in rock climbing. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 14-23
- Quaine, F., Vigouroux, L., 2004. Maximal resultant four fingertip force and fatigue of the extrinsic muscles of the hand in different sport climbing finger grips. *International Journal of Sport Medicine* 25, 634-7.
- Quaine, F., Vigouroux, L., Martin, L., 2003a. Finger flexors fatigue in trained rock-climbers and untrained sedentary subjects. *International Journal of Sport Medicine* 24, 424-427.
- Quaine, F., Vigouroux, L., Martin, L., 2003b. Effect of simulated rock climbing finger postures on force sharing among the fingers. *Clinical Biomechanics* 18, 78-84.
- Raikova, R.T., Prilutsky, B.I., 2001. Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. *Journal of Biomechanics* 34, 1243-1255.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., Voigt, M., 2001. Muscle recruitment by the min/max criterion - a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics* 34, 409-415.
- Reilly, K.T., Schieber, M.H., 2003. Incomplete subdivision of the human multitendoned finger muscle flexor digitorum profundus: an electromyographic study. *Journal of Neurophysiologie* 90, 2560-70.
- Rispler, D., Greenwald, D., Shumway, S., Allan, C., Mass, D., 1996. Efficiency of the flexor tendon pulley system in human cadaver hands. *Journal of Hand Surgery* 21, 444-450.
- Rohrle, H., Scholten, R., Sigolotto, C., Sollbach, W., Kellner, H., 1984. Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *Journal of Biomechanics* 17, 409-424.

- Roloff, I., Schöffl, V.R., Vigouroux, L., Quaine, F., 2005. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the pulley system. *Journal of Biomechanics*, sous presse.
- Rooks, M., 1997. Rock Climbing Injuries. *Sports Medicine* 23, 261-270.
- Sancho-Bru, J.L., Perez-Gonzalez, A., Vergara-Monedero, M., Giurintan, D.J., 2001. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics* 34, 1491-500.
- Schöffl, V.R., Hochholzer, T., Winkelmann, H.P., Strecker, W., 2003a. Pulley injuries in rock climbers. *Wilderness & Environmental Medicine* 14, 38-43.
- Schöffl, V., Hochholzer, T., Winkelmann, H.P., Strecker, W., 2003b. Differential diagnosis of finger pain in sport climbers. *Sportmedizin* 54, 38-43.
- Schöffle, V.R., Hochholzer, T., Imhoff, A., 2004. Radiographic changes in the hands and fingers of young, high-level climbers. *American Journal of Sports Medicine* 32, 1688-1694.
- Schuind, F., Garcia-Elias, M., Cooney, W.P., An, K.N., 1992. Flexor tendon forces: in vivo measurements. *Journal of Hand Surgery* 17, 291-298.
- Schweizer, A., 2001. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *Journal of Biomechanics* 34, 217-23.
- Schweizer, A., Franck, O., Ochsner, P.E., Jacob, H.A.C., 2003. Friction between human finger flexor tendons and pulleys at high loads. *Journal of Biomechanics* 36, 63-71.
- Seireg, A., Arvikar, R.J., 1973. A mathematical model for evaluation of force in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics* 6, 313-326.
- Semer, N.B., Bartle, B.K., Telepun, G.M., Goldberg, N.H., 1992. Digital pulley reconstruction with expanded polytetrafluoroethylene (PTFE) membrane at the time of tenorrhaphy in an experimental animal model. *Journal of Hand Surgery* 17, 547-550.
- Shim, J.K., Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M., 2003. The human central nervous system needs time to organize task-specific covariation of finger forces. *Neuroscience Letters* 353, 72-74.
- Smith, E.M., Juvinall, R.C., Bender, L.F., Pearson, J.R., 1964. Role of the finger flexors in rheumatoid deformities of the metacarpophalangeal joints. *Arthritis and Rheumatism* 7, 467-480.
- Stokes, I.A., Gardner-Morse, M., 2001. Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics* 34, 733-740.

- Testa, M., Martin, L., Debû, B., 1999. Effects of the type of holds and movement amplitude on postural control associated with a climbing task. *Gait and Posture* 9, 57-64.
- Tropet, Y., Menez, D., Balmat, P., Pem, R., Vichard, P., 1990. Closed traumatic rupture of the ring finger flexor tendon pulley. *Journal of hand surgery-American Volume* 15, 745-747.
- Tsirakos, D., Baltzopoulos, V., Bartlett, R., 1997. Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 25, 371-407.
- Valero-Cuevas, F.J., Zajac, F.E., Burgar, C.G., 1998. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics* 31, 693-703.
- Valero-Cuevas, F., Johanson, M.E., Towles, J.D., 2003. Towards a realistic biomechanical model of the thumb : The choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics* 36, 1019-1030.
- Walmsley, B., Hodgson, J., Burke, R., 1978. Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats. *Journal of Neurophysiology* 41, 1203-1216.
- Warne, W.J., Brooks, D., 2000. The effect of circumferential taping on flexor tendon pulley failure in rock climbers. *American Journal of Sports Medicine* 5, 674-8.
- Watts, P.B., Drobish, K.M., 1998. Physiological responses to simulated rock climbing at different angles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 30, 1118-22.
- Weightman, B., Amis, A.A., 1982. Finger joint force predictions related to design of joint replacements. *Journal of Biomedical Engineering* 4, 197-205.
- Widstrom, C.J., Doyle, J.R., Johnson, G., Manske, P.R., McGee, R., 1989. A mechanical study of six digital pulley reconstruction techniques: Part II. Strength of individual reconstructions. *Journal of Hand Surgery-American Volume* 14, 826-829
- Vigouroux, L., Quaine, L., 2005. Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*. Sous presse.
- Youm, Y., Gillespie, T.E., Flatt, A.E., Sprague, B.L., 1978. Kinematic investigation of normal MCP joint. *Journal of Biomechanics* 11, 109-118.
- Zajac, F.E., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17, 359-411.

- Zancolli, E., 1979. Structural and dynamic bases of hand surgery, 2nd ed. Lippincott, Philadelphia.
- Zatsiorsky, V., Li, Z., Latash, M., 1998. Coordination force production in multi-finger tasks: finger interaction and neural network modeling. *Biological Cybernetics* 79, 139-150.
- Zatsiorsky, V.M., Gao, F., Latash, M.L., 2003. Finger force vectors in multi-finger prehension. *Journal of Biomechanics* 36, 1745-1749.
- Zhao, C.F., Amadio, P.C., Berglund, L., An, K.N., 2000. The A3 pulley. *Journal of Hand Surgery* 25, 270-76.

IX Annexes

Annexe A :

Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Moutet, F., 2005. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*. Sous presse.

Annexe B :

Roloff, I., Schöffl, V.R., **Vigouroux, L.**, Quaine, F., 2005. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the pulley system. *Journal of Biomechanics*, Sous presse.

Annexe C :

Vigouroux, L., Quaine, L., 2005. Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*. Sous presse.

Annexe D :

Quaine, F. **Vigouroux, L.**, 2004. Maximal resultant four fingertip force and fatigue of the extrinsic muscles of the hand in different sport climbing finger grips. *International Journal of Sport Medicine* 25, 634-7.

Annexe E :

Quaine, F., **Vigouroux, L.**, Martin, L., 2003a. Finger flexors fatigue in trained rock-climbers and untrained sedentary subjects. *International Journal of Sport Medicine* 24, 424-427.

Annexe F :

Quaine, F., **Vigouroux, L.**, Martin, L., 2003b. Effect of simulated rock climbing finger postures on force sharing among the fingers. *Clinical Biomechanics* 18, 78-84.

Annexe A

Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., Moutet, F., 2005. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*. Sous presse.



ELSEVIER

Journal of Biomechanics ■ (■■■■) ■■■-■■■

JOURNAL
OF
BIOMECHANICSwww.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques

Laurent Vigouroux^{a,*}, Franck Quaine^a, Annick Labarre-Vila^b, François Moutet^c^aLaboratoire Sport et Performance Motrice, EA 597, Université Joseph Fourier, 1741 rue de la Piscine, BP 53 38041, Grenoble, Cedex 9, France^bUnité ENMG et pathologie neuromusculaire, CHU A. Michallon, Grenoble, France^cSOS Main, unité de chirurgie réparatrice de la main et des brûlés, CHU A. Michallon, Grenoble, France

Accepted 30 August 2005

Abstract

The present work displayed the first quantitative data of forces acting on tendons and pulleys during specific sport-climbing grip techniques. A three-dimensional static biomechanical model was used to estimate finger muscle tendon and pulley forces during the “slope” and the “crimp” grip. In the slope grip the finger joints are flexed, and in the crimp grip the distal interphalangeal (DIP) joint is hyperextended while the other joints are flexed. The tendons of the flexor digitorum profundus and superficialis (FDP and FDS), the extensor digitorum communis (EDC), the ulnar and radial interosseus (UI and RI), the lumbrical muscle (LU) and two annular pulleys (A2 and A4) were considered in the model.

For the crimp grip in equilibrium conditions, a passive moment for the DIP joint was taken into account in the biomechanical model. This moment was quantified by relating the FDP intramuscular electromyogram (EMG) to the DIP joint external moment. Its intensity was estimated at a quarter of the external moment. The involvement of this parameter in the moment equilibrium equation for the DIP joint is thus essential. The FDP-to-FDS tendon-force ratio was 1.75:1 in the crimp grip and 0.88:1 in the slope grip. This result showed that the FDP was the prime finger flexor in the crimp grip, whereas the tendon tensions were equally distributed between the FDP and FDS tendons in the slope grip. The forces acting on the pulleys were 36 times lower for A2 in the slope grip than in the crimp grip, while the forces acting on A4 were 4 times lower. This current work provides both an experimental procedure and a biomechanical model that allows estimation of tendon tensions and pulley forces crucial for the knowledge about finger injuries in sport climbing.

© 2005 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Climbing; Biomechanical finger model; Muscle tendon tension; Joint hyper-extension; Intra-muscular electromyography

1. Introduction

Sport-climbing has been a popular activity for approximately 25 years and is now recognized as a modern competitive sport as well as a mode of fitness exercise (Watts and Drobish, 1998). The most common climbing grip techniques are the ‘crimp’ grip and the ‘slope’ grip (Schweizer, 2001). The crimp grip refers to the use of small edges with the proximal interphalangeal

(PIP) joint flexed from 90° to 100° and a hyper-extended distal interphalangeal (DIP) joint. The slope grip is used when grasping wide handholds whereas the DIP joint is flexed from 50° to 70° and the PIP joint is flexed just slightly. The high forces applied to the fingertips result in acute solicitations of the flexor tendon pulley system (Bollen, 1990; Rooks, 1997; Schöffl et al., 2003), which acts to maximize tendon excursion with flexion. Doyle (1989) and Bollen and Gunson (1990) showed that ruptures of the second (A2) and fourth (A4) annular pulleys were observed in more than 40% of competition climbers. Because these injuries can seriously compromise a climber’s ability and safety, proper diagnosis,

*Corresponding author. Tel.: +33 04 76 63 50 88; fax: +33 04 76 63 51 00.

E-mail address: laurent.vigouroux@ujf-grenoble.fr (L. Vigouroux).

1 treatment, rehabilitation, and prevention are essential.
 2 In order to understand the pathomechanics of pulley
 3 injuries, it is crucial to determine the tensions in the
 4 extrinsic finger flexor muscle tendons (i.e. Flexor
 5 Digitorum Superficialis and Profundus, FDS and
 6 FDP) (Hume et al., 1991; Marco et al., 1998; Roloff et
 7 al., 2005).

8 Biomechanical properties of the crimp grip were
 9 assessed by Schweizer (2001) using two devices to
 10 measure the force and the distance of bowstringing
 11 during simulated rock climbing. Results have confirmed
 12 that the crimp grip places a tremendous demand on the
 13 pulley system. Nevertheless, no biomechanical model
 14 (Chao and An, 1978; Weightman and Amis, 1982;
 15 Brook et al., 1995, Valero-Cuevas et al., 1998, Sancho-
 16 Bru et al., 2001) provided any satisfactory mean to
 17 determine the tendon tensions in FDP, and subsequently
 18 in FDS, when the DIP joint is hyper-extended as in the
 19 crimp grip. When the DIP joint is hyperextended, joint
 20 contact forces, ligament forces, and soft connective
 21 tissue loads produce a net passive moment for the DIP
 22 joint (Dennerlein et al., 1998; Leijnse, 1998). This
 23 moment is involved in the joint mechanical equilibrium
 24 for low fingertip force intensity without requiring FDP
 25 involvement although this muscle is the only flexor that
 26 is inserted at the distal phalanx. It is not obvious that
 27 this will hold true for maximal efforts as in rock
 28 climbing, but when assessing accurate tendon tensions,
 29 the passive moment for the DIP joint must be
 30 considered. Direct measurement of the passive moment
 31 cannot be performed currently and no published data is
 32 available. Nevertheless, it is possible to develop esti-
 33 mates of the DIP passive moment by relating the FDP
 34 muscle electromyogram (EMG) to muscle mechanical
 35 moments through the moment balance equations. In this
 36 study, we used the linear EMG-force relation during
 37 FDP isometric contraction (Valero-Cuevas et al., 1998)
 38 and our assessment was based on the two following
 39 ideas: (1) as long as the DIP joint remains balanced by
 40 the passive moment, no FDP moment production is
 41 needed and no significant EMG in FDP should be
 42 observed, and (2) a significant pattern in EMG should
 43 be observed when the moment equation for the DIP
 44 joint requires a significant FDP muscle moment
 45 production to obtain mechanical equilibrium.

47 2. Materials and methods

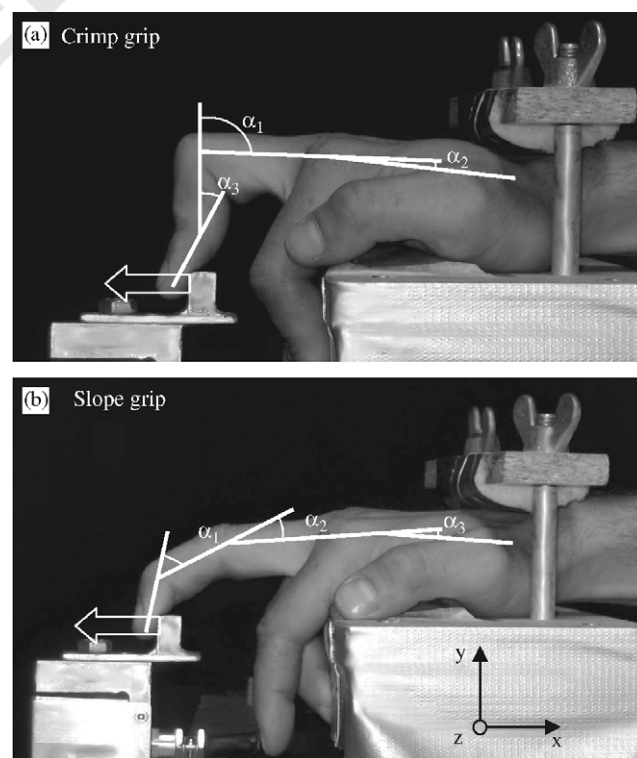
49 2.1. Subjects

51 The subjects of this study were six expert climbers
 52 (national competitive level, USA 5.13b on sight). The
 53 mean (standard deviation (SD)) values for age, height,
 54 body mass of subjects were 27 (5.5) years; 177.4 (4.5) cm;
 55 65.6 (2.0) kg, respectively. The procedure was approved

56 by the Consultative Committee for the Protection of
 57 Persons in Biomedical Research (CCPPRB, Grenoble,
 58 France) and all subjects signed an informed consent. 59

61 2.2. Experimental device

62 The subjects were sitting with the right forearm placed
 63 on a horizontal table. The upper arm was approximately
 64 at 45° of abduction, the elbow joint flexed at 90° and the
 65 wrist placed at 0° of flexion, palms down. A vice
 66 stabilized the upper arm and a clamp stabilized the palm
 67 of the hand. The middle finger gripped a hold (1 cm
 68 deep) while the other fingers were folded and were not in
 69 contact with the experimental set up. The point of
 70 application of the fingertip force was located at half the
 71 length of the distal phalanx. The subjects were
 72 instructed to place their middle finger in the crimp grip
 73 (Fig 1a) and in the slope grip (Fig. 1b). A digital camera
 74 (Sony, CD-S70) located 0.7 m to the left of the subjects
 75 recorded the sagittal posture of the finger during each
 76 force production. Two passive markers per phalanx
 77 were used. The markers were aligned with the longi-
 78 tudinal axis of the phalanx. In the crimp grip, the joint
 79 angles was -22.6° (5.0) for the DIP joint (α_1), 106.5°
 80 (7.2) for the PIP joint (α_2) and -2.6° (14.4) for the MCP
 81 joint (α_3). In the slope grip, α_1 was 38.8° (9.4), α_2
 82 was 25.9° (11.8) and α_3 was -2° (11.7). The angle of MCP
 83 joint adduction/abduction was set to 0° for the
 84



85
86
87
88
89
90
91
92
93
94
95
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126
127
128
129
130
131
132
133
134
135
136
137
138
139
140
141
142
143
144
145
146
147
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
231
232
233
234
235
236
237
238
239
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896
897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952
953
954
955
956
957
958
959
960
961
962
963
964
965
966
967
968
969
970
971
972
973
974
975
976
977
978
979
980
981
982
983
984
985
986
987
988
989
990
991
992
993
994
995
996
997
998
999
1000

computing procedure. Thorough experimental precautions were taken by using the vice and the clamp in order to insure that the joint angle was constant during the experimental session.

2.3. Procedure

In rock climbing, the force at the fingertip may be generated by a beginning eccentric contraction of the FDS and FDP muscles as the hand is not fixed. In these conditions, the friction force generated between pulleys and flexor tendons may increase around 10% the maximum force at the fingertip. Friction force depends on the joint angle of the PIP joint and is different in the crimp and in the slope grip (Schweizer et al., 2003). In order to control this effect, the test consisted in producing a maximal voluntary grip force (MVF) with the middle finger in isometric conditions, with the hand position maintained by the vice and the clamp. The force generated resulted only from the isometric contraction of the finger flexor muscles.

The subjects were instructed to increase the force along the horizontal axis in three steps as depicted in Fig. 2. The requirements of isometric testing included (a) low, midrange (50% of MVF), and maximal effort (100% of MVF) recordings, and (b) fixed joint positions. The subjects underwent three tests for each

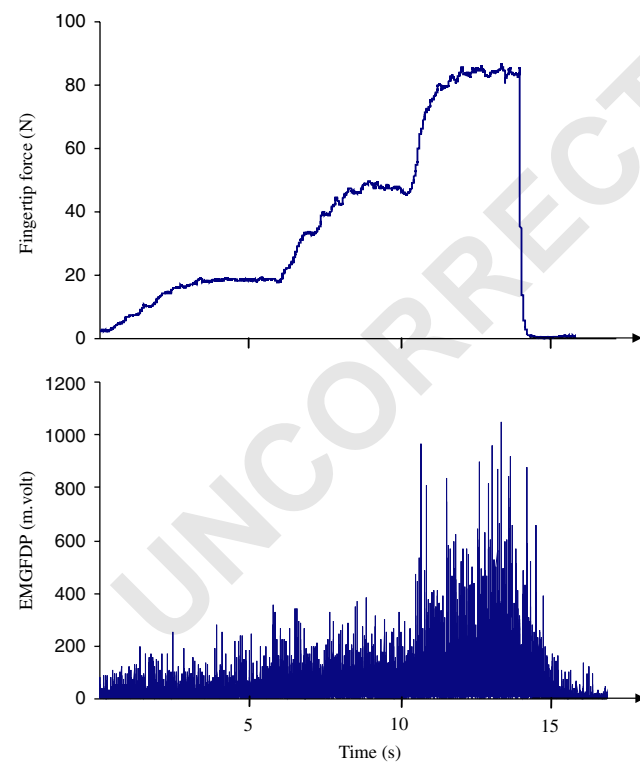


Fig. 2. Recordings of applied fingertip force and intra-muscular EMG of FDP muscle during a typical test. The force was increased in three steps (low, 50% MVF, and 100% MVF). EMG was full wave rectified before plotting.

grip technique. The peak force of each test was considered as input data for the estimation of tendon tensions and forces acting on pulleys.

2.4. Signal recordings

A three-axial force sensor (load of range: 0–1 kN, 0.5 N resolution for all axes, ENSIEG, INPG, France) was used to record the external fingertip force. The force signals were amplified (PM instrumentation, Ref. 1965, Orgeval, France) and recorded at 1024 Hz using MYODATA acquisition system (Mazet Electronique, model Biostim 6082, France).

Monopolar needle electrodes (Medtronic type DCN25, shaft diameter 0.46, core area 0.07 mm²) recorded intra-muscular EMG of FDP and FDS muscles. Electrodes were located according to the recommendations made by Burgar et al. (1998) and Reilly and Schieber (2003). A cross-correlation analysis was performed after each experimental session. The results showed a cross-correlation inferior to 0.3 for all the tests. This reflects the accurate placement of needles and the absence of cross talk. Pre-tests performed on three subjects showed that the presence of needles did not significantly affect the fingertip force intensity. The raw EMG signals, were amplified to 3 db (common mode rejection ratio: >90 dB), sampled at 5 kHz and recorded (bandpass from 10 Hz to 10 kHz) on the Keypoint workstation (Medtronic, Skovlunde, Denmark). EMG signals were filtered using a Butterworth filter (order 4, bandpass from 20 to 600 Hz). EMG of FDP was quantified using root mean square (FDP-RMS) computed in 0.1 s windows following prior subtraction of the background activity level with a time constant fixed at 0.1 s (Chao et al., 1989) and used to estimate the magnitude of the passive moment for the DIP joint.

2.5. Estimation of the passive DIP joint moment magnitude

Many investigators agree that there is a linear relationship between EMG and tension within a muscle, provided that the contraction is isometric, in the mid-range of exertion, and that the muscle length remains unchanged (Lippold, 1952; Long and Brown, 1964; Valero-Cuevas et al., 1998). From a physiological point of view, if there is no EMG activity, there will be no active tension created by the muscle and thus no muscular active moment at the joint (Chao et al., 1989). Therefore, in equilibrium conditions, it is possible to establish a simple relation between the DIP joint passive moments and the fingertip external moment before a significant EMG activity is detected in the FDP muscle. The identification of a significant FDP activity on the EMG corresponds to the point for which the

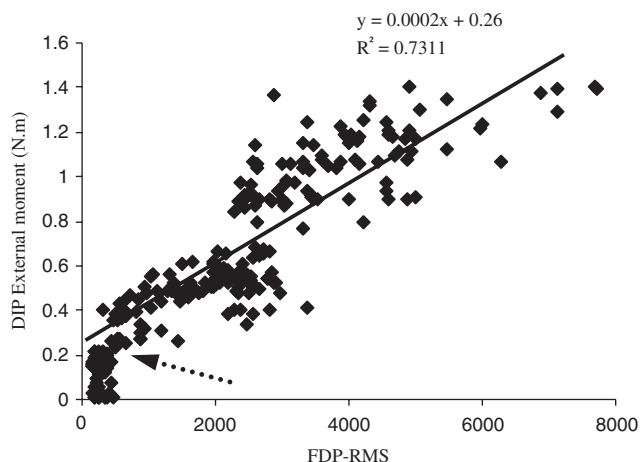


Fig. 3. Example of the relationship between the external DIP joint moment and the FDP-RMS for a subject. The point at which FDP-RMS value exceeded the preset threshold (i.e. > 3 SD beyond baseline) is marked with the arrow. From this point, a linear regression equation was calculated and the value of the Y -intercept was identified as the passive DIP joint moment (e.g. 0.26 Nm).

FDP-RMS reaches three standard deviations beyond mean of baseline activity (Hodges and Bui, 1996). In the model for the DIP external moment and FDP-RMS relationship (Fig. 3), the constant term (i.e. the Y -intercept) in the linear regression analysis can be considered to accurately depict the mean value that must be added to the moment equation in order to balance the DIP joint without significant FDP moment. These estimated values of the passive moment for the DIP joint were determined for each subject (i.e. three tests per subject) and then expressed in percentage of the external DIP moment.

2.6. Biomechanical finger model

The biomechanical model consists in 4 rigid segments: proximal, middle, and distal phalanx and metacarpal bone (Fig. 4). DIP and PIP joints were modelled as frictionless hinges with one degree of freedom in flexion/extension. The MCP joint was modelled with two degrees of freedom in flexion/extension and in abduction/adduction. The ulnar and radial ligaments (UL and RL, respectively) of the MCP joint were included as proposed by Sancho-Bru et al. (2001). The tension of each ligament (t_{lig}) was estimated using a quadratic function relating the force developed by the ligament to its elongation (Mommersteeg et al., 1996). In order to represent the non-linear behaviour of the ligament, a characteristic constant of the ligament (K) was set to 750 N/cm² according to Minami et al. (1985) as:

$$t_{lig} = K(L_{lig} - L_0)^2, \quad (1)$$

where L_{lig} is the length of the ligament and L_0 is the unstrained length of the ligament. The data for the

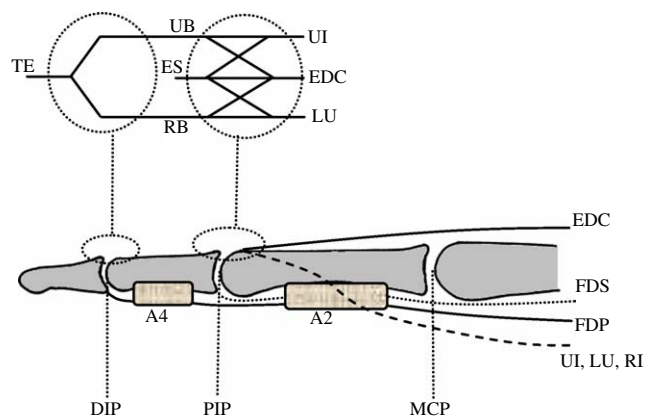


Fig. 4. Finger muscle tendons acting on finger joints (FDP, FDS, EDC, UI, LU, RI). The extensor mechanism connects muscle tendons (EDC, UI, LU) and extensor bands (RB, UB, TE, ES) as represented in the upper insert (Dorsal view).

ligament moment arms and insertion points were obtained from Chao et al. (1989).

Newton's laws of static equilibrium for forces (\vec{F}) and moments (\vec{M}) were used, considering that the external forces and moments were balanced by tendon, ligament, and passive moments:

$$\sum \vec{F} = \vec{0} \quad (2)$$

$$\sum \vec{M} = \vec{0} \quad (3)$$

Moments of tendons were computed from:

$$\vec{M}_{ij} = \vec{B}_{ij} \wedge \vec{t}_i \quad (4)$$

where \vec{M}_{ij} and \vec{B}_{ij} are the moment vector and the moment arm of the i tendon ($i = \text{FDP, FDS, extensor digitorum communis:EDC, lumbrical: LU, ulnar interosseus: UI, radial interosseus: RI, terminal extensor tendon: TE, extensor slip: ES, radial band: RB and ulnar band: UB}$) over the j joint ($j = \text{DIP, PIP, MCP}$), and \vec{t}_i represents the tension of the i tendon.

The moment arms of tendons were estimated using An et al. (1979) and An et al. (1983). Adapting Eq. (3) to the four degrees of freedom of the finger model provides a four moment equilibrium equation system:

$$(Mz_{FDP|DIP} + Mz_{TE|DIP}) + Mz_{Fext|DIP} + Mz_{passif} = 0 \quad (5)$$

$$(Mz_{FDP|PIP} + Mz_{FDS|PIP} + Mz_{UB|PIP} + Mz_{RB|PIP} + Mz_{ES|PIP}) + Mz_{Fext|PIP} = 0$$

$$(Mz_{FDP|MCP} + Mz_{FDS|MCP} + Mz_{LU|MCP} + Mz_{UI|MCP} + Mz_{RI|MCP} + Mz_{EDC|MCP})$$

$$+ Mz_{Fext|MCP} + Mz_{LLI} + Mz_{LLU} = 0$$

$$(My_{FDP|MCP} + My_{FDS|MCP} + My_{LU|MCP} + My_{UI|MCP} + My_{RI|MCP} + My_{EDC|MCP})$$

$$+ My_{Fext|MCP} + My_{LLI} + My_{LLU} = 0, \quad (5)$$

where Mn_{ij} represents the moment of the i tendon over the n degree of freedom ($n = x, y, z$) of the j joint. Mz_{passif} represents the passive moment of the DIP joint in the crimp grip. $Mn_{Fext|j}$ is the moment of the external fingertip force at the n degree of freedom of the j joint.

The moment equilibrium system contains 6 unknown muscle tendon tensions (FDP, FDS, LU, UI, RI, EDC) and 4 unknown extensor mechanism tendon tensions (TE, RB, UB, ES).

2.6.1. Extensor mechanism

The extensor mechanism (Fig. 4, upper insert) is a deformable tendon hood which connects muscle tendons (LU, UI, EDC) and tendon bands (ES, RB, UB and TE) (Landsmeer, 1961; Garcia-Elias et al., 1991; Brook et al., 1995; Leijnse, 1998; Valero-Cuevas et al., 1998). The model presented by Brook et al. (1995) was used to determine the fraction of force transmitted by each tendon to the extensor bands:

$$\begin{aligned} t_{TE} &= \chi_{RB} t_{RB} + \chi_{UB} t_{UB} \\ t_{RB} &= \alpha_{EDC} t_{EDC} + \alpha_{LU} t_{LU} \\ t_{UB} &= \alpha_{EDC} t_{EDC} + \alpha_{LU} t_{LU} \\ t_{ES} &= (1 - \alpha_{UI}) t_{UI} \\ &\quad + (1 - \alpha_{LU}) t_{LU} \\ &\quad + (1 - 2\alpha_{EDC}) t_{EDC}, \end{aligned} \quad (6)$$

where t_{EDC} , t_{UI} and t_{LU} represent the tendon tensions of EDC, UI and LU. t_{TE} , t_{RB} , t_{UB} and t_{ES} represent the tensions of TE, RB, UB, and ES. χ_{RB} and χ_{UB} are cosine terms accounting for the convergence angles of the RB and UB on to the TE equal to 0.992 and 0.995, respectively (An et al., 1979). The α coefficients were determined together with the unknown tendon tensions using the non-linear optimization process described in Section 2.6.3 Resolution.

The mechanical properties of the extensor mechanism were well described by Landsmeer (1961) and Leijnse (1998). Furthermore, Leijnse (1998) showed that when the PIP joint is flexed (flexion angle $> 70^\circ$) while the DIP joint remains extended, RB and UB bands become slack and no active extensor force will run through the lateral bands. Consequently, in the crimp grip, even with maximally active extensor and intrinsic muscles, no force will be transferred to the DIP joint extensor tendon (i.e. $t_{TE} = 0$, $t_{RB} = 0$ and $t_{UB} = 0$). Accurate measuring passive moment magnitude for DIP joint equilibrium equation may be considered under this condition.

2.6.3. Resolution

Combining Eqs. (4)–(6), gives the following vector equality:

$$\begin{bmatrix} r_{11}r_{12}r_{13}r_{14}r_{15}r_{16} \\ r_{21}r_{22}r_{23}r_{24}r_{25}r_{26} \\ r_{31}r_{32}r_{33}r_{34}r_{35}r_{36} \\ r_{41}r_{42}r_{43}r_{44}r_{45}r_{46} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} t_{FDP} \\ t_{FDS} \\ t_{LU} \\ t_{RI} \\ t_{UI} \\ t_{EDC} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{Fext|DIP} \\ Mz_{Fext|PIP} \\ Mz_{Fext|MCP} \\ My_{Fext|MCP} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{passif} \\ 0 \\ Mz_{LLI} + Mz_{LLU} \\ My_{LLI} + My_{LLU} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (7)$$

or in the simplified form:

$$[R] \cdot \{T\} + \{F\} + \{L\} = \{0\}, \quad (8)$$

where the matrix $[R]$ is the 4×6 moment arms matrix obtained from moment arms of tendons and from Eq. (6) using the α coefficients. $\{T\}$ is a 6-element vector containing the six unknown muscle tendon tensions. $\{F\}$ is a 4-element vector representing moments of external force at each degree of freedom. $\{L\}$ is a 4-element vector containing the passive moment over DIP joint and the ligament moments of UL and RL over MCP joint. Mz_{passif} was included only for the crimp grip.

The resolution consisted in solving the following optimization problem:

$$\text{find : } t_i (i = \{FDP, FDS, LU, UI, RI, EDC\})$$

and

$$\alpha_{EDC}, \alpha_{LU}, \alpha_{UI}$$

that minimizes:

$$G(t) = \sum_1^i \left(\frac{t_i}{PCSA_i} \right)^2 \quad (9)$$

$$\text{subject to : } t_i \geq 0, \quad (10)$$

$$0 \leq \alpha_{LU} \leq 1; 0 \leq \alpha_{UI} \leq 1; 0 \leq \alpha_{EDC} \leq 0.5 \quad (11)$$

and subject to the equilibrium constraints expressed in Eq. (8).

$PCSA_i$ is the physiological cross-sectional area of the i muscle as described by An et al. (1983). Eq. (10) was added to obtain positive tendon tensions. Eq. (11) states that fraction of force transmitted by the tendons to the extensor mechanism bands ranging from 0 to 1.

2.6.4. Force acting on pulleys

Forces acting on A2 and A4 pulleys (Fig. 5) were estimated using the method described by Roloff et al. (2005):

tel-00011464, version 1 - 25 Jan 2006

$$F_{A2} = 2(t_{FDP} + t_{FDS}) \cos\left(\frac{\beta_{A2}}{2}\right), \quad (12)$$

$$F_{A4} = 2(t_{FDP}) \cos\left(\frac{\beta_{A4}}{2}\right), \quad (13)$$

where F_{A2} and F_{A4} are the force acting on the A2 and A4 pulleys. β_{A2} and β_{A4} stand for the angle between the tendon and the A2 or A4 pulleys. The localisation of pulleys was accomplished using An et al. (1979) data. Since tests were performed in static conditions, we have neglected the friction forces between pulleys and tendons according to Roloff et al. (2005) and Schweizer et al. (2003).

2.7. Data analysis

All computations were performed using Matlab (The MathWorks, Natick, MA) and its optimization toolbox (*fmincon*). Descriptive statistics are means and SD. *t*-tests for dependant samples were used to determine statistical differences between the two grip techniques.

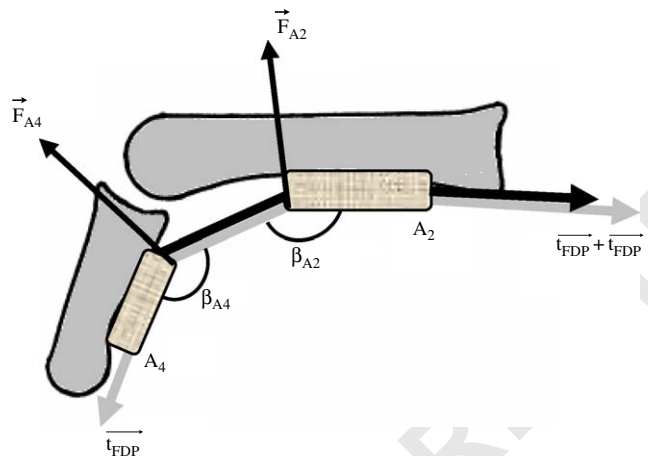


Fig. 5. Finger pulley model. Calculation of the force acting on A2 (F_{A2}) or A4 (F_{A4}) pulley depends both on the angle between the pulley and tendon (β_{A2} or β_{A4}) and on the tension of FDP and FDS tendons.

All comparisons were made on the data by mean subject result ($n = 6$). The level of significance was set at $p < 0.05$ for all statistical analysis.

3. Results

3.1. External forces and moments

The mean external fingertip force was 95.6 N (26.4) in the crimp grip and 97 N (21.8) in the slope grip (Table 1). No significant difference was observed ($t = -0.35$, $p = 0.74$). The mean external moment for the DIP joint was -1.21 Nm (0.05) in the crimp grip and -1.13 Nm (0.23) in the slope grip. No significant difference was observed ($t = -0.82$, $p = 0.44$). The mean external moment for the PIP joint was -4.1 Nm (1.23) in the crimp grip and -3.38 Nm (1.09) in the slope grip. These values were statistically different ($t = -4.42$, $p < 0.05$).

Table 2
Estimates of the passive moment for the DIP joint (Mz_{passif}) in each subject

Subject	Mz_{passif}	
	N.m	% $Mz_{FextDIP}$
1	0.26	24.5 (3.6)
2	0.11	15.6 (0.5)
3	0.25	16.0 (0.4)
4	0.28	18.4 (1.3)
5	0.26	21.0 (0.5)
6	0.38	37.6 (2.6)
Mean	0.26(0.08)	22.2 (8.2)

Values were expressed in Nm and in percentage of DIP external moment ($\%Mz_{FextDIP}$).

Table 1
Fingertip force (F_{ext} , N) and external moments (Nm) for the DIP ($Mz_{FextDIP}$) and PIP ($Mz_{FextPIP}$) joints in both crimp and slope grips

Subject	F_{ext}		$Mz_{FextDIP}$		$Mz_{FextPIP}$	
	Crimp	Slope	Crimp	Slope	Crimp	Slope
1	86.0 (12.7)	100.1 (10.1)	-1.07 (0.16)	-1.14 (0.12)	-5.35 (0.14)	-4.96 (0.14)
2	58.1 (12.5)	68.3 (2.4)	-0.75 (0.15)	-0.89 (0.04)	-2.28 (0.38)	-2.14 (0.15)
3	126.9 (3.8)	119.1 (4.0)	-1.58 (0.05)	-1.08 (0.02)	-3.52 (0.55)	-2.63 (0.34)
4	121.4 (8.8)	123.5 (6.9)	-1.55 (0.11)	-1.56 (0.08)	-5.53 (0.51)	-4.30 (0.36)
5	102.8 (2.4)	92.3 (3.5)	-1.26 (0.03)	-1.09 (0.11)	-4.32 (0.26)	-3.57 (0.01)
6	78.6 (5.6)	78.9 (10.2)	-1.01 (0.07)	-1.01 (0.14)	-3.61 (0.24)	-2.69 (0.42)
Mean	95.6 (26.4)	97.0 (21.8)	-1.21 (0.05)	-1.13 (0.23)	-4.10 (1.23)*	-3.38 (1.09)

*Indicates a significant difference between the crimp and the slope grips ($p < 0.05$).

3.2. Passive moment for the DIP joint

A representative DIP joint external moment/FDP-RMS graph from one subject during the crimp grip is displayed in Fig. 3. Data for each subject was reported in Table 2. The values ranged from 0.11 to 0.38 Nm for all subjects. The mean value was 0.26 Nm (0.08) which accounted for 22.2% (8.2) of the external moment for the DIP joint.

3.3. Tendon tensions

The tensions of the extrinsic muscle tendons (i.e. FDP, FDS, and EDC muscles) and of the intrinsic muscles (i.e. UI, RI, and LU muscles) are, respectively, presented in Tables 3 and 4 and illustrated in Fig. 6.

The FDP tendon tension ranged from 159 to 373 N in the crimp grip (mean: 257.5 N (81.2)) and from 140 to 236 N in the slope grip (mean: 189.8 N (37.7)). The FDS tendon tension ranged from 83 to 260 N in the crimp grip (mean: 147.6 N (60.5)) and from 107 to 458 N in the slope grip (mean: 214.8 N (128.8)). The mean EDC tendon tension was 40.7 N (71.2) in the crimp and 30.3 N (41.3) in the slope grip. It should be noted that EDC

tendon tension was set at zero for four subjects in the crimp grip and for two subjects in the slope grip.

Concerning the intrinsic muscles of the hand, the mean UI tension was 50.9 N (28.4) in the crimp grip and 61.9 N (82.3) in the slope grip. The mean RI tension was 29.3 N (21.3) in the crimp grip and 36.6 N (63.2) in the slope grip. Tendon tension was calculated at zero for the LU muscle, in both grip techniques.

3.4. A2 and A4 pulley forces

The estimated forces acting on pulleys are reported in Table 5 and Fig. 6. The mean force acting on A2 pulley was 254.8 N (87.2) in the crimp grip and 8.1 N (5.7) in the slope grip. The mean force on A4 pulley was 220.9 N (116.2) in the crimp grip and 57.4 N (22.8) in the slope grip.

The A2 force-fingertip force ratio was 2.7 (0.8) in the crimp grip and 0.1 (0.1) in the slope grip. The statistical analysis showed a significant difference ($t = 9.26$, $p < 0.05$). Concerning the A4 pulley, A4 force-fingertip force ratio was 2.4 (1.2) in the crimp grip and 0.6 (0.2) in the slope grip. These values were statistically different ($t = 3.73$, $p < 0.05$).

Table 3
Estimated tendon tensions (N) in FDP (t_{FDP}), FDS (t_{FDS}), and EDC (t_{EDC}) tendons

Subject	t_{FDP}		t_{FDS}		t_{EDC}	
	Crimp	Slope	Crimp	Slope	Crimp	Slope
1	226.0 (45.0)	190.7 (19.6)	112.1 (7.4)	107.4 (18.8)	0	86.6 (6.0)
2	186.5 (52.9)	140.3 (11.0)	83.6 (58.1)	165.6 (29.3)	70.4 (61.2)	79.5 (27.9)
3	373.1 (13.4)	214.5 (4.9)	134.8 (2.3)	458.0 (16.7)	0	0
4	312.6 (33.6)	236.1 (18.3)	144.7 (43.1)	249.5 (20.5)	0	1.3 (2.2)
5	287.5 (17.6)	207.7 (17.5)	260.6 (72.9)	179.1 (85.5)	174.2 (109.3)	0
6	159.2 (22.8)	149.7 (17.5)	149.9 (8.1)	129.2 (23.6)	0	14.3 (9.5)
Mean	257.5 (81.2)	189.8 (37.7)	147.6 (60.5)	214.8 (128.8)	40.7 (71.2)	30.3 (41.3)

Table 4
Estimated tendon tensions (N) in LU (t_{LU}), UI (t_{UI}), and RI (t_{RI}), intrinsic muscles

Subject	t_{LU}		t_{UI}		t_{RI}	
	Crimp	Slope	Crimp	Slope	Crimp	Slope
1	0	0	67.5 (13.0)	7.2 (2.3)	44.2 (10.8)	0
2	0	0	26.0 (37.7)	8.4 (1.4)	17.6 (30.5)	0
3	0	0	54.7 (11.04)	220.3 (10.5)	25.0 (9.4)	159.1 (8.6)
4	0	0	93.3 (30.05)	40.2 (16.3)	61.5 (29.7)	9.6 (12.3)
5	0	0	14.22 (7.0)	80.2 (1.2)	0	51.0 (3.7)
6	0	0	49.8 (6.9)	82.4 (3.7)	27.4 (6.4)	0
Mean	0	0	50.9 (28.4)	61.9 (82.3)	29.3 (21.3)	36.6 (63.2)

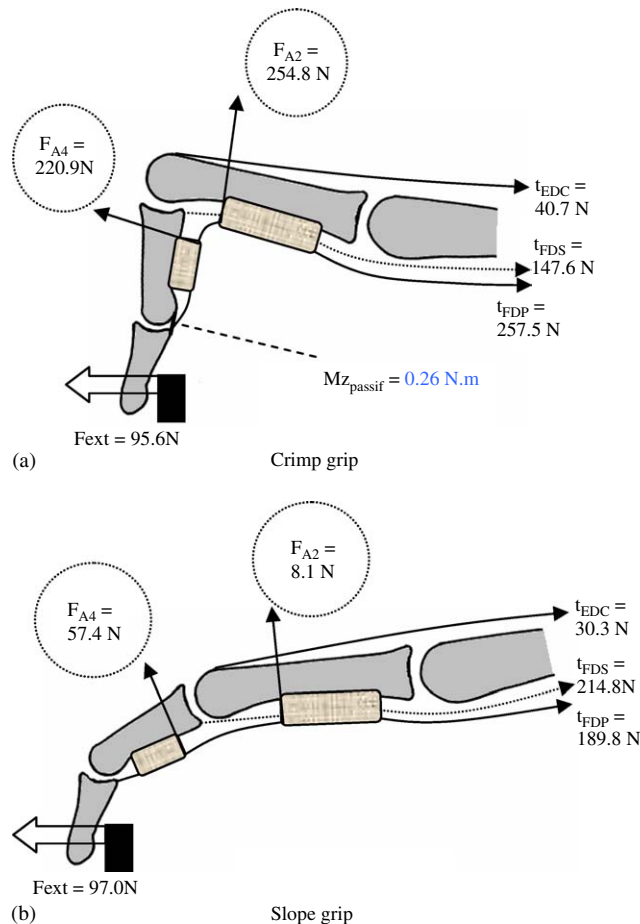


Fig. 6. Mean estimated tendon tensions and mean forces acting on A2 (F_{A2}) and A4 (F_{A4}) pulleys in the crimp grip (a) and in the slope grip (b). The intrinsic muscles were not presented to make the chart clearer.

Table 5
Forces (N) acting on A4 (F_{A4}) and A2 (F_{A2}) finger pulleys

Subject	F_{A4}		F_{A2}	
	Crimp	Slope	Crimp	Slope
1	183.5 (36.5)	56.7 (5.9)	217.6 (33.7)	3.17 (0.4)
2	197.3 (128.4)	19.0 (1.6)	190.0 (61.8)	16.7 (4.8)
3	302.9 (10.9)	63.8 (1.4)	327.0 (10.1)	7.2 (0.2)
4	183.2 (6.2)	66.9 (8.4)	212.6 (27.6)	6.2 (0.8)
5	398.4 (55.9)	87.9 (39.7)	397.6 (79.9)	13.0 (12.5)
6	60.1 (27.4)	49.9 (7.2)	183.9 (15.5)	2.0 (0.3)
Mean	220.9 (116.2)*	57.4 (22.8)	254.8 (87.2)*	8.1 (5.7)

*Indicates a significant difference between the crimp and the slope grips ($p < 0.05$).

4. Discussion

The current study was carried out in order to estimate tendon tensions and forces on pulleys when climbers grip a hold using various techniques.

The external fingertip force analysis indicates that grip techniques do not affect the external force magnitude. This result correlates to previous investigations (Quaine et al., 2003; Quaine and Vigouroux, 2004) and suggests using the slope grip preferentially to reduce risks of injury. However, the voluntary isometric one finger contraction described does not exactly simulate holding a grip during rock climbing, since the beginning eccentric contraction prior stabilisation of the hand is avoided. Therefore, the fingertip force may be superior during climbing since it results from the sum of the muscle forces and the friction forces due to the eccentric movement. Our results show that there was a passive moment for the DIP joint in the crimp grip with hyperextension of the distal joint, in all subjects. The magnitude of this moment was estimated at a quarter of the external moment. This moment is thus considerable and its involvement in the moment equilibrium equation for the DIP joint is essential, otherwise, the FDP tension will be overestimated. Concordant results have already been published in patients undergoing open carpal tunnel surgery with a gradually increasing fingertip force from 0 to 10 N (Dennerlein et al., 1998), but no quantitative data was presented.

Tendon tension estimations showed that the muscles were differently involved in the crimp or the slope grip. In the crimp grip, the tension in the FDP tendon was 60% higher than that of the FDS, whereas, in the slope grip it represented less than 90% of the FDS tension. Nevertheless, these results remain restricted to the testing set-up using a small ledge for the distal phalanx only. Further studies considering a bigger slope grip where the middle or the proximal phalanx is in contact with the hold should be performed. The FDP-to-FDS tendon-force ratio was 1.75:1 in the crimp grip and 0.88:1 in the slope grip. This means that the FDP is the prime finger flexor in the crimp grip, whereas the tensions are equally distributed between FDS and FDP tendons in the slope grip. In the crimp grip, the FDP-to-FDS tendon-force ratio needs to be included appropriately when determining the forces acting on the pulley system, especially for the A2 pulley (Roloff et al., 2005). However, the tendon-force ratio values used in the literature range from 1:1 to 3:1. We recommend using a ratio of 1.75:1 to accurately mimic load bearing as in rock climbing.

Our analysis shows that the forces acting on the pulleys are different in the crimp or the slope grip. The forces on the A2 pulley are 36 times lower in the slope grip than in the crimp grip, while the forces acting on the A4 pulley are 4 times lower. This correlates to clinical observations that ruptures of the pulley system are usually associated to the crimp grip (Bollen, 1990; Schöffl et al., 2003). In the crimp grip, we showed that the forces acting on pulleys were similar to the ones recorded by Marco et al. (1998). When comparing these

forces with those reported by Lin et al. (1990), the A4 pulley is close to its maximal resistance while the A2 pulley can easily stand the exerted forces. This is in accordance with various studies which reported that the A4 pulley rupture occurs first (Marco et al., 1998; Warne and Brooks, 2000). Finally, Schweizer (2001) reported that at 25% of maximum strength in flexion, the A2 pulley load was 3 times superior to the force applied at the fingertip. Our results confirm this ratio for maximal fingertip force production.

A limitation of our model was that it did not include the effects of the A3 pulley. However, the restraining function of the A3 pulley is negligible on the basis of its high compliance compared to the A2 and A4 pulleys (Zhao et al., 2000; Roloff et al., 2005). Moreover, there may be some limits with the method proposed to assess the passive moment associated to the EMG signals. The probability of making a Type II error is evident with a threshold set at 3 SD from baseline activity. This Type II error indicates a failure to detect EMG activity when it is present, resulting in the possible underestimation of the FDP tension and in the subsequent overestimation of the FDS tension.

In conclusion, the present static biomechanical model of the finger yields satisfactory data on tensions applied in tendons and pulleys for activities involving a high risk of pulley rupture, such as sport climbing. The results for the DIP external moment and FDP-EMG relationship reveals the importance of considering the passive moment for the DIP joint equilibrium in order to accurately estimate the tension in FDP and FDS muscle tendons. Our analysis shows that the pattern of tendon tension distribution is largely due to the grip technique. The forces on the pulleys are particularly lower in the slope grip than in the crimp grip. Finally, data improves the knowledge about finger pulley injuries in sport climbing and are crucial for the clinicians and surgeons.

Acknowledgements

The authors wish to thank the University Joseph Fourier for the financial support of this research (BQR-UJF, 2004). Authors also thank Mr. P.E. Colle and Mr D. Amarantini for their assistance.

References

An, K.N., Chao, E.Y., Cooney, W.P., Linscheid, R.N., 1979. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics* 12, 775–788.

An, K.N., Ueba, Y., Chao, E.Y., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., 1983. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of Biomechanics* 16, 419–425.

Bollen, S.R., 1990. Injury to the A2 pulley in rock climbers. *Journal of Hand Surgery-British Volume* 15, 268–270.

Bollen, S.R., Gunson, C.K., 1990. Hand injuries in competition climbers. *British Journal of Sports Medicine* 24, 16–18.

Brook, N., Mizrahi, J., Shoam, M., Dayan, J., 1995. A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical Engineering and Physics* 17, 54–63.

Burgar, C.G., Valero-Cuevas, F.J., Hentz, V.R., 1998. Fine-wire electromyographic recording during force generation. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 76, 494–501.

Chao, E.Y., An, K.N., 1978. Graphical interpretation of the solution to the redundant problem in biomechanics. *Journal of Biomechanics* 100, 159–167.

Chao, E.Y., An, K.N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., 1989. *Biomechanics of the Hand*. World scientific, Singapore.

Dennerlein, J.T., Diao, E., Mote, C.D., Rempel, D.M., 1998. Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *Journal of Biomechanics* 31, 295–301.

Doyle, J.R., 1989. Anatomy of the flexor tendon sheath and pulley system: a current review. *Journal of Hand Surgery* 14A, 349–351.

Garcia-Elias, M., An, K.N., Berglund, L.J., Linshield, R.L., Cooney, W.P., Chao, E.Y., 1991. Extensor mechanism of the finger. I. A quantitative geometric study. *Hand Surgery* 16, 1130–1136.

Hodges, P.W., Bui, B.H., 1996. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 101, 511–519.

Hume, E.L., Hutchinson, D.T., Jaeger, S.A., Hunter, J.M., 1991. Biomechanics of pulley reconstruction. *Journal of Hand Surgery-American Volume* 16, 722–730.

Landsmeer, J., 1961. Study in the anatomy of articulation 1. The equilibrium of the intercalated bone. *Acta Morphologica Neerlando-Scandinavica* 3, 287–303.

Leijnse, J.N., 1998. A method and device for measuring force transfers between the deep flexors in the musician's hand. *Journal of Biomechanics* 31, 773–779.

Lin, G.T., Cooney, W.P., Amadio, P.C., An, K.N., 1990. Mechanical properties of human pulleys. *Journal of Hand Surgery* 4, 429–434.

Lippold, O.C.J., 1952. The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *Journal of physiology* 117, 492–499.

Long, C., Brown, M.E., 1964. Electromyographic kinesiology of the hand. Muscles moving the long finger. *Journal of bone and joint surgery* 46, 1683–1706.

Marco, R.A., Sharkey, N.A., Smith, T.S., Zissimos, A.G., 1998. Pathomechanics of closed Rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 80, 1012–1019.

Minami, A., An, K.N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., Chao, E.Y., 1985. Ligament stability of the MCP joint: a biomechanical study. *Journal of Biomechanics* 29, 255–260.

Mommersteeg, T.J.A., Blankevoort, L., Huiskes, R., Kooloos, J.G.M., Kauer, J.M.G., 1996. Characterization of the mechanical behaviour of human knee ligaments: a numerical-experimental approach. *Journal of Biomechanics* 29, 151–160.

Quaine, F., Vigouroux, L., 2004. Maximal resultant four fingertip force and fatigue of the extrinsic muscles of the hand in different sport climbing finger grips. *International Journal of Sport Medicine* 25, 634–637.

Quaine, F., Vigouroux, L., Martin, L., 2003. Finger flexors fatigue in trained rock-climbers and untrained sedentary subjects. *International Journal of Sport Medicine* 24, 424–427.

Reilly, K.T., Schieber, M.H., 2003. Incomplete subdivision of the human multitendoned finger muscle flexor digitorum profundus: an electromyographic study. *Journal of Neurophysiology* 90, 2560–2570.

- 1 Roloff, I., Schöffl, V.R., Vigouroux, L., Quaine, F., 2005. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the pulley system. *Journal of Biomechanics*, in press.
- 3 Rooks, M., 1997. Rock climbing injuries. *Sports Medicine* 23, 261–270.
- 5 Sancho-Bru, J.L., Perez-Gonzalez, A., Vergara-Monedero, M., Giurintan, D.J., 2001. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics* 34, 1491–1500.
- 7 Schöffl, V.R., Hochholzer, T., Winkelmann, H.P., Strecker, W., 2003. Pulley injuries in rock climbers. *Wilderness and Environmental Medicine* 14, 38–43.
- 9 Schweizer, A., 2001. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *Journal of Biomechanics* 34, 217–223.
- 11 Schweizer, A., Franck, O., Ochsner, P.E., Jacob, H.A.C., 2003. Friction between human finger flexor tendons and pulleys at high loads. *Journal of Biomechanics* 36, 63–71.
- 13 Valero-Cuevas, F.J., Zajac, F.E., Burgar, C.G., 1998. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics* 31, 693–703.
- 17 Warne, W.J., Brooks, D., 2000. The effect of circumferential taping on flexor tendon pulley failure in rock climbers. *American Journal of Sports Medicine* 5, 674–678.
- 19 Watts, P.B., Drobish, K.M., 1998. Physiological responses to simulated rock climbing at different angles. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30, 1118–1122.
- 21 Weightman, B., Amis, A.A., 1982. Finger joint force predictions related to design of joint replacements. *Journal of Biomedical Engineering* 4, 197–205.
- 23 Zhao, C.F., Amadio, P.C., Berglund, L., An, K.N., 2000. The A3 pulley. *Journal of Hand Surgery* 25A, 270–276.
- 25
- 27

UNCORRECTED PROOF

Annexe B

Roloff, I., Schöffl, V.R., **Vigouroux, L.**, Quaine, F., 2005. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the pulley system. *Journal of Biomechanics*, Sous presse.



Biomechanical model for the determination of the forces acting on the finger pulley system

Isabelle Roloff^{a,*}, Volker Rainer Schöffl^b, Laurent Vigouroux^c, Franck Quaine^c

^a*Institute of Medical Physics, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Marienplatz 4, 96050 Bamberg, Germany*

^b*Department of Trauma and Orthopaedic Surgery, Klinikum Bamberg, Teaching Hospital Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Marienplatz 4, 96050 Bamberg, Germany*

^c*Laboratoire Sport et Performance Motrice, Université Joseph Fourier, Grenoble, Marienplatz 4, 96050 Bamberg, Germany*

Accepted 23 January 2005

Abstract

A mathematical model proposed by Hume et al., 1991. *Journal of Hand Surgery-American* Volume 16, 722–730 for the determination of the forces acting on the A2 and A4 pulley was used. The parameters necessary for this determination include the angle of flexion, the positioning of the pulley with respect to the centre of rotation in the proximal interphalangeal joint (PIP), the relative mismatch between bone and tendon width at the location of the respective pulleys as well as the tendon height at this position. This model was further developed to include the stiffness of the respective pulley, as well as the fact, that there are two flexor tendons of which only one passes through both pulleys. Each parameter was then evaluated using a sensitivity analysis proposed by Fasham et al., 1990. *Journal of Marine Research* 48, 591–639 in order to determine their relative importance for the outcome of the model. The most important parameter proved to be the positioning of the pulley with respect to the centre of rotation in the PIP joint. This observation enabled us to give the best possible placement for a pulley graft after pulley rupture.

© 2005 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Rock climbing; Biomechanics; Pulley; Flexor tendon; Biomechanical model

1. Introduction

Rock climbing is a sport in which the fingers and the hand are more solicited than in any other sport thus leading to completely new pathologies which are typical for the rock climbers hand. The most common injury encountered in this context is the pulley injury (Bollen, 1990; Schöffl et al., 2003a, b).

The main function of the finger flexor pulley system is to maintain the flexor tendons close to the bone, thus converting translation and force developed in the flexor muscle-tendon unit into rotation and torque at the finger joints. A loss of one or several of the pulleys will cause bowstringing which leads to a loss of strength and a decreased range of motion (Marco et al., 1998). These

deficits are a function of the specific pulley or pulleys being ruptured. The A2 and A4 pulleys are believed to be the most important ones in preventing bowstringing and thus ensuring optimal force transmission (Bollen, 1990; Bowers et al., 1980; Manske and Lesker, 1977; Marco et al., 1998; Tropet et al., 1990). Following a lesion to the pulley system, which occurs especially when applying high stress on the fingers as in rock climbing (Schöffl et al., 2004a–d) pulley reconstruction may be required (Gabl et al., 2000; Moutet, 2003; Schöffl et al., 2003a, b; 2004a–d). In such a case, the central interest of the surgeon is to reconstruct the pulley in such a way, that the forces, which will later be applied on the system, are minimal. We hypothesize that the optimal positioning for pulley reconstruction would be the position in which the forces acting on both pulleys are equal. Such an equidistribution of the forces acting on both pulleys are equal. Such an equidistribution of the forces is

*Corresponding author. Tel.: +49 9512 081229.

E-mail address: isabelle.roloff@imp.uni-erlangen.de (I. Roloff).

indicated since both pulleys are about equally strong (Lin et al., 1990; Manske and Lesker, 1977) and can thus withstand the same strains. Additionally the positioning of one pulley will not only influence the forces acting on the concerned pulley but also the forces acting on the other pulley (Hume et al., 1991). Such a distribution of the forces is necessary in order to counteract the high forces encountered in activities like rock climbing. The aim of the current study was to determine this optimal positioning. In order to evaluate the forces acting on the pulley system and to determine the various factors influencing these forces, we used a mathematical model proposed by Hume et al. (1991) in which two anatomical observations were included mathematically. One anatomical observation is that the pulley deflects the tendon at the point of contact and that the force acting on the pulley is thus a function of the angle between the tendon and the pulley. The second anatomical observation is that a relative mismatch between the width of the phalanx and the width of the tendons at the end of the pulley will lead to differences in the resulting forces acting on the pulley walls. We developed the model further, by including the stiffness of the pulleys concerned with data proposed by Lin et al. (1990) and by including the fact that there are two flexor tendons in the finger of which one, the flexor digitorum superficialis (FDS), does not pass through the A4 pulley (Moutet, 2003). We chose a predetermined set of parameters as final result and then varied every parameter included in the model within physiological limits and were thus able to evaluate the impact of each parameter on the final results with a sensitivity analysis proposed by Fasham et al. (1990). The parameters included the relation of the tension developed in the tendon of the FDS muscle over the tension developed in the tendon of the flexor digitalis profundus muscle (FDP), the stiffness of the A2 and the A4 pulley respectively, the angle of flexion in PIP, which is the angle between the medial phalanx and the proximal phalanx, the relative mismatch between tendon and bone width as well as the tendon height at the position of the respective pulley and finally the positioning of the A2 and A4 pulley with respect to the centre of rotation in PIP. This approach allowed us to evaluate the relative influence of each of these parameters on the forces acting on the pulleys in order to determine which of these parameters has to be included for the determination of an optimal positioning (as defined above) when reconstructing one or more ruptured pulleys.

2. Material and methods

2.1. Biomechanical model of the pulley system

We considered a single joint with two pulleys of which one was placed proximal and the other distal to the

proximal interphalangeal joint (PIP). Two tendons were included in the model, the FDS which passes only through the A2 pulley and the FDP tendon which passes through both of the pulleys. The articulation was assumed to be frictionless and to have a single axis of rotation in flexion/extension. The assumption that the joints are frictionless and can therefore be neglected is widely applied (Hume et al., 1991; Schweizer et al., 2003) and can be assumed to be of such a minor importance that this parameter will not influence the outcome of the model. Concerning the rotation axis, the assumption, that the PIP joint only has one single rotation axis is acceptable since the PIP joint is considered to be a hinge joint as a consequence of the shape of the articulating bone surfaces and the arrangement of the concerned ligaments and muscles. We developed the equilibrium equations in static conditions. In such conditions the friction between tendon and pulley interface can be neglected and will not influence the results of the model. Friction only becomes important for eccentric versus concentric movement (Schweizer et al., 2003). The equilibrium equation for static conditions states that:

$$\sum \vec{F} = \vec{0} \quad (1)$$

and

$$\sum \vec{M} = \vec{0} \quad (2)$$

in the sagittal plane (Fig. 1), Eq. (1) gives

$$F_p = 2F_t \cos\left(\frac{\beta}{2}\right), \quad (3)$$

where F_p represents the force acting on the A2 or the A4 pulley, F_t represents the tendon tension (FDP for A4 and FDS + FDP for A2) and β stands for the angle between the pulley and the tendon.

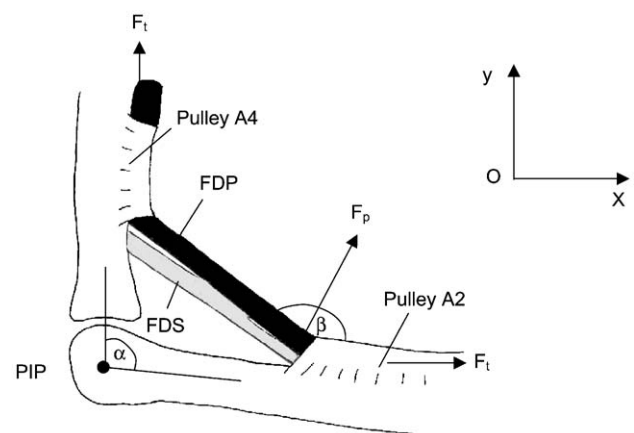


Fig. 1. The two pulleys A2 and A4 deflecting the course taken by the two tendons (FDP and FDS) with the angle of deflection β and the tension in the two tendons F_t and the resultant force acting on the two pulleys F_p in the sagittal plane for the PIP joint.

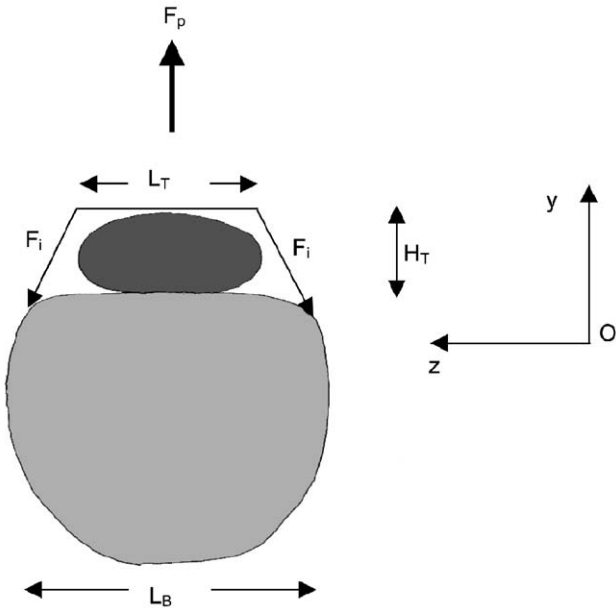


Fig. 2. The forces acting on the pulley insertion (F_i) in the frontal plane with the parameter bone and tendon width (L_B and L_T , respectively) as well as tendon height (H_T).

Developed in a frontal plane, Eq. (1) leads to the following (Fig. 2):

$$F_i = F_p \left(1 + \left(\frac{L_B - L_T}{2 * H_T} \right)^2 \right)^{1/2}, \quad (4)$$

where F_i represents the force acting on the pulley insertion, L_B and L_T represent the width of the bone and the tendon, respectively, and H_T represents the tendon height, defined as the distance from the bone to the base of the pulley. For the tendon height at the A2 pulley as well as for the tendon width, we considered the two tendons as being one tendon made up of FDP and FDS.

2.2. Sensitivity analysis

For the evaluation of the sensitivity of the involved parameters, we adopted a procedure proposed by [Fasham et al. \(1990\)](#) in which the sensitivity of each parameter was tested in turn by running a standard case with the parameter altered, first to a higher and then a lower value. The choice of upper and lower values was based, where possible, on knowledge of the literature and if such information was not available, the values were chosen on knowledge of the likely range of the parameter in question. The effect of a given parameter, p , was quantified by calculating a normalized sensitivity, $S(p)$, defined as

$$S(p) = \left(\frac{E(p) - E_S}{E_S} \right) / \left(\frac{p - p_S}{p_S} \right), \quad (5)$$

where E_S is the value of the force acting on the A2 and the A4 pulley, respectively, for the standard case with the parameter value p_S , and $E(p)$ is the value for the case when the parameter is given the value p . This index measures the fractional change in the statistic for a fractional change in the parameter. The results give an estimate of how much the force acting on the A2 or A4 pulley will be altered by a different value for each parameter.

2.3. Parameter choice for the sensitivity analysis

The parameters with the respective literature are listed in [Table 1](#) and their values as well as the range for the sensitivity analysis in [Table 2](#).

2.3.1. Tendon tension

Since we included two tendons in our model of which one, the FDS does not pass through the A4 pulley we tested the sensitivity of the relation of the two. We assumed a distribution of FDS:FDP for the standard case of 1:3 with a tension in FDS of 85 N and in FDP of 256 N, as proposed by [Marco et al. \(1998\)](#). [Harding et al. \(1993\)](#) developed a model for calculating the respective tensions in the tendons implied in piano play for different finger postures and observed that the relation of FDS:FDP could vary from 10 to 1:10 depending on the optimization procedure being applied. We therefore varied the relation of FDS:FDP within these limits. If the sensitivity analysis is to be varied from 1:10 to 10:1, setting the tension in FDP to 256 N, the tension in FDS would need to be varied from 25.6 (equalling 1/10 of 256 N) to 2560 N (equalling ten times 256 N). Such a high force is non-physiologic for this tendon and we thus performed the sensitivity test for the ration of FDS:FDP with the tension in FDP set to 60 N and then varied the tension in FDS from 6 to 600 N. The sensitivity test for the other parameters as well as the standard run however were performed with the tension in FDP set to 256 N and in FDS to 85 N.

2.3.2. Stiffness

We included the stiffness of the two pulleys in the calculation of the forces acting on the respective pulleys. In order to include this observation in our model we included an algorithm in which the force acting on the pulley as well as its effect on the positioning of the pulley is being calculated. First, the force acting on the pulley is being determined, allowing the calculation of the new positioning of the pulley as a consequence of stretching. The new position is then being used to determine the force acting on the pulley. This procedure is repeated until the force acting on the pulley changes less than 0.01 N between one loop and the next. The values for the stiffness are taken from [Lin et al. \(1990\)](#) and the parameter has been changed down to values observed

Table 1
The model parameters

Parameter	Symbol	Value	Source
FDS:FDP	—	85 N/256 N	Marco et al. (1998) Harding et al. (1993)
Stiffness A2	—	1617.8 N/cm	Lin et al. (1990)
Stiffness A4	—	1762.8 N/cm	Lin et al. (1990)
Angle of flexion	α	45°	
Positioning A2	—	0.31 * length of phalanx	Doyle (1988)
Positioning A4	—	0.23 * length of phalanx	Doyle (1988)
Bone width–Tendon width	L_B-L_T	0.5 cm (A2) 0.4 cm (A4)	Ultrasound
Tendon height	H_T	0.52 cm (A2) 0.65 cm (A4)	Ultrasound

Table 2
Normalized parameter sensitivity of the forces acting on the A2 and A4 pulley, respectively, for each parameter (see text for definitions)

Parameter	Standard value	Parameter range	Normalized A2	Sensitivity A4
FDS:FDP	1	0.1; 10.0	0.2; 0.2	0.004; 0.004
Stiffness A2	1617.8 N/cm	1000; 2200	0.06; 0.03	−0.02; −0.01
Stiffness A4	1762.8 N/cm	1000; 2400	−0.03; −0.01	0.02; 0.01
Angle of flexion	90°	45°; 180°	−3.0; −1.8	−3.0; −3.1
Positioning A2	0.312	0.05; 1.0	−2.4; −0.3	1.1; 0.2
Positioning A4	0.23	0.05; 1.0	1.6; 0.7	−1.9; −0.2
Bone width–Tendon width	0.5 (A2); 0.4 (A4)	0.1; 1.5	0.48; 0.64	0.64; 0.60
Tendon height	0.52 (A2); 0.65 (A4)	0.1; 1.0	−0.39; −0.34	−0.42; −0.34

for other pulleys (Lin et al., 1990) and then up by the same amount.

2.3.3. Joint flexion

For the angle of flexion (α) (Fig. 1) we varied between total extension (180° of flexion) and a flexion of 90°, taking 135° as a standard for this run, whereas 90° of flexion were chosen for the other parameter tests. These angles correspond to typical hand positions in climbing: in the crimp grip position, the PIP joints are flexed from 90° to 80° and in the slope grip position the PIP joints are fully extended or flexed just slightly (Schweizer, 2001).

2.3.4. A2 and A4 positioning

The opinions about the exact positioning of the A2 and A4 pulleys vary between different authors and are not very concise. For the A2 pulley we chose a distance from the centre of rotation of PIP of 1/3 which is in congruence with the findings of several authors (Doyle, 1988; Hauger et al., 2000; Walbeehm and McGruther, 1995). Hauger et al. (2000) are the only authors stating the positioning of the A4 pulley, which is situated in the midportion of the intermediate phalanx. We therefore chose a distance of 1/4 of the intermediate phalanx from the centre of rotation of PIP for the standard runs. The

variation of the pulley positioning from the centre of rotation was then varied from 1/20 to on times the total length of the respective phalanx.

2.3.5. Tendon and bone width

There was no literature regarding the relative mismatch between the bone width and the tendon width nor regarding the tendon height of either FDS or FDP. We thus performed an ultrasound examination of five male climbers of which X-rays were at hand (age: 34.6 ± 5.5 y), years of climbing: 10.4 ± 4.56 , average climbing difficulty: 9.3 ± 0.7 in metric values as proposed by Schöffl et al. (2003a, b), in order to determine these parameters. The X-rays came from earlier examinations and the ultrasound examination was performed on a Hitachi 8500 (Hitachi Medical Systems, Unterschleißheim, Germany). All X-ray- and ultrasound-examinations were evaluated by the same researcher. The subjects placed their hands in a water filled basin which was large enough to accommodate the whole hand in a stretched out position. We then determined the end of the respective pulley in direction of the PIP articulation and evaluated the position from the centre of rotation, then marking this position using a skin pen and then determining at this exact position the tendon height and width in the frontal plane. We found an average

difference between bone and tendon width of $0.15\text{ cm} \pm 0.05$ for the proximal phalanx (PP) at the distal end of the A2 pulley and an average difference between bone and tendon width of $0.12\text{ cm} \pm 0.02$ for the intermediate phalanx (MP) at the proximal end of the A4 pulley. The tendon height measured $0.65\text{ cm} (\pm 0.03)$ at the distal end of the A2 pulley and $0.55\text{ cm} (\pm 0.04)$ at the proximal end of the A4 pulley. We therefore chose these values for the standard run and then varied within reasonable limits that were chosen to be higher than the observed standard deviation in order to include even greater inter-individual variation.

3. Results

3.1. Tendon tension

Fig. 3 represents the effect of including a second tendon for the calculation of the forces acting on the pulley system. When varying the relation of the forces developed in these two tendons, the force acting on the A2 pulley rises from 20.7 to 174.3 N in a linear fashion ($R^2 = 0.998$) with a slope of 15.5, whereas the force acting on the A4 pulley stays mainly constant starting with 38.1 N and going up to 40.5 N thus resulting in a slope of 0.24 ($R^2 = 0.998$) (Fig. 3). The sensitivity analysis (Table 2) for this parameter reflects the linear form of this parameter because varying the parameter to a higher or lower value results in the same normalized sensitivity of 0.2 for the A2 pulley and 0.04 for the A4 pulley. Additionally the fact that both normalized sensitivity for both pulleys are positive reflects the rising nature of each line representing the influence of this parameter on the forces acting on the respective pulley.

3.2. Stiffness

The stiffness of each pulley had a normalized sensitivity of less than 0.1. Furthermore it can be

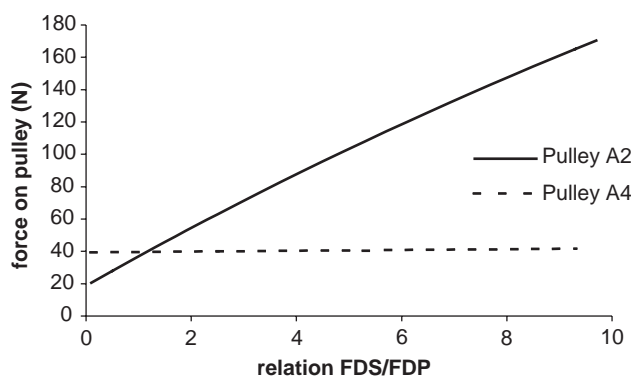


Fig. 3. Forces acting on the A2 and A4 pulley, respectively, when varying the relation between the tension developed in FDS and the tension developed in FDP.

observed, that when varying the stiffness of one pulley the normalized sensitivity of these pulley is positive whereas the opposite is true for the other pulley.

3.3. Joint flexion

The angle of flexion in the PIP joint had a much higher normalized sensitivity than the parameter representing the stiffness of each pulley (Table 2), with values between -1.8 and -3.1 . All values were negative.

3.4. A2 and A4 positioning

For the normalized sensitivity of the positioning of the A2 and A4 pulley with respect to the centre of rotation in PIP, the same observation as for the stiffness of the pulleys can be made, namely that if the sensitivity for one pulley is positive for one stiffness, it is negative for the other (Table 2). The values are high, ranging from -2.4 and 1.6 . The graph representing the influence of the positioning of the A2 pulley with respect to the centre of rotation in PIP on the force developed on each pulley is presented in Fig. 4. When the pulley is positioned as close as possible (0.1 times the length of PP) to the centre of rotation in PIP, the force on the A2 pulley is maximal with 335 N and then decreases in a non-linear form to 39 N at a distance of the total length of the proximal phalanx. At the same time, the force acting on the A4 pulley increases from 20.4 to 277.5 N for the same values for the distance of A2 from the centre of rotation in PIP, thus leading to an intersection of both curves at a distance of 0.22 times the length of the phalanx. The force acting on both pulleys at this point is equal to 157 N. When considering the graph representing the influence of the distance from the A4 pulley from the centre of rotation in PIP, the same phenomenon can be observed but with opposite directions. Whereas the force acting on the A2 pulley

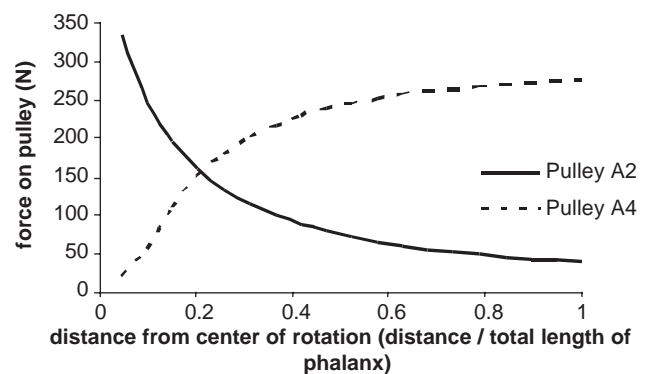


Fig. 4. Forces acting on the A2 and A4 pulley, respectively, when varying the distance (distance from centre of rotation divided by the total length of the proximal phalanx) from the A2 pulley from the centre of rotation of PIP.

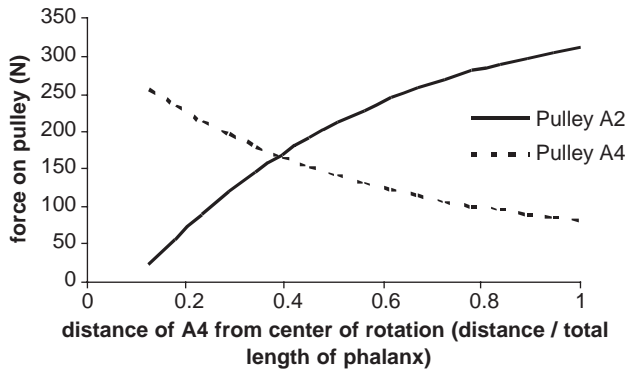


Fig. 5. Forces acting on the A2 and A4 pulley, respectively, when varying the distance (distance from centre of rotation divided by the total length of the intermediate phalanx) from the A4 pulley from the centre of rotation of PIP.

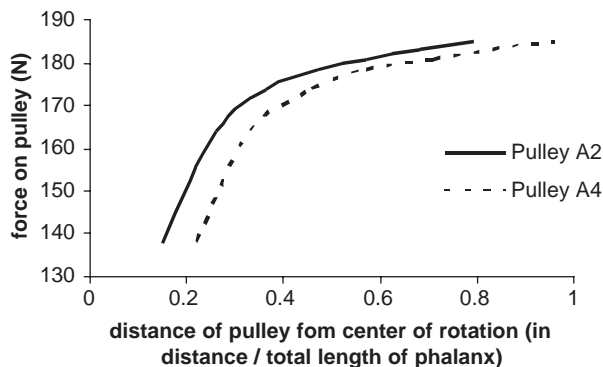


Fig. 6. Forces acting on the A2 and A4 pulleys, respectively, for a positioning in which the forces on the two pulleys are equally distributed between the two.

increases from 23 to 312.7 N with increasing distance of the A4 pulley from the centre of rotation in PIP, the force acting on the A4 pulley decreases from 256 to 81.4 N, thus leading to an intersection between the two curves at a distance of 0.38 times the length of PP with a force acting on both pulleys of 168 N (Fig. 5). When varying one pulley and then determining the position for the other pulley in which the forces acting on the two pulleys are equally distributed between the two pulleys, one obtains the values represented in Fig. 6. It can be observed, that the position for which the forces are minimal is a position in which both pulleys are as close as possible to the centre of rotation in PIP. When increasing the distance, the forces on the two pulleys increase a lot up to distances of 1/3 times the length of the respective phalanx and then the slope of the curve becomes less steep.

3.5. Bone and tendon width

The normalized sensitivity of the mismatch between bone and tendon shows little variation neither between

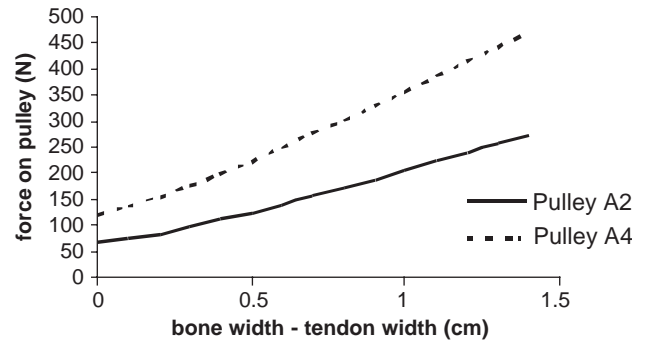


Fig. 7. Forces acting on the A2 and A4 pulley, respectively, when varying the mismatch between bone and tendon width.

the higher and lower values nor for the two pulleys, always being positive (Table 2). The forces acting on the two pulleys in dependence of this mismatch are represented in Fig. 7. Both curves increase from 71.6 and 123.1 N for the A2 and A4 pulley, respectively, to values of 258.5 and 442.8 N, respectively, with a greater slope for the curve representing the A4 pulley.

The normalized sensitivity concerning the tendon height is also nearly constant with values varying between -0.34 and -0.42 , always with negative signs (Table 2).

The final result for the standard set of parameters leads to a force of 123.3 N for the A2 and of 194.2 N for the A4 pulley.

4. Discussion

The biomechanical analysis of the pulley system of the hand has already received much attention (Hahn and Lanz, 1996; Hume et al., 1991; Lin et al., 1990; Manske and Lesker, 1977; Marco et al., 1998; Mester et al., 1995; Schweizer, 2001). In a mathematical approach towards the evaluation of the forces acting on the A2 and A4 pulley in order to determine an optimal position, in which the forces acting on the two pulleys are equally distributed, for a possible reconstruction after pulley rupture, Hume et al. (1991) developed a model that included several parameters: the angle of flexion, the tendon tension, the relative mismatch between bone width and tendon width as well as the tendon height. The authors reached the conclusion that the relative mismatch between the bone and tendon width is so important that the best site for reconstruction would always be the place where the phalanx is the thinnest and that place corresponds to the middle of the phalanx. However the authors did not test the relative sensitivity of the parameters included in their model. We developed the model further including two additional parameters: the ratio of FDS over FDP and the stiffness of each pulley. FDS inserts on the medial phalanx and does not

pass through the pulley A4 thus not applying any force on this pulley. We then evaluated each parameter in turn with a sensitivity analysis proposed by Fasham et al. (1990).

The sensitivity analysis enabled us to observe several things. The first point to note is that the normalized sensitivity enables us to evaluate the respective effect of each parameter, with low values suggesting a relative unimportance for the forces acting on each pulley. The second point of interest arising from this study in general is that if the value of $S(p)$ for an increased value of a parameter differs from the decreased value, this suggests that the curve representing the relationship between the parameter and the developed force in the respective pulley is not a straight line. The third point to note is that if the $S(p)$ values of the A2 and A4 pulleys are of different signs, this suggests that a change of this parameter diminishes the force for one while at the same time enlarging it for the other pulley.

The less sensitive parameter proved to be the stiffness of each pulley. Two main graft materials have been proposed for pulley reconstruction: the palmaris longus tendon as proposed by Bunnell (1944), Karev et al. (1987), Weilby (Kleinert and Bennett, 1978) or Widstrom et al. (1989a, b) and the retinaculum extensorum as proposed by Lister (1985). Therefore, although these two anatomical structures probably differ with respects to their stiffness, the surgeon does not need to include this parameter when choosing the best tissue for reconstruction.

Another unimportant parameter is the ratio of FDS/FDP for the A4 pulley. The normalized sensitivity for the A4 pulley is an order smaller than the sensitivity for the A2 pulley. This is expectable when considering the fact, that an increasing value of FDS with a constant value for FDP will not change the force acting on this pulley, since FDS does not pass through this pulley. The small increase in force can be explained with the elongation of the A2 pulley. Applying an increasing force on the A2 pulley will enlarge this pulley thus increasing the angle between the tendon and the A2 pulley while at the same time decreasing the angle between the tendon and the A4 pulley, which implies an increase of the force acting on the A4 pulley. However, the ratio of FDS/FDP has a certain significance for the A2 pulley and thus needs to be included when determining the forces acting on the pulley system. So far there is however little knowledge about the exact tensions being developed in the two tendons for a given external force applied at the finger tip for typical hand positions in activities that carry a high risk for pulley rupture, like rock climbing.

The most important parameter proved to be the angle of flexion in PIP. This confirms the observation that climbers most often rupture their pulley in a hand position called crimp position in which the DIP joint is

hyperextended and the PIP is flexed to a maximum thus placing maximum stress on the two pulleys (Schöffl et al., 2003a, b; Schweizer, 2001). The parameter is equally important for both pulleys. This parameter is the main factor when evaluating the forces that are applied on the pulley in climbing, thus influencing the choice for the best graft material for withstanding these high forces.

Another important parameter that needs to be considered for the choice of the optimal positioning when reconstructing is the positioning of the pulley in relation to the centre of rotation in PIP. We calculated that the optimal positioning for an A2 pulley graft, given that the A4 pulley is still intact, would be at a distance of 0.37 times the length of the proximal phalanx of the centre of rotation in PIP. The optimal placement for an A4 pulley graft, given that the A2 pulley is still intact, would be at a distance of 0.34 times the length of the medial phalanx of the centre of rotation in PIP. If both pulleys are to be reconstructed the perfect positioning is as close as possible to the centre of rotation.

The mismatch between bone width and tendon width is a parameter that varies considerably over the length of a phalanx, since the width of the bone varies considerably. The normalized sensitivity shows that this parameter has a certain influence on the outcome of the model but that it is 5 times less important than the positioning of the pulley with respect to the centre of rotation. There is no data concerning the width either of the tendon or of the bone. Furthermore it is impossible to determine general values about these two parameters because especially the width of the bone is a function of the strains placed upon it and it has already been observed, that the phalanges of climbers grow thicker as a consequence of rock climbing (Schöffl et al., 2004a–d). If this parameter is to be included, the relative width of the bone as well as of the tendon has to be determined on the individual before choosing a perfect positioning. Given the poor data concerning this parameter and the fact that this parameter is so much less important than the positioning of the pulley with respect to the centre of rotation, we suggest that this mismatch does not need to be considered when determining the perfect positioning for pulley reconstruction.

Another parameter for which no data was available, is the tendon height. Though the FDP tendon is supposed to have feminine curves (Walbeehm and McGrouther, 1995), there is no suggestion about its dimension and even less is known about the height of the FDS tendon let alone the two of them taken together. We believe however that the tendon height does not vary a lot over its length and therefore suggest that this parameter does not need to be included when choosing the best positioning for a possible pulley reconstruction, but that for the determination of the forces acting on the

pulley system ultrasound pictures of the tendons of the concerned individual need to be taken.

It is difficult to validate our results with literature data, since the forces acting on the pulleys are determined using an external force applied at the finger tip (Schweizer, 2001). There is however no knowledge about the effect of an external force on the forces developed in the flexor tendons to counteract these. Since we do not know what the external force would be for forces of 60 N developed in FDP and of 20 N in FDS a direct comparison is impossible. Furthermore there are several studies that evaluate the forces acting on the pulley system of cadaver hands when pulling on the two tendons (Hume et al., 1991; Manske and Lesker, 1977; Marco et al., 1998; Warme and Brooks, 2000), but instead of measuring the force applied on the tendons, the tendon excursion is recorded. Hume et al. (1991) determines 12.3 N for the forces acting on the A2 pulley and 28.3 N for the forces acting on the A4 pulley for a tendon tension of 5.74 N at 90° of flexion. This implies that the forces applied on the pulleys are more than two times higher for the A2 pulley and more than 4 times higher for the A4 pulley than the forces developed in the tendon. We were not able to reproduce these results but also did not use the same parameter values.

It needs to be stated that our model has been designed for the quantification of the relative influence of different parameters on the forces acting on the pulleys when applying a force at the fingertip in static conditions, conditions typically encountered in rock climbing. The pulley has however another important function, namely the passage of the tendons in dynamic conditions, which enables us to close our hands and grasp objects. For this application the gliding resistance in the pulleys needs to be minimal. We have not considered this parameter so far in our calculation since the model is only applicable to static conditions. This may need to be considered when choosing the optimal positioning for a pulley graft since the climber would not profit from a graft which can withstand all forces applied to it, but will hinder him in bending his fingers. We believe however that the positions that we propose in this paper are not problematic in respect to this, because they lie within the physiological limits observed in the literature (Hahn and Lanz, 1996).

Another parameter that has not been included in our model so far, is the A3 pulley which may also influence the angle between the tendons and the respective pulley (A2, A4) (Zhao et al., 2000) since it is situated right in the middle of the two pulleys at the centre of rotation of the PIP joint. Though the A3 pulley is considered to be the most flexible of all the pulleys (Lin et al., 1990) and is therefore believed not to influence that path taken by the tendons (Hahn and Lanz, 1996; Hume et al., 1991), its importance on the outcome of the forces acting on the two other pulleys has never been assessed.

We therefore believe that the model could in further works be improved by including the A3 pulley in the calculations.

The suggestions for the optimal position for a pulley graft need to be treated carefully since, (1) the data about the exact positioning of the two pulleys is poor and (2) there is a strong interindividual variability concerning the positioning of the two pulleys. One therefore needs to determine the exact positioning of the remaining pulley in order to determine the perfect positioning for the graft. Additionally, it needs to be stressed, that we used a relation of FDS over FDP of 1/3 for the determination of the optimal positions. So far there is no data available for determining the exact distribution of the tendon tensions for a typical hand position in rock climbing. If the relation between the two tendons is different, then the forces acting on the respective pulleys vary as well, leading to different optimal positions. In the case that this kind of data should become available, a better estimation of the forces acting on each pulley could be envisioned using this model which may lead to a different estimation of the optimal positioning for the two pulleys. Furthermore it has to be stressed that the forces being applied on the pulley system need to be lower than the maximal tearing forces of this pulley as determined by Lin et al. (1990). Finally, although the model is able to guide the surgeon in the choice for the best positioning of the pulley with regard to biomechanical factors, these may not be the only factors included in the choice of the optimal positioning. Other non-biomechanical constraints may also play an important role.

References

- Bollen, S.R., 1990. Injury to the A2 pulley in rock climbers. *Journal of Hand Surgery-British* Volume 15, 268–270.
- Bowers, W.H., Wolf Jr., J.W., Nehil, J.L., Bittinger, S., 1980. The proximal interphalangeal joint volar plate. I. An anatomical and biomechanical study. *Journal of Hand Surgery-American* Volume 5, 79–88.
- Bunnell, S., 1944. *Surgery of the Hand*. JB Lippincott, Philadelphia.
- Doyle, J.R., 1988. Anatomy of the finger flexor tendon sheath and pulley system. *Journal of Hand Surgery-American* Volume 13, 473–484.
- Fasham, M.J.R., Ducklow, H.W., McKelvie, S.M., 1990. A nitrogen-based model of plankton dynamics in the oceanic mixed layer. *Journal of Marine Research* 48, 591–639.
- Gabl, M., Reinhart, C., Lutz, M., Bodner, G., Angermann, P., Pechlaner, S., 2000. The use of a graft from the second extensor compartment to reconstruct the A2 flexor pulley in the long finger. *Journal of Hand Surgery-British* Volume 25, 98–101.
- Hahn, P., Lanz, U., 1996. [Flexor pulleys of the fingers. Anatomy, biomechanics, reconstruction] Die Ringbänder der Fingerbeugesehen. *Anatomie, Biomechanik, Wiederherstellung. Handchirurgie, Mikrochirurgie, Plastische Chirurgie* 28, 265–270.
- Harding, D.C., Brandt, K.D., Hillberry, B.M., 1993. Finger joint force minimization in pianists using optimization techniques. *Journal of Biomechanics* 26, 1403–1412.

- Hauger, O., Chung, C.B., Lektrakul, N., Botte, M.J., Trudell, D., Boutin, R.D., Resnick, D., 2000. Pulley system in the fingers: normal anatomy and simulated lesions in cadavers at MR imaging, CT, and US with and without contrast material distention of the tendon sheath. *Radiology* 217, 201–212.
- Hume, E.L., Hutchinson, D.T., Jaeger, S.A., Hunter, J.M., 1991. Biomechanics of pulley reconstruction. *Journal of Hand Surgery-American Volume* 16, 722–730.
- Karev, A., Stahl, S., Taran, A., 1987. The mechanical efficiency of the pulley system in normal digits compared with a reconstructed system using the belt loop technique. *Journal of Hand Surgery-American Volume*, 596–601.
- Kleinert, H.E., Bennett, J.B., 1978. Digital pulley reconstruction employing the always present rim of the previous pulley. *Journal of Hand Surgery-American Volume* 3, 297–298.
- Lin, G.T., Cooney, W.P., Amadio, P.C., An, K.N., 1990. Mechanical properties of human pulleys. *Journal of Hand Surgery-British Volume* 15, 429–434.
- Lister, G., 1985. Indications and techniques for the repair of the finger flexor tendon sheath. *Hand Clinics*, 85–95.
- Manske, P.R., Lesker, P.A., 1977. Strength of human pulleys. *Hand* 9, 147–152.
- Marco, R.A., Sharkey, N.A., Smith, T.S., Zissimos, A.G., 1998. Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers. *Journal of Bone Joint Surgery-American Volume* 80, 1012–1019.
- Mester, S., Schmidt, B., Derczy, K., Nyarady, J., Biro, V., 1995. Biomechanics of the human flexor tendon sheath investigated by tenography. *Journal of Hand Surgery-British Volume* 20, 500–504.
- Moutet, F., 2003. Flexor tendon pulley system: anatomy, pathology, treatment. *Chirurgie Main* 22, 1–12.
- Schöffl, V., Hochholzer, T., Winkelmann, H.P., Strecker, W., 2003a. [Differential diagnosis of finger pain in sport climbers] Differentialdiagnose von Fingerschmerzen bei Sportkletterern. *D Z Sportmedizin* 54, 38–43.
- Schöffl, V., Hochholzer, T., Winkelmann, H.P., Strecker, W., 2003b. Pulley injuries in rock climbers. *Wilderness & Environmental Medicine* 14, 94–100.
- Schöffl, V., Hochholzer, T., Imhoff, A., 2004a. Radiographic changes in the hands and fingers of young, high-level climbers. *American Journal of Sports Medicine* 32, 1688–1694.
- Schöffl, V., Hochholzer, T., Winkelmann, H.P., Roloff, I., Strecker, W., 2004b. Pulley injuries in sport climbers. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, Plastische Chirurgie* 36, 224–230.
- Schöffl, V., Hochholzer, T., Winkelmann, H.P., Strecker, W., 2004c. Injuries of the pulley system in sport climbers. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, Plastische Chirurgie* 36, 231–236.
- Schöffl, V., Klee, S., Strecker, W., 2004d. Evaluation of physiological standard pressures of the forearm flexor muscles during sport specific ergometry in sport climbers. *British Journal of Sports Medicine* 38, 422–425.
- Schweizer, A., 2001. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *Journal of Biomechanics* 34, 217–223.
- Schweizer, A., Frank, O., Ochsner, P.E., Jacob, H.A., 2003. Friction between human finger flexor tendons and pulleys at high loads. *Journal of Biomechanics* 36, 63–71.
- Tropet, Y., Menez, D., Balmat, P., Pem, R., Vichard, P., 1990. Closed traumatic rupture of the ring finger flexor tendon pulley. *Journal of Hand Surgery-American* 15, 745–747.
- Walbeehm, E.T., McGrouther, D.A., 1995. An anatomical study of the mechanical interactions of flexor digitorum superficialis and profundus and the flexor tendon sheath in zone 2. *Journal of Hand Surgery-British* 20, 269–280.
- Warme, W.J., Brooks, D., 2000. The effect of circumferential taping on flexor tendon pulley failure in rock climbers. *American Journal of Sports Medicine* 28, 674–678.
- Widstrom, C.J., Doyle, J.R., Johnson, G., Manske, P.R., McGee, R., 1989a. A mechanical study of six digital pulley reconstruction techniques: Part II. Strength of individual reconstructions. *Journal of Hand Surgery-American Volume* 14, 826–829.
- Widstrom, C.J., Johnson, G., Doyle, J.R., Manske, P.R., Inhofe, P., 1989b. A mechanical study of six digital pulley reconstruction techniques: Part I. Mechanical effectiveness. *Journal of Hand Surgery-American Volume* 14, 821–825.
- Zhao, C.F., Amadio, P.C., Berglund, L., An, K.N., 2000. The A3 pulley. *Journal of Hand Surgery-American Volume* 25, 270–276.

Annexe C

Vigouroux, L., Quaine, L., 2005. Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*, Sous presse.

Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals

LAURENT VIGOUROUX & FRANCK QUAINÉ

EA 597, UFR APS, Université Joseph Fourier, Grenoble, France

(Accepted 29 November 2004)

Abstract

The aim of this study was to characterize forearm muscle fatigue identified by the decrease in electromyogram median frequency and/or fingertip force during intermittent exercise. Nine elite climbers (international competitive level, USA 5.14a on sight) and ten non-climbers were instructed to maintain a fingertip force of 80% of their maximal voluntary contraction force on a dynamometer mimicking a rock climbing grip during a 5 s effort/5 s rest cycle for 36 repetitions (i.e. 6 min of exercise). Elite climbers lasted twice as long as non-climbers (climbers: 3 min; non-climbers: 1 min 30 s) before the force could no longer be maintained (i.e. the failure point). After this moment, fingertip force decreased and stabilized until the end of the exercise around 50% maximum voluntary contraction force in non-climbers and 63% in elite climbers. Electromyogram median frequency showed a greater decrease in non-climbers than in elite climbers before the failure point. No change in median frequency was observed after the failure point in elite climbers or in non-climbers. These results confirm that elite climbers are better adapted than non-climbers for performing the intermittent fingertip effort before the failure point. After this point, the better fingertip force of elite climbers suggests different forearm muscle properties, while the electromyography results do not provide any indication about the fatigue process.

Keywords: Rock climbing, electromyography, finger flexor muscles, fatigue

Introduction

Over the last 20 years, interest in sport climbing has increased considerably and it is now an international competitive sport (Watts & Drobish, 1998). It involves climbing walls by gripping holds with the fingers of each hand in succession. This effort corresponds to an intermittent exercise of the forearm muscles (Ferguson & Brown, 1997). The inability to generate and/or to sustain the finger force necessary to maintain contact with the hold is the main reason for an unsuccessful ascent or failure on a given climbing move (Watts, Dagget, Gallagher, & Wilkins, 2000). Fatigue has been defined by Enoka and Stuart (1992) as an acute impairment of performance that includes both an increase in the perceived effort necessary to exert a desired force and the eventual inability to produce this force. Fatigue of the forearm muscles is critical in rock climbing, since it can decrease the intensity of the force applied on the hold.

Fatigue can be detected before any force modification by monitoring changes in the surface electromyogram (EMG) of contracting muscles. It has been shown that the EMG median frequency is a reliable index of fatigue within a muscle (Basmajian & De Luca, 1985; Petrofsky, 1981). The EMG median frequency is related to the time course of the fatigue-linked physiological and biochemical processes early in the contraction. During sustained contractions, the decrease in EMG median frequency is causally related to the decrease in conduction velocity of motor potentials on the sarcolemma. This is mostly due to the decrease in the pH of the interstitial fluid, as lactic acid and hydrogen and potassium ions (H^+ and K^+) accumulate during the contraction, with the casual influence of H^+ having been more widely studied (Bigland-Ritchie, Donovan, & Roussos, 1981; Enoka & Stuart, 1992; Hagg, 1992; Petrofsky, 1981; Sjogaard, Savard, & Juel, 1988).

The EMG median frequency of forearm muscles was successfully used to examine fatigue during

simulated rock climbing grips (Quaine & Vigouroux, 2004). Participants were required to sustain intermittent fingertip force at 80% of their maximal voluntary contraction (MVC) force until it could no longer be maintained (i.e. the failure point). The EMG median frequency decreased twice as fast for non-climbers than elite climbers. Thus elite climbers demonstrated physiological and biochemical adaptations compared with non-climbers. Pitcher and Miles (1997) showed that when non-climbers prolonged exercise after the failure point, the force intensity fell steadily to reach a plateau at approximately 50% MVC. In comparison, elite climbers may be expected to present a different pattern.

The aim of the current study was to characterize forearm fatigue identified by the decrease in EMG median frequency and/or fingertip force during intermittent hand grip exercise in both elite climbers and non-climbers.

Methods

Nine elite climbers (international competitive level, USA 5.14a on sight; age 22.2 ± 1.6 years, height 1.76 ± 0.04 m, body mass 65.5 ± 3.2 kg; mean \pm s) and ten non-climbers who had not practiced forearm contractions during sports or work (age 24.0 ± 1.8 years, height 1.78 ± 0.05 m, body mass 74.0 ± 3.0 kg) took part in the study. All participants were right-handed males. They signed an informed consent in accordance with the guidelines of Joseph Fourier University.

Apparatus

The finger-grip design described by Quaine, Vigouroux and Martin (2003) was used in this study

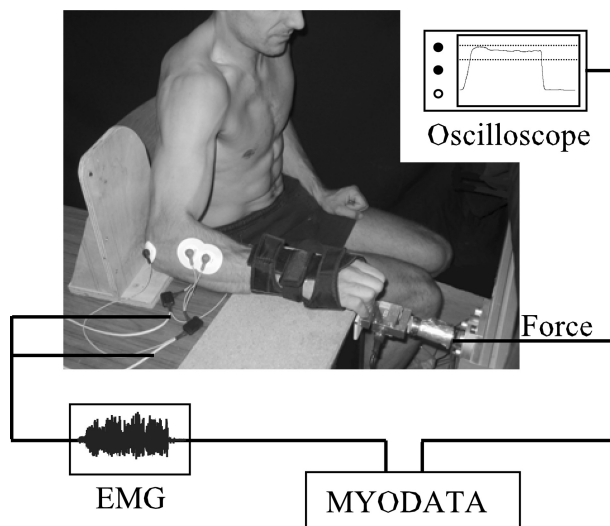


Figure 1. The experimental set-up.

(Figure 1). This apparatus allowed us to evaluate precisely the force exerted at the participant's fingertips. The participants were seated with their right forearm placed in the finger-grip. The shoulder position was standardized at 45° of abduction and the elbow was flexed 90° .

The most common finger posture used by up to 90% of sport climbers (Schweizer, 2001), the crimp grip, was examined. The distal interphalangeal joint was hyper-extended ($-30 \pm 9^\circ$) and the proximal interphalangeal joint was flexed ($90 \pm 16^\circ$). The joint angles were controlled in the sagittal plane using a digital camera (Sony, DSC-S70, Japan). The fingers gripped the hold on a surface 1 cm deep. The wrist was held thanks to a mitten (Salomon, Model Protege-Poignet Active Men, France) at 40° of extension in front of the hold. The thumb did not act as an additional gripping force. A mono-axial load cell (Schlumberger, model CD-750, France) was used to measure the grip force intensity applied by the fingers. The signal was amplified (PM, model 1965, France) before recording. An oscilloscope provided the participants with constant visual feedback of the force produced and indicated the target force of 80% of their MVC on the screen.

Electromyography

Surface EMG activity of the extrinsic hand flexor muscles – that is, the flexor digitorum superficialis (FDS) and flexor digitorum profundus (FDP) – was recorded. Extensor muscle EMG from the extensor digitorum communis (EDC) was also recorded to control the EDC involvement during the exercise. As reported previously (Quaine *et al.*, 2003), the ratio of flexor and extensor EMG amplitude was constant throughout the exercise in both groups of participants, suggesting a constant co-activation. Pre-amplifier ($\times 600$) Ag-AgCl electrodes (Graphic Controls, Canada) were used (input impedance $10\text{ G}\Omega$, common mode rejection ratio = 100 db at 50/60 Hz, bandwidth = 5–1000 Hz). The surface electrodes were placed as suggested by Quaine *et al.* (2003). To reduce the influence of the flexor carpi radialis (i.e. a wrist flexor), the position of the finger flexor muscle electrodes was considered appropriate when the EMG signal was present during finger flexion with a stable wrist, yet absent during wrist flexion with no voluntary finger flexion (Blackwell, Kornatz, & Heath, 1999). The electrodes for the extensor muscles were positioned around the $\frac{1}{4}$ point on a line drawn from the lateral epicondyle to the styloid process of the ulna (Basmajian & De Luca, 1985). Force and EMG signals were sampled at 1024 Hz (Mazet Electronique, model Biostim 6082, France). The raw EMG data were filtered using a

low-pass filter (300 Hz cut-off, zero lag fourth-order Butterworth filter).

Maximal voluntary contraction

The participants warmed up on the device by performing a series of 100 contractions for 5 s at 50 N as advised by Schweizer (2001). The EMG parameters collected during the warm-up showed that no fatigue was produced. After a 3 min rest, the participants performed three maximal isometric finger flexion contractions for 5 s separated by a 5 min rest period. The highest peak force was chosen as the pre-exercise maximal voluntary contraction (MVC) force.

Intermittent exercise

After a 10 min rest, the participants performed finger flexion contractions at 80% MVC for 5 s followed by 5 s of rest. During the rest period, they could relax, but were not allowed to release the fingers from the hold and were instructed to keep the arm and the hand in the same posture. This protocol is appropriate to study climbers' forearm muscle fatigue, since it mimics the forearm exercise encountered during rock-climbing (Pitcher & Miles, 1997; Quaine *et al.*, 2003). When the participants were no longer able to maintain 80% of pre-exercise MVC, they were required to exert the highest voluntary contractions they could perform. The exercise consisted of 36 repetitions, which took 6 min to complete. Oral encouragement was given to each participant to obtain maximal effort during both the maximal voluntary contractions and intermittent exercise.

Data analysis

Each contraction was labelled from 1 to 36 (i.e. C_1 to C_{36}). For each contraction, fingertip force and EMG were divided into 2 s windows of data with the onset of analysis adjusted 2 s after the force started to increase. The moment the required force could no longer be maintained (i.e. the failure point) was determined for each participant using a threshold-based criterion set to $80 \pm 10\%$ MVC and labelled C_{TF} (Quaine *et al.*, 2003). For each of the two groups of participants, C_{TF} was averaged and expressed in seconds (i.e. one contraction corresponds to 10 s of exercise, 5 s contraction and 5 s rest).

The median frequency (f_{med}) was computed after a fast Fourier transform for each 2 s segment (Basmajian & De Luca, 1985). Both fingertip force and f_{med} were normalized according to their values recorded during the MVC. All computation procedures were

performed using Matlab software (The Math Works, Inc., USA).

Descriptive statistics are reported as the mean \pm standard deviation in the text and the mean \pm standard error of the mean in the figures. Cochran's test for homogeneity of variance was used to assess the normality of both the force and EMG data. An independent *t*-test was used to compare fingertip force MVC between non-climbers and elite climbers. Two-way analyses of variance (group \times contraction number) with repeated measures on the second factor were used to analyse the fingertip force and median frequency. The mean time-related behaviour of f_{med} for the flexor muscles was computed for each of the two groups. The slopes of best fit were plotted from C_1 to C_{TF} and from C_{TF} to C_{36} . Significance was set at $P < 0.05$ for all statistical tests.

Results

Cochran's test of homogeneity showed that both fingertip force and median frequency were normally distributed ($P > 0.05$). Technical problems meant that the EMG of one non-climber did not provide satisfactory signals. Thus the EMG data of this participant were removed from the statistical analyses.

Maximal voluntary contractions

The mean MVC force of the elite climbers was 412.3 ± 40.9 N and that of the non-climbers was 361.6 ± 52.1 N. The *t*-test ($t = -2.33$, $P < 0.05$) showed that the force exerted by the non-climbers was significantly lower than that exerted by the elite climbers.

Intermittent exercise

The results for fingertip force in both elite climbers and non-climbers are presented in Figure 2. The analysis showed a significant main effect of group ($F_{1,17} = 9.122$, $P < 0.05$). This means that the climbers applied significantly higher overall fingertip forces than non-climbers (climbers: $67.6 \pm 5.9\%$ MVC; non-climbers: $56.2 \pm 12.9\%$ MVC). The analysis of variance (ANOVA) showed a significant main effect of contraction number ($F_{35,595} = 39.63$, $P < 0.05$). This means that overall fingertip force (averaged over the two groups) was significantly different between contractions. A significant group \times contraction number interaction ($F_{35,595} = 6.93$, $P < 0.05$) was observed. This shows that the fingertip force applied by elite climbers and non-climbers evolved differently throughout the exercise.

The mean contraction number corresponding to the failure point (i.e. C_{TF}) was 9.2 ± 4.5 contractions for the non-climbers and 19.0 ± 13.6 contractions for the elite climbers. These corresponded to 1 min 30 s for non-climbers and 3 min for elite climbers. After C_{TF} , fingertip force decreased significantly and reached $63.2 \pm 1.6\%$ MVC for elite climbers and $50.0 \pm 7.8\%$ MVC for non-climbers.

The variations in median frequency (f_{med}) are presented in Figure 3. The statistical analysis showed a significant main effect of group ($F_{1,16} = 5.59$, $P < 0.05$), meaning that the overall f_{med} was different

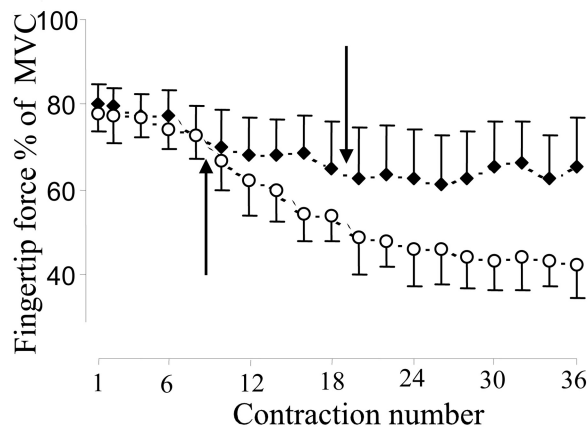


Figure 2. Mean (\pm standard error of the mean) normalized fingertip force in elite climbers (\blacklozenge) and non-climbers (\circ) during the intermittent exercise (36 contractions). To improve clarity, only every second contraction is represented. The arrows show the moment at which the initial force (i.e. $80 \pm 10\%$ MVC) could no longer be maintained (i.e. the failure point, C_{TF}).

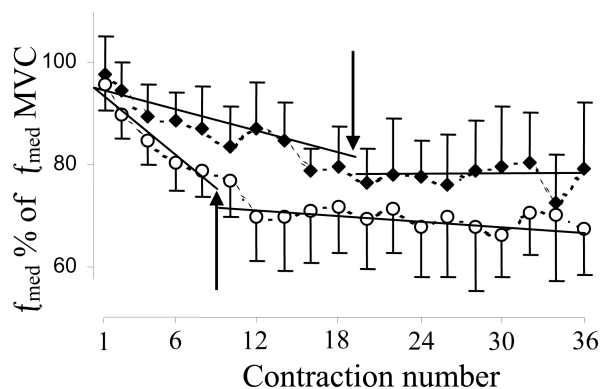


Figure 3. Mean (\pm standard error of the mean) normalized median frequency (f_{med}) in elite climbers (\blacklozenge) and non-climbers (\circ) during the intermittent exercise (36 contractions). The arrows show the moment at which the initial force (i.e. $80 \pm 10\%$ MVC) could no longer be maintained (i.e. the failure point, C_{TF}). Lines of best fit were plotted from C_1 to C_{TF} and from C_{TF} to C_{36} . To improve clarity, only every other contraction is presented.

for elite climbers and non-climbers (non-climbers: $73.5 \pm 7.3\%$ f_{med} MVC; climbers: $82.3 \pm 6.3\%$ f_{med} MVC). A significant main effect of contraction number ($F_{35,560} = 10.08$, $P < 0.05$) demonstrated that the overall f_{med} (averaged over the two groups) was significantly different between contractions. The ANOVA revealed a non-significant group \times contraction number interaction, indicating that f_{med} evolved similarly throughout the exercise in both groups.

From C_1 to C_{TF} , the f_{med} slopes were negative in elite climbers and non-climbers. A steep slope was observed for non-climbers ($y = -2.34x + 95.9$, $r = 0.96$), whereas that for elite climbers ($y = -0.9x + 95.6$, $r = 0.89$) was around $2\frac{1}{2}$ times less steep. From C_{TF} to the end of the exercise (C_{36}), the slope amounted to -0.05 in elite climbers ($y = -0.05x + 78$, $r = 0.14$) and to -0.14 in non-climbers ($y = -0.14x + 72$, $r = 0.44$). This indicates that f_{med} did not evolve on average after the moment the initial contraction could no longer be maintained (i.e. the failure point). From C_{TF} to C_{36} , the mean f_{med} amounted to $69.2 \pm 2.1\%$ f_{med} MVC for non-climbers and $77.3 \pm 2.1\%$ f_{med} MVC for elite climbers.

Discussion

Our results indicate that the maximal voluntary fingertip force applied by elite climbers is significantly greater than that applied by non-climbers. Similar results are presented in the literature, showing that climbers have developed their fingertip force capacity, enabling them to maintain contact with the hold during rock climbing (Cutts & Bollen, 1993. Grant, Hynes, Whittaker, & Aitchison, 1996). Assessing the failure point at which this contraction can no longer be maintained shows that elite climbers sustain the predetermined force twice as long as non-climbers. The failure point is thus useful for detecting fatigue in rock climbing (Watts, Newbury, & Sulentic, 1996), but it does have its limitations. The failure point is a function of both physiological and psychological factors (Enoka & Stuart, 1992). Non-climbers could thus be less motivated, since they are less accustomed than elite climbers to the pain and general discomfort associated with finger-grip tasks (Janot, Steffen, Porcari, & Maher, 2000. Pandolf, Kamon, & Noble, 1978). However, these may be overcome by using EMG data. The EMG spectral modifications provide unambiguous evidence about the rate of the fatigue process. Before the failure point, the EMG median frequency decreases in elite climbers and in non-climbers. These decreases show that there is a fatigue progression concomitant with the accumulation of interstitial biochemical by-products. When the blood

flow is occluded (i.e. for contractions higher than 30% MVC), the only known factor that affects the conduction velocity is the amount of interstitial H^+ and K^+ (Bigland-Ritchie *et al.*, 1981; Enoka & Stuart, 1992; Hagg, 1992; Petrofsky, 1981; Sjogaard *et al.*, 1988).

This accumulation is lower in elite climbers, since the median frequency decreases 2.5 times more slowly than in non-climbers. One explanation could be found in the studies of Ferguson and Brown (1997) and Usaj (2002), who showed that elite climbers show superior peripheral vascular characteristics and enhanced vasodilator capacities. Hence, the blood flow between each contraction is increased in elite climbers, which determines the rate at which biochemical by-products are removed.

After the failure point, no EMG median frequency changes were observed in elite or non-climbers, suggesting that no biochemical modifications occur in the muscles. During this phase, fingertip force evolved differently between the groups. In non-climbers, the force fell until a second plateau was reached at 50% MVC. Similar results have been described for non-climbers by Pitcher and Miles (1997). These authors concluded that only the slow-twitch oxidative fibres (Type I) were at work after the failure point. In elite climbers, the force failure was more limited and stabilized around 60% MVC. This result is new and suggests that elite climbers have adapted forearm muscle capacities to apply a high intensity of force to the hold despite the fatigue process. However, it cannot be established by the present study, or by reports in the literature, whether the maintenance of this level of force was attributable to slow-twitch oxidative fibres as in non-climbers. Regarding force intensity, elite climbers may experience different forearm muscle fibre recruitment and/or composition resulting in the maintenance of a higher intensity of force after the failure point. This is in line with the fibre-based muscle model of Hawkins and Hull (1993). These authors proposed a model for predicting muscle fatigue from muscle fibre composition. The development of forearm muscle fatigue in the elite climbers in the present study suggests fatigue of an equivalent heterogeneous muscle composed of all three fibre types (i.e. slow-twitch oxidative, fast-twitch glycolytic oxidative and fast-twitch glycolytic fibres). Additional experiments will need to be performed to confirm this assumption.

Within the limits of the current study, the experimental protocol allows a broadening of our understanding of the patterns and mechanisms of the development of fatigue during simulated rock climbing. Applications include the monitoring of training programmes, particularly the adaptations observed in the forearm muscles before the failure point.

Conclusions

During a prolonged intermittent finger grip exercise, forearm muscle electromyograms show a greater decrease in median frequency in non-climbers than in elite climbers before the failure point, suggesting a greater rate of fatigue. After the failure point, no changes in frequency are observed in elite climbers or non-climbers, suggesting no biochemical changes in the muscles. Elite climbers are thus able to maintain forceful fingertip force longer than non-climbers. They limit the force loss induced by fatigue and maintain a higher percentage of force intensity after the moment the initial target force can no longer be maintained.

References

- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Bigland-Ritchie, B., Donovan, E. F., & Roussos, C. S. (1981). Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *Journal of Applied Physiology*, *51*, 1300–1305.
- Blackwell, J. R., Kornatz, K. W., & Heath, M. E. (1999). Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Applied Ergonomics*, *30*, 401–405.
- Cutts, A., & Bollen, R. (1993). Grip strength and endurance in rock climbers. *Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers*, *207*, 87–92.
- Enoka R. M., & Stuart D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, *72*, 1631–1648.
- Ferguson, R. A., & Brown, M. D. (1997). Arterial blood pressure and forearm vascular conductance responses to sustained and rhythmic isometric exercise and arterial occlusion in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *European Journal of Applied Physiology*, *76*, 174–180.
- Grant, S., Hynes, V., Whittaker, A., & Aitchison, T. (1996). Anthropometric, strength, endurance, and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *Journal of Sports Sciences*, *14*, 301–309.
- Hagg, C. (1992). Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *Journal of Applied Physiology*, *73*, 1211–1217.
- Hawkins, D., & Hull, M. L. (1993). Muscle force as affected by fatigue: Mathematical model and experimental verification. *Journal of Biomechanics*, *26*, 1117–1128.
- Janot, J., Steffen, J., Porcari, J., & Maher, M. (2000). Heart rate responses and perceived exertion for beginner and recreational sport climbers during indoor climbing. *Journal of Exercise Physiology*, *3*, 1–7.
- Pandolf, K., Kamon, E., & Noble, B. (1978). Perceived exertion and physiological responses during negative and positive work in climbing a laddermill. *Journal of Sport Medicine and Physical Fitness*, *18*, 227–236.
- Petrofsky, J. S. (1981). Quantification through the surface EMG of muscle fatigue and recovery during successive isometric contractions. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, *52*, 545–550.
- Pitcher, J. B., & Miles, T. S. (1997). Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, *24*, 471–476.

- Quaine, F., & Vigouroux, L. (2004). Effect of simulated rock climbing grips on maximal fingertip force and fatigue of the extrinsic muscle of the hand. *International Journal of Sport Medicine*, 25, 634–637.
- Quaine, F., Vigouroux, L., & Martin, L. (2003). Finger flexors fatigue in trained rock-climbers and untrained sedentary subjects. *International Journal of Sport Medicine*, 24, 424–427.
- Schweizer, A. (2001). Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *Journal of Biomechanics*, 34, 217–223.
- Sjogaard, G., Savard, G., & Juel, C. (1988). Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 57, 327–335.
- Usaj, A. (2002). Differences in the oxygenation of the forearm muscle during isometric contractions in trained and untrained subjects. *Cellular and Molecular Biology Letters*, 7, 375–377.
- Watts, P. B., Dagget, M., Gallagher, P., & Wilkins, B. (2000). Metabolic response during sport rock climbing and the effects of active versus passive recovery. *International Journal of Sport Medicine*, 21, 185–190.
- Watts, P. B., & Drobish, K. M. (1998). Physiological responses to simulated rock climbing at different angles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1118–1122.
- Watts, P. B., Newbury, V., & Sulentic, J. (1996). Acute changes in handgrip strength, endurance, and blood lactate with sustained sport rock climbing. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 36, 255–260.

Annexe D

Quaine, F. **Vigouroux, L.**, 2004. Maximal resultant four fingertip force and fatigue of the extrinsic muscles of the hand in different sport climbing finger grips. *International Journal of Sport Medicine* 25, 634-7.

Maximal Resultant Four Fingertip Force and Fatigue of the Extrinsic Muscles of the Hand in Different Sport Climbing Finger Grips

F. Quaine
L. Vigouroux

Abstract

This study investigates the effect of simulated sport climbing finger grips on the resultant four fingertip force and the rate of fatigue of finger flexor muscles. Six elite sport climbers sat on a chair with the right forearm placed in a handgrip dynamometer modified so that only the fingertips applied direct force. They were asked to perform three maximal voluntary contractions (MVC). After ten minutes, they had to reach 80% of the peak MVC intermittently with a 5 s contraction followed by 5 s of rest for 20 repetitions. Two common sport climbing finger grips were tested: the "slope" grip and the "crimp" grip. In the "crimp" grip, the distal interphalangeal joint (DIP) is hyper-extended and the proximal interphalangeal joint (PIP) is flexed from 90° to 100°. In the "slope" grip, DIP is flexed from 50° to 70° and PIP is flexed

just slightly. The surface EMG of the hand extrinsic flexors and the maximal resultant four fingertip force were recorded. Results show that the maximal resultant four-fingertip force does not depend on the type of finger grips (on average 420 N, $p > 0.05$). EMG median frequency of finger flexor muscles and resultant four fingertip force rate decrease are similar between both sport climbing finger grips ($p > 0.05$). This shows that the fatigue rate is not dependent upon the sport climbing finger grips. In conclusion, the results suggest that the use of the "crimp" or the "slope" grip does not provide any benefit with respect to muscular fatigue in sport climbing.

Key words

Sport climbing · finger · biomechanics · electromyography

Introduction

Sport climbing was traditionally one aspect of mountaineering [8]. This activity presents a remarkable development in scope and quality as a recreational activity and competitive event [6]. Indoor sport climbing walls are set up to accommodate varying route skill levels by modifying wall angles and hold sizes. In order to achieve the routes climbers have to be able to maintain extreme force on their digital extremities despite the small size of the holds and the muscular fatigue [16].

Sport climbing finger grips result from a variety of finger joint positions. The most common are the "crimp" grip and the "slope" grip. In the "crimp" grip, the distal interphalangeal joint (DIP) is

hyper-extended and the proximal interphalangeal joint (PIP) is flexed from 90° to 100°. In the "slope" grip, DIP is flexed from 50° to 70° and PIP is flexed just slightly [16]. Schweizer [16] showed that the maximum force at the middle fingertip is not significantly different for the "slope" grip in comparison with the "crimp" grip (82 N versus 78 N). However, this author did not monitor the forces applied by all the fingers concomitantly involved in the grip. The question remains unclear whether the resultant fingertip force (i.e. the sum of the forces applied by the four fingertips) varies according to the climbing finger grips.

Few studies have reported muscular fatigue data concerning finger flexors in sport climbers. Fergusson and Brown [5] measured endurance in both sustained and rhythmic isometric handgrip

Affiliation

EA 597, UFR APS, Université Joseph Fourier, Grenoble, France

Correspondence

Franck Quaine · UFR APS, Université Joseph Fourier · 1741 rue de la Piscine · BP 53x, 38041, Grenoble Cedex 9 · France · Phone: +33 04 76 51 45 93 · Fax: +33 04 76 51 44 69 · E-mail: franck.quaine@ujf-grenoble.fr

Accepted after revision: October 20, 2003

Bibliography

Int J Sports Med 2004; 25: 634–637 © Georg Thieme Verlag KG · Stuttgart · New York · DOI 10.1055/s-2004-821117 · Published online July 26, 2004 · ISSN 0172-4622

exercises at 40% of maximum grip force. They reported no significant different endurance times between climbers and non-climbers during sustained contraction, while the intermittent time for climbers was twice as long as for non-climbers. Surface electromyography (EMG) is currently used to analyse fatigue during static intermittent sub-maximal voluntary muscle contractions [2, 7, 17]. The frequency components of the surface EMG are a function of the duration of motor unit action potentials, the geometry of the surface electrodes, the degree of motor unit synchronisation and the conduction velocity of action potentials on the sarcolemma. They are relatively independent from the tension exerted by the muscle. During fatiguing contractions, there is an increase in the amplitude of the low-frequencies and a reduction in the amplitude of the high frequencies components of the EMG [11].

No fatigue experiments based on EMG analysis have been performed to assess muscular fatigue associated with different sport climbing finger grips. The aim of this experiment was to measure the effect of sport climbing finger grips on the maximal resultant four fingertip force and fatigue rates of the extrinsic muscles of the hand in a simulated sport climbing gripping task.

Materials and Methods

Previous work [13] showed that high postural constraints associated with balance in sport climbing induce significant intra and inter-subject supporting force variability. Consequently, subjects were seated and instructed to keep their forearm on a table with the hand in pronation (Fig. 1). In that case, the postural constraints are drastically reduced in comparison to a sport-climbing posture [10] and it is easy to control and modify the finger grip similarly for each subjects.

The wrist was fixed by a mitten at 40° of extension in front of the hold. The upper arm was at 45° of abduction, the elbow joint being flexed at 90°. The hold consisted of a steel plate (100 × 20 × 3 mm) covered with a non-skid surface fastened to the force sensor. The fingers gripped the hold on a one centimetre deep surface. The thumb did not act as an additional gripping force. A mono-axial load cell (Slumberger, model CD-750, France) was used to measure the resultant grip force applied by the fingers. The signal was amplified (PM, model 1965, France) before recording.

The tests were conducted in the "crimp" and "slope" grips described by Schweizer [16]. In the present study, in the "crimp" grip, DIP is hyper-extended (mean: -30° SD: 9°) and PIP is flexed (mean: 90° SD: 16°). In the "slope" grip, DIP is flexed (mean: 60° SD: 12°) and PIP is flexed (mean: 20° SD: 11°). The angles were controlled in the sagittal plane using a digital camera (Sony, DSC-S70, Japan). No data were recorded in the top view since the fingers were aligned with the longitudinal axis of the hand.

Surface EMG activity of the hand extrinsic flexors (i.e. flexor digitorum superficialis and profundus, FDS and FDP) and extensor (i.e. extensor digitorum communis, EDC) was recorded. Pre-amplifier (×600) Ag-AgCl electrodes (Graphic Controls, Canada) were used (input impedance 10 GΩ, common mode rejection ra-



Fig. 1 Photo of the experimental setup. The subject controlled the resultant four fingertip force applied to the hold using the oscilloscope.

tio = 100 db at 50/60 Hz, bandwidth = 5 - 1000 Hz). The surface electrodes were placed as suggested by Blackwell et al. [3]. This procedure allows the recording of EMG activity of both FDP and FDS. To ensure that the flexor carpi radialis (a wrist flexor) was not contributing significantly to the EMG signal, the position of the electrodes was considered appropriate when EMG signal was present during finger flexion with a voluntary stable wrist, yet absent during wrist flexion with no voluntary finger flexion. For the extensor muscles, the electrodes were placed around the 1/4 point on a line drawn from the lateral epicondyle to the styloid process of the ulna [1]. EMG activity of the EDC was used to control EDC involvement during the exercise. As previously shown [14] the ratio of flexor and extensor EMG amplitude was constant throughout the exercise in each sport-climbing grip, which suggests a constant co-activation throughout the exercise. Moreover, Mogk and Keir [9] analysed EMG cross talk to evaluate the magnitude of common signal present between electrode pairs around the forearm. These authors concluded that less than 2% of common signal was present between flexor and extensors electrode pairs, attesting a low cross talk between these muscles. All force and EMG signals were sampled at 1024 Hz. The raw EMG were low pass filtered (300 Hz cutoff, zero lag fourth order Butterworth filter, Mazet Electronique, Biostim 6082, France).

Subjects warmed up on the device by carrying out a series of 100 contractions for 5 s at 10 N as advised by Schweizer [16]. The experimenter controlled that the warm-up exercise did not induce fatigue. After a 3 min rest, subjects performed three maximal isometric finger flexion contractions for 5 s separated by a 5 min resting period. The highest peak force was adopted as maximal voluntary contraction force (MVC). After ten minutes rest, subjects carried out twenty finger flexion contractions at 80% MVC during 5 s followed by 5 s of rest [12]. This protocol mimics the standard of actual difficult routes which requires an intermittent exercise at an intense level of muscle contraction [5, 12] during twenty contractions. The number of contractions corresponds to twenty climbing movements, which corresponds approximately to the standard difficult routes tested by Watts [18].

Each subject was provided with an ongoing force output displayed on a oscilloscope to confirm his achievement throughout the test.

Table 1 Presentation of individual performances in the "crimp" grip and in the "slope" grip. "MVC" represents the maximal resultant four fingertip force. "20th contraction" represents the resultant four fingertip force recorded at the 20th contraction of the fatiguing protocol. " f_{med} slopes" represents the slope of the EMG median frequency of the flexor muscle during the fatiguing protocol

	"Crimp" MVC	"Slope" MVC	"Crimp" 20th contraction	"Slope" 20th contraction	"Crimp" f_{med} slopes	"Slope" f_{med} slopes
Subject 1	412.86	366.6	224.22	195.89	-0.96	0.1
Subject 2	440.21	429.63	296.41	270.1	-0.58	-0.32
Subject 3	386.7	449.16	292.48	345.71	-0.58	-1.28
Subject 4	385.5	434	295.59	236.38	-0.76	-1.7
Subject 5	383.51	487	307.14	353.4	-0.29	-0.87
Subject 6	437.2	439.46	207.13	274.02	-1.41	-0.87
Mean	407.66	434.3	270.49	279.25	-0.76	-0.82
(SD)	(26.35)	(39.06)	(39.33)	(61.34)	(0.38)	(0.62)

Force and EMG were divided into two-second segments adjusted two seconds after the onset of the force increase. For each subject, median frequencies (f_{med}) were computed using a Fast Fourier Transform (FFT) for each two-second segment. They were expressed relative to the f_{med} value monitored during MVC tests. The time-related behaviour of f_{med} was plotted and the slope of the line of best fit was computed for each subject. Slopes were averaged across all subjects and used as fatigue index. All computation procedures were performed using Matlab software (The Math Works, Inc., USA).

Descriptive statistics are means (SD) in the text and means (SEM) in the figure. Dependent group *t*-tests of significance were used to identify differences between the "crimp" and "slope" grip in maximal grip forces, in 20th force intensities and in the slopes of f_{med} . An alpha level of 0.05 was used for all statistical tests.

Results

Individual performance of the six subjects is presented in Table 1. Two subjects (subjects 1 and 2) present greater maximal resultant four fingertip force during the "crimp" grip whereas three subjects (subjects 3, 4, 5) present a greater performance in the "slope" grip and one subject presents similar performance in both grips (subject 6). The comparison of the average maximal resultant four fingertip forces indicates that the values did not present significant differences between the "crimp" and the "slope" grips ($p > 0.05$). The maximum force amounted to 407.66 N (SD: 26.35 N) in the "crimp" grip, whereas it equalled 434.3 N (SD: 39.06 N) in the "slope" grip.

The fatiguing protocol results in a decrease of resultant four fingertip force for each subject whatever the climbing finger grip. A more pronounced decrease was observed for subject 6 in the "crimp" grip (from 437.2 N to 207.13 N) and for subject 4 in the "slope" grip (from 434 N to 236.38 N). After twenty contractions, the mean force amounted to 270.49 N (SD: 39.33 N) in the "crimp" grip and 279.25 N (SD: 61.34 N) in the "slope" grip. No significant difference was noted between these values ($p > 0.05$).

The force decrease amounted to 31% of the MVC value in the "crimp" grip, whereas it equalled 36% in the "slope" grip.

Negative f_{med} slopes were observed in each subject except subject 1 who presents a slight f_{med} slope increase (0.1) in the "slope" grip. A more pronounced f_{med} slope was observed in subject 6 during the "crimp" grip (-1.41), whereas the statistical comparison of the mean f_{med} does not indicate significant difference ($p > 0.05$). Fig. 2 illustrates the drop of f_{med} and the slopes of the line of best fit are indicated for each grip. Negative mean f_{med} slopes were exhibited in each grip, -0.76 (SD: 0.38) in the "crimp" grip and -0.82 (SD: 0.62) in the "slope" grip, respectively.

Discussion

Most published handgrip forces in sport climbers range from 500 N to 700 N [5], with the exception of the study of Grant et al. [6]. The latter displayed fingertip forces around 450 N, which is almost similar to the present data. Our results corroborate

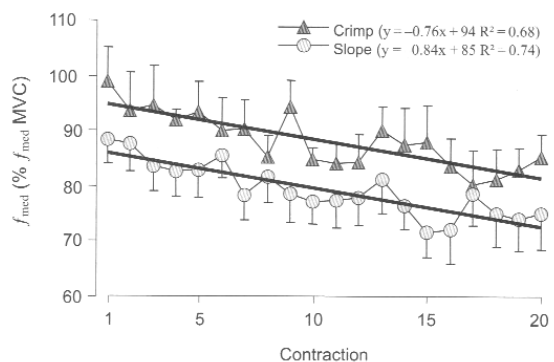


Fig. 2 Mean time-related behaviour of f_{med} across all subjects ($n = 6$) for the "crimp" grip and the "slope" grip. Regression linear lines are superimposed for each grip. Vertical lines depict standard errors of the mean.

Schweizer's [16] finding since the resultant four fingertip force does not change according to the sport climbing finger grip despite the subsequent biomechanical modifications. The FDS is responsible for flexion of the PIP joint, and the FDP is responsible for flexion of both DIP and PIP joints. In the "slope" grip, the moment arm of the flexor tendons increases with flexion of the DIP and PIP joints, increasing the muscular moment of the FDP and FDS muscles and consequently the holding force [16]. In a posture similar to the "crimp" grip, Dennerlein et al. [4] show that the force of FDP vanishes with the hyperextension of the DIP joint; therefore, they suggest that the FDS alone supports the holding force. The compensation of the inactive FDP seems to lie in the rise in the moment arm of the FDS over the PIP joint and/or probably in the increase in the FDS muscle tension. Nevertheless, although the inactivity of FDP was reported by Dennerlein et al. [4] using *in vivo* force measurement during low fingertip force intensity (< 10 N), it is unclear whether this will hold true for greater fingertip force magnitude (i.e. > 10 N), which can easily happen under loads at a fraction of bodyweight as in sport climbing. Moreover, several studies observed a common rupture of the finger A2 pulley system associated with the use of the "crimp" grip, whereas the "slope" grip does not present the same risks [15]. This is due to the different tendon moment arms associated with each sport climbing finger grip [16] and not to lower maximal resultant four fingertip forces applied in the "slope" grip. The practical consequence is that the use of the "crimp" or the "slope" grip during climbing does not seem to depend on the intensity of the resultant four fingertip force, but rather on other characteristics of grasping like size or painful injury risks associated with the hold.

The results of the maximal four fingertip force measured in the present study correspond to a laboratory experiment and may not necessarily be the same as during actual sport climbing. Some indications of the actual force placed on the fingers may be derived from previous studies conducted by Noé et al. [10]. They employed a vertical/overhanging climbing frame instrumented with 3D force sensors to record force at each hand and foot support. Force at the fingers (one hand) amounted to 144 N during a quadrupedal state and 288 N after a foot hold release. These forces were considerably lower than the maximum finger forces recorded in the present experiment.

The results concerning muscular fatigue in the extrinsic flexors of the hand agree with several previous works [3,11]. They indicate that repetitive intense contractions induce a decrease in the fingertip force. Additionally, they show that the sport climbing finger grip does not affect the rate of force decrease. The similarity of the f_{med} slopes and the 20th force value in both sport climbing finger grips shows that the fatigue rate of flexor muscles is the same whatever the sport climbing finger grip.

Blackwell et al. [3] showed that fatigue rates are similar as long as the relative amounts of force are constant, regardless of the finger position. Contrary to the present data, Blackwell et al. [3] noted that the absolute maximal grip force differs according to the finger position (i.e. middle grip sizes produced greater absolute forces than the smallest or largest sizes) with less fatigue for middle grip sizes. This is not the case in the present study since similar absolute grip forces are observed in both grips. Conse-

quently, the use of the "crimp" or the "slope" grip does not suggest any benefit with respect to muscular fatigue during sport climbing.

We conclude that the sport climbing finger grip does not affect the maximal resultant four fingertip force nor the fatigue rates of the extrinsic muscles of the hand. Hence, the finger grip force and the fatigue rates were not relevant in the decision made by climbers to use a "crimp" or a "slope" grip. Nevertheless, further examination of fingertip force and muscular fatigue is necessary in order to characterize the effect of alternation of the type of grip (crimp/slope) as is the case in sport climbing.

References

- 1 Basmajian JV, De Luca CJ (ed). *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985: 94
- 2 Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods JJ. Fatigue of intermittent sub-maximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J Appl Physiol* 1986; 61: 421–429
- 3 Blackwell JR, Kornatz KW, Heath ME. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Appl Ergon* 1999; 30: 401–405
- 4 Dennerlein JT, Diao E, Mote CD, Rempel DM. Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *J Biomech* 1998; 31: 295–301
- 5 Ferguson RA, Brown MD. Arterial blood pressure and forearm vascular conductance responses to sustained and rhythmic isometric exercise and arterial occlusion in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *Eur J Appl Physiol* 1997; 76: 174–180
- 6 Grant S, Hynes V, Whittaker A, Aitchison T. Anthropometric strength, endurance, and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *J Sports Sci* 1996; 14: 301–309
- 7 Hägg GM, Milerad E. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work – an electromyographic study. *Clin Biomech* 1997; 12: 39–43
- 8 Mermier MM, Robergs RA, McMinn SM, Heyward VH. Energy expenditure and physiological responses during indoor rock climbing. *Br J Sports Med* 1997; 31: 224–228
- 9 Mogk JP, Keir PJ. Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping task. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 63–71
- 10 Noé F, Quaine F, Martin L. Influence of steep gradient supporting walls in rock-climbing: biomechanical analyses. *Gait Posture* 2001; 13: 86–94
- 11 Petrofsky JS. Quantification through the surface EMG of muscle fatigue and recovery during successive isometric contractions. *Aviat Space Environ Med* 1981; 52: 545–550
- 12 Pitcher JB, Miles TS. Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 1997; 24: 471–476
- 13 Quaine F, Martin L, Blanchi JP. The effect of body position and number of supports on wall reaction forces in rock climbing. *J Appl Biomech* 1997; 13: 14–23
- 14 Quaine F, Vigouroux L, Martin L. Finger flexors fatigue in trained rock-climbers and untrained sedentary subjects. *Int J Sport Med* 2003; 24: 424–427
- 15 Rooks MD. Rock climbing injuries. *Sports Med* 1997; 20: 261–270
- 16 Schweizer A. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *J Biomech* 2001; 34: 217–223
- 17 Stephens JA, Taylor A. Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man. *J Physiol* 1997; 220: 1–18
- 18 Watts PB, Dagget M, Gallagher P, Wilkins B. Metabolic response during sport rock climbing and the effects of active versus passive recovery. *Int J Sports Med* 2000; 21: 185–190

Annexe E

Quaine, F., **Vigouroux, L.**, Martin, L., 2003. Finger flexors fatigue in trained rock-climbers and untrained sedentary subjects. *International Journal of Sport Medicine* 24, 424-427.

Finger Flexors Fatigue in Trained Rock Climbers and Untrained Sedentary Subjects

F. Quaine
L. Vigouroux
L. Martin

Abstract

The present series of experiments were conducted to access the surface EMG frequency parameters during repeated fingertip isometric contractions to determine if they can be used as a fatigue index under specific grip used in rock climbing. Electromyograms of the finger flexors and extensors were characterised in ten elite climbers and ten non-climbers. The exercise consisted in reaching 80% of maximal isometric finger force as quickly as possible intermittently with a 5-s contraction followed by 5-s of rest until exhaustion (i.e. when the subject was unable to maintain 80–70% MVC force range for the 5 s). The results clearly indicate that expert climbers performed significantly greater

fingertip force than sedentary subjects (420 ± 46 N vs. 342 ± 56 N). This force was maintained during twelve repetitions (12.88 ± 4.96) in sedentary subjects, whereas the climbers maintained the force during nineteen repetitions (19.33 ± 4.84). The median frequency of both the flexor and extensor EMG power spectra decreased during fatiguing isometric contractions, but at different rates in climbers and non-climbers. In non-climbers, the results replicated previous findings, whereas in climbers the results were novel.

Key words

Muscular fatigue · fingertip force · biomechanics · rock climbing

Introduction

There has been remarkable development in the scope and quality of rock climbing in the last few years. The hands are used as tools for the ascent, and many of the external supporting forces are applied upon the fingers and also distributed through the wrist, elbow and shoulder [3]. Three quarters of elite and recreational sport climbers suffer from injuries of the hand [16]. Only one study exhibited an electromyographic analysis of the arm muscles during climbing [10]. However, this study remains far away from the activity, since the task corresponded to a basic pull-up (the authors focussed more on the muscles crossing the elbow joint rather than fingers muscles). It thus seems important to find out the degree of exertion of the involved finger muscles during a gripping task which accurately mimics the grip used in rock climbing.

Fatigue, defined as the inability to produce the required force [21], is a major factor of fall and injury [3]. The influence of fatigue on EMG parameters during static intermittent sub-maximal voluntary muscle contractions is well documented in the literature [2,9,19]. The EMG frequency parameters decrease toward lower frequencies with fatigue, which mainly results from the decrease in muscle fiber conduction velocity [7]. Few studies have reported muscular endurance data concerning climbers and the mode of investigation varies. Muscular endurance was measured in both sustained and rhythmic isometric handgrip exercises at 40% of maximal voluntary contraction [8]. The results showed no significant different maximal force and endurance time between climbers and non-climbers during sustained contraction, while the intermittent time for climbers was twice as long as for non-climbers.

The purpose of the present study was to analyze fingertip force and electromyographic parameters of elite climbers and non-

Affiliation

EA 597, UFR APS, Université Joseph Fourier, Grenoble, France

Correspondence

F. Quaine · UFR APS · UJF · 1741 rue de la Piscine · BP 53 x · 38041 Grenoble cedex 9 · France · Phone: +33 04 76 51 45 9 · Fax: +33 04 76 51 44 69 · E-Mail: franck.quaine@ujf-grenoble.fr

Accepted after revision: January 24, 2003

Bibliography

Int J Sports Med 2003; 24: 424–427 © Georg Thieme Verlag Stuttgart · New York · ISSN 0172-4622

climbers with fatigue in forearm muscles (finger flexors and extensors) in a grip posture close to rock climbing conditions. Knowledge of muscle involvement associated to hold grasping and the constraints it involves on the force production and the rate of fatigue may be useful to prevent musculo-skeletal diseases, to improve simulated handhold shapes and to increase safety.

Material and Methods

Subjects

A total of 20 right hand-preferred male subjects took part in this study. Ten subjects (age: 24 ± 1.8 y; height: 178.1 ± 5 cm; body mass: 74 ± 3 kg) were novices (labeled SED in the text) in rock climbing. Ten subjects (age: 22 ± 1.4 y; height: 177.4 ± 4.5 cm; body mass: 65.6 ± 2 kg) were elite rock climbers (labeled CLB) recruited from the best national French climbers (French 8a or 5.13 a Y.D.S on sight, which corresponds to the world cup level). All subjects gave their written informed consent.

The subjects were seated in a chair and instructed to keep the anterior surface of their forearm on a table. The wrist was fixed thanks to a mitten at 40° of extension in front of the hold. The upper arm was at 45° of abduction, the elbow joint being flexed at 90° . The distance between the hold and the support point of wrist fixation was $1/3$ of the length of the third finger and induced a "crimp" grip posture as proposed by Schweizer [18]. The degree of the flexion was measured using a digital camera located 0.70 m above the device. This camera measured the sagittal index finger posture. Two markers were aligned with the longitudinal axis of the segment. The angle of intersection of the lines of adjacent segments defined the joint angles. They were assumed to be similar for the four fingers. The proximal interphalangeal joints are flexed from 90° to 100° and the distal interphalangeal joints are hyperextended.

The hold consisted of a steel plate ($100 \times 20 \times 3$ mm) covered with a non-skid surface fastened to the force sensor. The fingers gripped the hold on a one centimeter deep surface. The thumb did not act as an additional gripping force. A second stop was fastened behind the elbow. Consequently, the fingertip force generated resulted only from isometric finger flexor muscle contractions.

The subjects warmed up on the device by carrying out a series of twenty contractions for 5 s at 50 N (chosen arbitrarily). After a 3-min rest, the subjects performed three maximal isometric finger flexion contractions for 5 s separated by a 5-min resting period. The highest peak force generated was adopted as maximal voluntary contraction force (MVC). During pre-test experiments, we tested that the warm-up exercise did not induce fatigue in climbers nor in non-climbers.

After ten minutes rest, the subjects carried out as quickly as possible finger flexion contractions at 80% MVC during 5 s followed by 5 s of rest. The contractions were continued until exhaustion, defined as the point when the subjects were unable to maintain -10% of the initial target force (i.e. 80–70% MVC range) for the required 5 s. Each subject was given oral encouragement and was

provided with an ongoing force output which was displayed on a computer screen to confirm his achievement throughout the test.

Surface EMG activity was recorded from extrinsic muscles of the hand during each test session. In power gripping, the extrinsic muscles of the hand, especially the flexor digitorum superficialis and/or profundus, provide most of the force [1]. The flexor muscles were located by asking the subject to flex the four fingers against external resistance while visually observing and palpating the forearm over the contracting muscle. To ensure that the flexor carpi radialis (a wrist flexor) was not contributing significantly to the EMG signal, electrode placement was considered appropriate when the EMG signal was present during fingers' flexion with a voluntary stable wrist, yet absent during wrist flexion with no voluntary finger flexion [4]. Concerning the extensor muscles, the electrodes were placed around the $1/4$ point on a line drawn from the lateral epicondyle to the styloid process of the ulna [1]. The electrodes were located parallel to the assumed longitudinal axis of the muscle fibers. Pre-amplifier electrodes ($\times 600$) were used (input impedance $10\text{ G}\Omega$, common mode rejection ratio = 100 db at 50/60 Hz, bandwidth = 5–1000 Hz) with self adhesive, pregelled silver/silver chloride Medi-Trace (Graphic Controls, Canada) patch. The skin was cleaned (alcohol) and abraded prior to the application of the electrode in a bipolar configuration. Interelectrode distance was 20 mm and interelectrode resistance was inferior to $10\text{ k}\Omega$. A mono-axial load cell (Slumberger, model CD-750) was used to measure the external horizontal force applied to the hold. The signal was amplified (PM, model 1965) and force and EMG were recorded (Mazet Electronique, model Biostim 6082, France) at 1024 Hz.

The number of contractions a subject was able to keep the force level within the 80–70% MVC range was measured and converted into time to fatigue (TF). For each contraction, the raw EMG were low pass filtered (300 Hz cutoff, zero lag fourth order Butterworth filter). Each 5-s squeeze (force and EMG) was divided into 2-s segments adjusted two seconds after the onset of the force increase to eliminate start effects. A Fast Fourier Transform (FFT) with 512 points was used to transform each 2-s EMG segment. Median Frequencies (f_{med}) were computed for each muscle. f_{med} values were expressed relative to their MVC values and used as fatigue indexes. The time-related behavior of f_{med} for each muscle was plotted and the slope of the line of best fit was computed. Each subject provided two slopes (flexor and extensor), one MVC fingertip force and one TF value. All computation procedures were performed using Matlab software (The Math Works, Inc). Descriptive statistics are means \pm SEM. Independent group t-tests of significance were used to identify significant differences in MVC force and TF value between SED and CLB. A two-way ANOVA with repeated measures (2×2 , Subject group \times Muscle) with Tukey post hoc tests was used to analyze the differences in slopes of f_{med} . The interaction Subject group \times Muscle highlights the various changes of EMG frequency parameters in the flexor and extensor between the subjects.

Results

Maximal voluntary force test (Fig. 1)

The comparison of the two groups using a bilateral t-test indicated that the climbers performed significantly greater fingertip forces than the non-climbers ($t = 2.62, p < 0.05$). The maximum forces exerted by the sedentary subjects amounted to 342 ± 56 N, whereas the climbers' MVC equaled 420 ± 46 N.

Time to fatigue results (TF)

The times to fatigue data are presented in Fig. 1. A significant difference between the times to fatigue was observed between SED and CLB ($t = 2.5, p < 0.033$). SED maintained the required fingertip force during 12 contractions, which corresponds to 1 min and 55 s before the grip was released. CLB performed the exercise during 19 contractions which corresponds to 3 min and 5 s.

EMG indices results

Fig. 2 illustrates the drop in f_{med} for each muscle in the sedentary and climber subjects. Negative f_{med} slopes were exhibited for each muscle. The most significant slopes were observed in the sedentary subjects' flexor and extensor (mean slope = 2.09), whereas the ones observed in CLB (mean slope = 0.87) were around 2.5 times inferior.

Statistics

The statistical tests of the slopes differences are illustrated in Fig. 3. The ANOVA results showed a significant effect of Subject group ($F[1,13] = 7.9, p < 0.01$). The f_{med} slope was less marked in the climbers than in the sedentary subjects, whatever the muscle. No significant effect of Muscle was observed. The f_{med} slope in the flexors was similar to the one observed in the extensors, whatever the category of subjects. No significant interaction Subject group \times Muscle was observed. The f_{med} slopes in the flexor and in the extensor were higher in SED and proportionally decreased in CLB.

Discussion

The present study was performed to characterize the forearm muscles exertion during fatigue induced by sub-maximal repetitive rock climbing grip exercise. Fingertip force, time to exhaustion and neuromuscular recruitment adaptation associated to fatigue were analyzed in elite climbers and non-climbers.

The results clearly indicate that expert climbers generate a significantly greater fingertip force than sedentary subjects. This finding confirms previous reports [6], although the present force values were lower. These differences can be explained by the experimental protocol characterized by the requirement of fingertip forces instead of whole hand grip forces [6]. Electromyograms of the finger flexors and extensors in climbers and non-climbers demonstrated that these muscles were similarly involved in the grip. This result does not agree with previous findings which show that co-activation decreases in trained subjects [5,15,17]. Nevertheless, biomechanical considerations show that the external force is applied at the fingertip in rock climbing, which requires specific finger extensor tensions in order to balance finger joint torques [11,18,20].

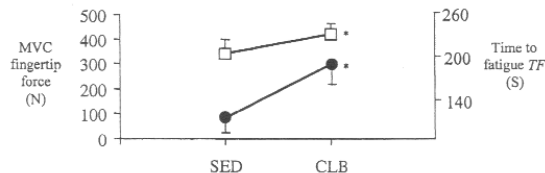


Fig. 1 MVC absolute fingertip force (□) and time to fatigue (●) in sedentary (SED) and climber (CLB) subjects. Errors bars indicate standard errors. * indicates a significant difference between SED and CLB.

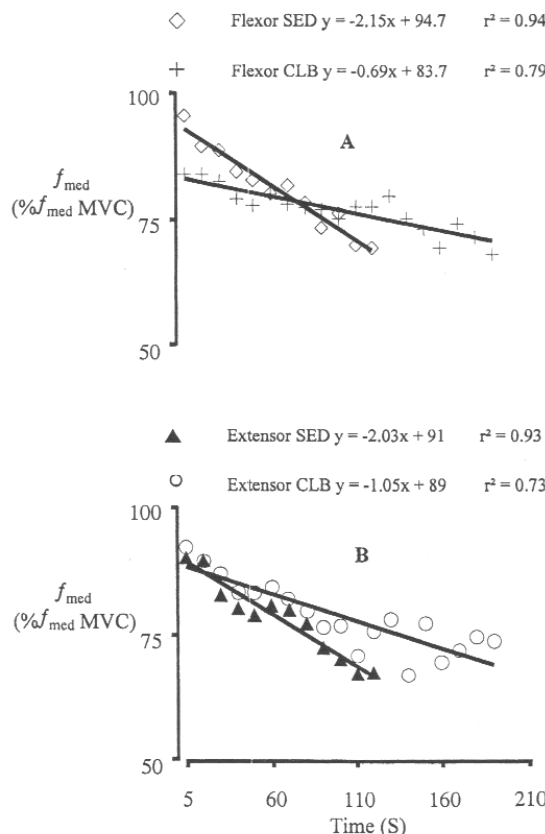


Fig. 2 Relative Median EMG power spectrum frequency (f_{med}) over time during intermittent sub-maximal isometric contraction for flexor

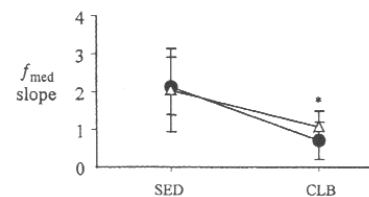


Fig. 3 Mean Relative Median EMG power spectrum frequency f_{med} slopes across subjects ($n = 10$) in sedentary (SED) and climber (CLB) subjects. ● represents the flexor and △ represents the extensor muscles. Error bars indicate standard errors. * indicates a significant difference between SED and CLB, whatever the muscle.

The climber's time to exhaustion was double that of the non-climbers'. This confirms that climbers have a greater degree of recovery between contractions, since they performed the exercise longer. This result was previously observed during similar exercise performed at lower intensity, i.e. 40% of maximal voluntary contraction [8].

The observed decrease of the median frequency in the non-climbers equaled 23% of pre-fatigue values, whereas it amounted to 8% in elite climbers. In non-climbers, this decrease is in accordance with the model of fatigue of the finger flexors proposed by Petrofsky [13]. This model was based on the percentage of decrease of the median frequency from starting values. It accurately describes fatigue in non-climbers, but does not seem suitable to predict fatigue in trained subjects as elite climbers. The differences observed in the slopes of the median frequency over time explain the durations of exercise noted in elite climbers and non-climbers. The rate of fatigue in non-climbers is more than twice as high as in elite climbers. In all subjects, the resting periods intersperse with periods of fatigue throughout the intermittent exercise. In elite climbers, thanks to their greater vaso-dilatory capacity [8], these periods may be sufficient to reverse the fatiguing effects on the contraction, reducing the accumulation of metabolites [12,14], which induces a smaller reduction of the action potential velocity, and indirectly a smaller reduction of the median frequency. This may thus reduce the lack of force production at the peripheral level and consequently allow them to perform the exercise longer.

Within the limits of the present investigation, the results show that the surface EMG parameters can be used as a fatigue index during repeated fingertip isometric contractions under specific grip used in rock climbing. Elite climbers perform greater fingertip force and present time to exhaustion later than non-climbers, probably by reducing the fatigue at the peripheral level. Nevertheless, before conclusions can be drawn, additional investigations coupling EMG with other parameters (e.g. blood flow, metabolite concentration) must be conducted in other finger grip postures.

References

- 1 Basmajian JV, de Luca CJ. *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985: 94
- 2 Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods JJ. Fatigue of intermittent sub-maximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J Appl Physiol* 1986; 61: 421–429
- 3 Billat V, Palleja P, Charlaix T, Rizzardo P, Janel N. Energy specificity of rock climbing and aerobic capacity in competitive sport rock climbers. *J Sports Med Phys Fitness* 1995; 35: 20–24
- 4 Blackwell JR, Kornatz KW, Heath ME. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Appl Ergon* 1999; 30: 401–405
- 5 Corolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol* 1992; 73: 911–917
- 6 Cutts A, Bollen SR. Grip strength and endurance in rock climbers. *Proc Instn Mech Engrs* 1993; 207: 87–92
- 7 Eberstein A, Beattie B. Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle Nerve* 1985; 8: 768–773
- 8 Ferguson RA, Brown MD. Arterial blood pressure and forearm vascular conductance responses to sustained and rhythmic isometric exercise and arterial occlusion in trained rock climbers and untrained sedentary subjects. *Eur J Appl Physiol* 1997; 76: 174–180
- 9 Hägg GM, Milerad E. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work – an electromyographic study. *Clin Biomech* 1997; 12: 39–43
- 10 Koukoubis T, Cooper L, Glisson R, Seaber A, Feagin J. An electromyographic study of arm muscles during climbing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 1995; 3: 121–124
- 11 Li Z, Zatsiorsky V, Latash M. Contribution of the extrinsic and intrinsic hand muscles to the moments in finger joints. *Clin Biomech* 2000; 15: 203–211
- 12 Moustoufi-Moab S, Widmaier E, Cornett J, Gray G, Sinoway L. Forearm training reduces the exercise pressor reflex during ischemic rhythmic handgrip. *J Appl Physiol* 1998; 84: 277–283
- 13 Petrofsky JS. Quantification through the surface EMG of muscle fatigue and recovery during successive isometric contractions. *Aviat Space Environ Med* 1981; 52: 545–550
- 14 Pitcher JB, Miles TS. Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 1997; 24: 471–476
- 15 Psek JA, Cafarelli E. Behavior of coactive muscles during fatigue. *J Appl Physiol* 1992; 65: 251–257
- 16 Rooks MD. Rock climbing injuries. *Sports Med* 1997; 23: 261–270
- 17 Roy SH, O'Hara JM, Briganti M. Use of EMG spectral parameters to evaluate fatigue associated with pressure glove work. In: Anderson P, Hobart D, Danoff J (eds). *Electromyographical Kinesiology*. Amsterdam: Elsevier Science, 1991: 283–286
- 18 Schweiser A. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *J Biomech* 2001; 34: 217–223
- 19 Stephens JA, Taylor A. Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man. *J Physiol* 1972; 220: 1–18
- 20 Valero-Cuevas FJ, Zajac FE, Burgar CG. Large index fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *J Biomech* 1998; 31: 693–703
- 21 Vollestad N, Sejersted I, Saugen E. Mechanical behavior of skeletal muscle during intermittent voluntary isometric contractions in humans. *J Appl Physiol* 1997; 83: 1557–1565

Annexe F

Quaine, F., Vigouroux, L., Martin, L., 2003. Effect of simulated rock climbing finger postures on force sharing among the fingers. *Clinical Biomechanics* 18, 78-84.



Effect of simulated rock climbing finger postures on force sharing among the fingers

Franck Quaine*, Laurent Vigouroux, Luc Martin

EA 597, UFR APS, Université, Joseph Fourier, 1741 rue de la Piscine, BP 53 x, 38041 Grenoble cedex 9, France

Received 26 July 2002; accepted 25 February 2003

Abstract

Objective. To study the forces applied by each finger in different joint postures simulating rock climbing gripping postures.

Design. Subjects in sitting posture applied fingertip forces perpendicular to horizontal force sensors in three different finger postures.

Background. Data provided by the literature indicate that middle and ring finger are commonly injured. However, no quantitative assessment of the forces applied by each finger related to the joint postures has been made.

Methods. Six elite rock climbers performed finger flexion in a single-finger task and a four-finger task. The tests were conducted in an extended posture, a curved posture (the joints belonging to the finger were flexed) and an intermediate posture (the joints were flexed, except the distal one which was fully extended). Each fingertip force was expressed in absolute value and in percentage of the maximal force capacity of the finger.

Results. The greater force was applied by the middle finger (20.8 N), whatever the posture. The relative involvement amounted to 105% for the ring finger in the curved posture.

Conclusions. The great force applied by the middle finger and the great relative involvement of the ring finger in the curved posture seem to be the main factors of injuries of these fingers.

Relevance

The analysis of force sharing among the fingers during different joint postures mimicking rock climbing is essential to a better understanding of finger injuries.

© 2003 Elsevier Science Ltd. All rights reserved.

Keywords: Rock climbing; Force sharing; Fingertip force

1. Introduction

There has been remarkable development in the scope and quality of rock climbing during the last couple of years. In this activity, the hands are used as tools for the ascent and many of the external forces applied upon the fingers are distributed through the wrist, elbow and shoulder (Hass and Meyers, 1995; Quaine et al., 1997). Three quarters of elite and recreational sport climbers suffer from injuries at the upper extremities (Rooks, 1997). Sixty percent of these injuries involve the hand

and 40% of elite climbers have signs of failure to the A2 pulley (Bollen and Gunson, 1990). Failure to the A2 pulley arises when the flexor tendon sheaths are overloaded. This often occurs when the climber moves either to or from a small hold. Failure is largely acquired as a function of the grip techniques, the middle and ring fingers being most commonly injured (Schweizer, 2001). The pathomechanics of the rupture of flexor tendon pulleys is well described on cadaveric fingers (Sharkey et al., 1998) but is unknown during climbing, since no study has analyzed the forces applied by the fingers. We hypothesized that the middle and ring fingers are commonly damaged because they apply greater fingertip forces. The purpose of this study was to examine the forces applied by each finger in various simulated postures used in rock climbing.

* Corresponding author.

E-mail address: franck.quaine@ujf-grenoble.fr (F. Quaine).

2. Methods

Six elite males rock climbers participated in the study [age: 22 (SD 1.4) years; height: 177.4 (SD 4.5) cm; body mass: 65.6 (SD 2) kg; hand length from the middle fingertip to the distal crease of the wrist with the hand extended: 19 (SD 1.5) cm]. All subjects have been practising for ten years on average (five times per week). They signed an informed consent in accordance to the University guideline.

2.1. Apparatus

Since a previous work (Quaine et al., 1997) shows that high postural constraints associated to postural balance in rock climbing induce significant intra and intersubject supporting force variability, the subjects sat on a chair. In this case, the postural constraints are insignificant and it was easy to control and modify the grip posture for each subject. A device (Fig. 1) was assembled in the global reference system (O, x, y). A vice was used to stabilize the upper arm. A clamp was used to stabilize the palm of the hand. The wrist was positioned at 40° of extension. The upper arm was at 45° of abduction, the elbow joint being flexed at 90° . A digital camera (Sony, DSC-S70) located 0.70 m above the device was used to control the finger posture. It measured the sagittal Index finger posture. Two markers per segment were used. The markers were aligned with the longitudinal axis of the segment. The angle of intersection of the lines of adjacent segments defined the joint angles. The angles were assumed to be similar for the four fingers. An extended finger displayed 180° joint angles.

Four parallel mono-axial load cells (Schlumberger, model CD-750, Vélizy Villacoublay cedex France) were used for vertical force measurement (see (Valero-Cuevas et al., 2000) for details). Steel plates (20 mm \times 15 mm) were fastened to the four load cells, providing finger contact areas. The space between the plates was 4 mm. The pitch between the fingers was 19 mm. The thumb did not act against any support as an additional gripping force.

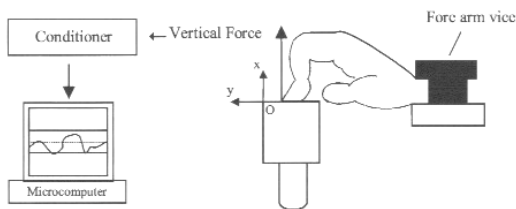


Fig. 1. Experimental setup. The posture corresponds to the 'crimp' posture in the text.

2.2. Data processing

Subjects warmed up on the device by carrying out a series of one hundred contractions for 5 s at 10 N (Schweizer, 2001). They were then asked to press the force sensors at maximal intensity with the index (I), middle (M), ring (R) and little (L) finger separately and then the combination IMRL. Subjects were asked to perform fingertip forces in the vertical direction as requested by previous authors (Zatsiorsky et al., 1998).

Three trials for 8 s were required for each task. A 2 min resting period was allowed after each trial in order to avoid fatigue. The highest peak force generated during each trial was adopted as maximal voluntary contraction force (MVC).

The tests were conducted in three different finger postures (Fig. 2): The first posture was labeled REF in the text. It consisted in maintaining both distal and proximal interphalangeal joints (DIP and PIP) straight, and metacarpophalangeal joint (MCP) with 140° of flexion (Zatsiorsky et al., 1998; Li et al., 1998; Danion et al., 2000). The second posture corresponded to the climber's 'crimp' posture (labeled CRI) and was characterized by the hyperextension at DIP (210°), and 100° and 160° of flexion at PIP and MCP. The third posture was the climber's 'slope' posture (labeled SLO), where DIP, PIP and MCP were flexed at 150° , 160° and 150° respectively. These postures have been described previously and the angles are frequently used during climbing (Schweizer, 2001).

2.3. Calculated parameters

Single-fingertip force. It is the maximal force generated by a finger in the single-finger task: F_i with $i = I, M, R$ and L .

Four-fingertip force. It is the maximal force produced by an individual finger in the four-finger task: F_i^{IMRL} with $i = I, M, R$ and L .

The resultant four-fingertip force was calculated as: $F_{\text{max}}^{\text{IMRL}} = \sum_i F_i^{\text{IMRL}}$ with $i = I, M, R$ and L .

Relative involvement of each finger. It was defined as the percentage of maximal force produced by an indi-

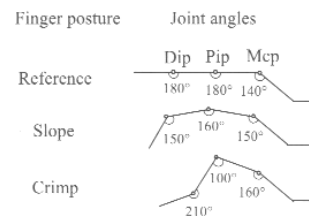


Fig. 2. Simulated finger postures. Dip and Pip correspond to the distal and proximal interphalangeal joints. Mcp corresponds to the metacarpophalangeal joint.

vidual finger in the four-finger task compared with the maximal force generated by the same finger in the single-finger task as: $C_i = (F_i^{IMRL}/F_i) \times 100\%$ where i represents the involved finger in the task.

2.4. Statistical analysis

Descriptive statistics are means and standard deviations. A one-factor ANOVA (*Posture*) with repeated measures was used to analyze the differences in resultant external force. Two-factor ANOVAs with repeated measures (3×4 , *Posture* \times *Finger*) were used to analyze the force applied by each finger during the single and four-fingertip tasks in the different postures. A level of $P < 0.05$ was considered to be statistically significant.

3. Results

Single-fingertip force F_i : Maximal forces for individual fingers in single-finger task are shown in Table 1. The ANOVA indicates a significant effect of *Finger* ($F(3, 15) = 14.6, P < 0.00004$). The maximal forces of the index and the middle finger were not statistically different and were greater than those of the ring and little finger. The force of the ring finger was not statistically different from the force of the little finger. No significant effect was observed for *Posture*, nor for the interaction *Posture* \times *Finger*.

Resultant four-fingertip force F_{max}^{IMRL} : The magnitude of the force is represented in Fig. 3. No significant difference was observed between the external force magnitudes performed in each posture. In REF, the mean force amounted to 58.6 (SD 21) N. In CRI and SLO, it amounted to 61.4 (SD 25) N and 65.9 (SD 14) N respectively.

Four-fingertip force F_i^{IMRL} : The contribution of each finger to the resultant force is presented on Fig. 4. The ANOVA results show no significant effect of *Posture*. The mean external force magnitude was the same for each climber's grip, whatever the finger. A significant effect of *Finger* was observed ($F(3, 15) = 22.64, P < 0.00008$). The mean external force magnitude was different for each finger, whatever the posture. Newman-Keuls post-hoc analysis among all the possible pairs of the four fingers shows that the force applied by the index was not statistically different from the one applied by the middle

Table 1
Mean (SD) single-fingertip force (N) at the index (I), middle (M), ring (R) and Little (L) finger in the climber's "reference" (REF), "crimp" (CRI) and "slope" (SLO) postures ($n = 6$)

Postures	I	M	R	L
REF	34.7 (8.6)	33.2 (9.5)	18 (6.7)	11 (3.9)
CRI	21.5 (7.3)	20.7 (6.3)	15.1 (6.3)	15.2 (2.8)
SLO	22.8 (8.5)	23.5 (8.4)	11.9 (5.7)	16.7 (3.7)

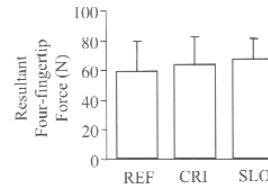


Fig. 3. Resultant four-fingertip force (F_{max}^{IMRL}) in the climber's "reference" (REF), "crimp" (CRI) and "slope" (SLO) postures. Error bars indicate standard deviation.

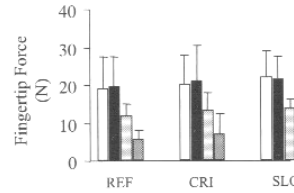


Fig. 4. Four-fingertip force (F_i^{IMRL}) applied beneath each finger (□) index; (■) middle; (▒) ring; (■) little). Error bars indicate standard deviation. REF is the climber's "reference" posture, CRI the "crimp" posture and SLO the "slope" posture.

finger. They amounted to 20.5 (SD 7.33) N and 20.8 (SD 7.6) N respectively. They were statistically greater ($P < 0.05$) than the forces applied by the ring finger [13.1 (SD 3.4) N] and by the little finger [7.14 (SD 3.6) N]. The interaction *Posture* \times *Finger* showed no significant effect. This means that the external force magnitude increases similarly for each finger in the climber's "reference", "slope" and "crimp" postures.

Relative finger involvement C_i : In the IMRL task, a significant *Finger* effect was observed ($F(3, 15) = 15.87; P < 0.0001$), while no effect was observed for *Posture*. The interaction *Posture* \times *Finger* (Fig. 5) was significant ($F(6, 30) = 2.6; P < 0.03$). Post-hoc analysis indicates that the climber's posture led to a drop in the relative finger involvement only for the middle [93 (SD 21) %] and the ring [105 (SD 28) %] fingers in the "slope" posture ($P < 0.05$). There was no significant change

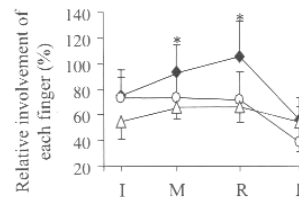


Fig. 5. Relative involvement of each finger (C_i) for the index, middle, ring and little fingers (I, M, R and L) during the "slope" (◆); "crimp" (○) and "reference" (△) postures. Error bars indicate standard deviation. * indicates a significant difference between the relative involvement values for the middle and ring fingers and all others values ($P < 0.05$).

concerning all the other values. They fluctuated between 38 (SD 28) % and 75 (SD 20) %.

4. Discussion

Our results show that the “crimp” and the “slope” posture do not affect the resultant force magnitude. This is conflicting with a previous report (Cutts and Bollen, 1993) which showed that the external force was greater during the climber’s “crimp” posture than during the “slope” posture. However, the handgrip dynamometry presented in this study (Cutts and Bollen, 1993) involves an isometric contraction of the fingers in opposition to the thumb and the base of the hand, whereas the present study requires a different involvement of the fingers. The extended finger posture allows direct comparison with data in the literature (Li et al., 1998; Danion et al., 2000) and shows that the relative force distribution among the fingers is replicated in the present experiment. This means that rock climbers behave similarly to non-climber subjects (previously tested) when the external force is produced by all the fingers in an extended posture.

Moreover, the present results confirm that the fingers are not equally involved in the resultant force production. The greater involvement concerns the middle finger, followed by the index, the ring and then the little finger in each posture. This result validates a part only of our hypothesis: the most frequent middle finger injuries may occur because this finger applies the greater forces. Nevertheless, the explanation concerning the ring finger is less explicit. As previously mentioned (Li et al., 1998), this finger applies reduced force in single-finger task, but the necessity to minimize unnecessary rotational moment with respect to the functional longitudinal axis of the hand (Li et al., 1998) induces a great appeal on force production for this finger. This explains the high percentage of relative force in four-fingertip task and may explain the ring finger injuries in rock climbing.

5. Conclusions

The results show that the simulated climber’s finger postures induce different force distributions among the four fingers when they act simultaneously. The most significant forces are always applied by the middle and index finger, followed by forces applied by the ring then by the little finger, which may explain the middle finger injuries. Furthermore, the relevant factor of injury for the ring finger in rock climbing seems to be the most significant relative force applied by this finger, particularly in the slope posture.

References

- Bollen, S., Gunson, C., 1990. Hand injuries in competition climbers. *Brit. J. Sport Med.* 24, 16–18.
- Cutts, A., Bollen, S., 1993. Grip strength endurance in rock climbers. *Proc. Inst. Mech. Eng.* 07, 87–92.
- Danion, F., Latash, M., Li, Z., Zatsiorsky, V., 2000. The effect of fatigue on multifinger co-ordination in force production task in humans. *J. Physiol.* 523.2, 523–532.
- Hass, J., Meyers, M., 1995. Rock climbing injuries. *Sports Med.* 20, 199–205.
- Li, Z., Latash, M., Zatsiorsky, V., 1998. Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. *Exp. Brain Res.* 119, 276–286.
- Quaine, F., Martin, L., Blanchi, J.P., 1997. The effect of body position and number of supports on wall reaction forces in rock climbing. *J. Appl. Biomech.* 13, 14–23.
- Rooks, M., 1997. Rock climbing injuries. *Sports Med.* 23, 261–270.
- Schweizer, A., 2001. Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *J. Biomech.* 34, 217–223.
- Sharkey, M., Smith, T., Zissimos, A., 1998. Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers. *J. Bone Joint Surg. Am.* 80, 1012–1019.
- Valero-Cuevas, F., Towles, J., Hentz, V., 2000. Quantification of fingertip force reduction in the forefinger following simulated paralysis of extensors and intrinsic muscles. *J. Biomech.* 33, 1601–1609.
- Zatsiorsky, V., Li, Z., Latash, M., 1998. Coordination force production in multi-finger tasks: finger interaction and neural network modeling. *Biol. Cybern.* 79, 139–150.