



HAL
open science

Développement de dispositifs de mesures biomécaniques pour l'aide à la conception des orthèses articulaires patient-spécifique

Khouloud Achouri

► **To cite this version:**

Khouloud Achouri. Développement de dispositifs de mesures biomécaniques pour l'aide à la conception des orthèses articulaires patient-spécifique. Physique Médicale [physics.med-ph]. Université Grenoble Alpes [2020-..], 2021. Français. NNT : 2021GRALI058 . tel-03352187

HAL Id: tel-03352187

<https://theses.hal.science/tel-03352187>

Submitted on 23 Sep 2021

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.



THÈSE

Pour obtenir le grade de
Docteur



Délivré par **l'UNIVERSITE GRENOBLE ALPES**

Préparée au sein de l'école doctorale
**I-MEP2 - Ingénierie – Matériaux, Mécanique,
Environnement, Energétique, Procédés, Production**

Et de l'unité de recherche
**TIMC UMR5525 : Translational Innovation in Medicine
and Complexity**

Présentée par **Khouloud ACHOURI**

Développement de dispositifs de mesures biomécaniques pour l'aide à la conception des orthèses articulaires patient-spécifique

Soutenue le 22/06/2021 devant le jury composé de

Vincent NOUGIER	PU	Université Grenoble Alpes	Président du jury
Hervé LOUCHE	PU	Université de Montpellier	Rapporteur
Laurent GORNET	MCF	Ecole Centrale de Nantes	Rapporteur
Julien GERBELOT		Demeure Orthopédie	Invité
Aurélien COURVOISIER	PUPH	CHU Grenoble	Invité
Nathanaël CONNESSON	MCF	Université Grenoble Alpes	Invité
Grégory CHAGNON	PU	Université Grenoble Alpes	Directeur de thèse



Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier l'ensemble des membres de jury pour avoir accepté de juger mon travail de thèse.

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une thèse CIFRE au sein du laboratoire TIMC et en collaboration avec l'entreprise DEMEURE ORTHOPEDIE à Grenoble.

Je souhaite remercier en premier lieu mon directeur de thèse, M. Grégory Chagnon, pour avoir encadré ce travail avec patience. Je lui suis également reconnaissante pour le temps conséquent qu'il m'a accordé, ses qualités pédagogiques et scientifiques, sa franchise et sa sympathie.

Mes remerciements les plus sincères s'adressent à mon co-encadrant, M. Nathanael Connesson, pour ses nombreux conseils précieux aussi bien scientifiques que techniques et qui m'ont permis d'avancer tout au long de ma thèse.

Je tiens également à exprimer mes sentiments de gratitude et de reconnaissance à M. Aurélien Courvoisier pour ses précieuses instructions et pour l'aide et les conseils concernant les missions évoquées dans ce rapport de thèse, qu'il m'a apporté lors des différents suivis.

J'adresse de sincères remerciements à M. Pierre Philippe Gerbelot pour m'avoir choisi sur ce projet ainsi que Julien Gerbelot pour son aide précieuse et sa gentillesse.

Je remercie particulièrement tous les membres de Demeure Orthopédie : Fatiha, Louis, Chloé, Grégory...

Je désire en outre remercier mon ami Laurent pour son encouragement tout au long de ma thèse.

Je souhaite remercier spécialement Carlos pour son soutien et sa patience surtout dans la période de rédaction.

Enfin, je remercie mes frères et sœurs, ainsi que ma mère Rachida pour leur soutien au cours de ces années et sans lesquels je n'en serais pas là aujourd'hui.

Table des matières

Remerciements	1
Table des matières	2
Table des figures	7
Introduction	12
Chapitre I. État de l’art : Anatomie	15
1 Main humaine.....	15
1.1 Anatomie de la main.....	15
1.1.1 Ostéologie.....	15
1.1.2 Articulations	16
1.1.3 Muscles	18
1.1.4 Le doigt	18
1.1.4.1 Flexion des doigts	20
1.2 Pathologies diverses	21
2 Tronc humain : anatomie et pathologie.....	22
2.1 Anatomie du tronc humain.....	22
2.1.1 La colonne vertébrale.....	22
2.1.2 La cage thoracique	23
2.1.3 Le bassin	23
2.1.4 La cavité abdominale.....	24
2.2 Exemple de pathologie du tronc : scoliose	24
2.2.1 Angle de Cobb.....	25
2.2.1.1 Technique de mesure de l’angle de Cobb :	25
3 Orthèses correctrices.....	26
3.1 Orthèses-doigts.....	27
3.1.1.1 Orthèse de protection ou de prévention	28
3.1.1.2 Orthèse d’assistance	28

3.1.1.3	Orthèse de correction	28
3.1.1.4	Les Ergo-orthèse.....	29
3.2	Corsets.....	29
3.2.1.1	Corset de Milwaukee.....	30
3.2.1.2	Corset de Chêneau (CTM).....	31
3.2.1.3	Corset de Boston	32
4	Problématique de la thèse.....	32

Chapitre II. Caractérisation expérimentale du moment de flexion maximal de l'index 35

1	Quantification des efforts des articulations simples dans la littérature	35
1.1	Présentations des dispositifs de mesure des efforts des articulations.....	36
2	Développement d'un dispositif de mesure des moments de flexion maximaux dans l'IPP	44
2.1	Introduction.....	44
2.2	Analyse fonctionnelle	45
2.2.1	Identification du besoin	45
2.2.2	Contrôle de validité de ce besoin.....	45
2.2.3	Diagramme de Pieuvre.....	46
2.2.1	Cahier des charges fonctionnel	47
2.3	Description du système développé	48
2.3.1	Description.....	48
2.3.2	Dispositif développé	50
2.3.3	Capteur choisi pour l'étude	53
2.3.4	Etalonnage du capteur	54
2.4	Protocole d'essai	55
2.4.1	Première étape : Centre de l'articulation.....	56
2.4.1.1	Phase 1 : Identification des cibles	57
2.4.1.2	Phase 2 : Détermination des trajectoires des points centraux des cibles.....	57

2.4.1.3	Phase 3 : Détermination du centre de l'articulation IPP : O	57
2.4.2	Deuxième étape : statique	58
2.4.3	Calcul de l'angle de flexion réel.....	59
2.4.4	Protocole expérimental	60
3	Conclusion	62
	Chapitre III. Campagne de mesures des moments de flexion maximaux dans l'IPP sur une population de sujets sains	63
1	Tests expérimentaux	63
1.1	Etude paramétrique de l'essai expérimental	64
1.1.1	Etude de variation du centre de l'articulation IPP	64
1.1.2	Effet du nombre de mesure effectué sur le moment de flexion maximal ..	65
1.2	Campagne d'essais réalisés.....	66
2	Résultats et discussion.....	68
2.1	Etude préliminaire	68
2.2	Étude de la reproductibilité du test	71
2.3	Conclusion de la discussion préliminaire	72
3	Etude par Analyse en Composantes Principales (ACP)	73
3.1	Principe de l'Analyse en Composantes Principales	73
3.2	Démarche étape-par-étape de calcul de l'ACP	74
3.2.1	Etape 1 : Standardisation ou normalisation	74
3.2.2	Etape 2 : Calcul de la matrice de corrélation	75
3.2.3	Etape 3 : Calcul des valeurs propres et des vecteurs propres de la matrice de corrélation.....	77
3.2.4	Etape 4 : Identification des composantes principales et leur classification..	79
3.2.5	Etape 5 : Représentation des modes propres.....	80
3.2.6	Etape 6 : Réorganisation des données le long de l'axe des composantes principales	81

3.3	Filtrage et correction de la courbe d'une observation	83
3.3.1	Etape 1 : Standardisation des observations.....	83
3.3.2	Etape 2 : Transposition des données dans l'espace vectoriel et filtrage...	84
3.3.3	Etape 3 : Retour à l'espace réel angulaire.....	85
3.4	Conclusion de l'étude par ACP.....	86
4	Caractérisation d'une orthèse par rapport à la capacité maximale du doigt	87
5	Conclusion	88
	Chapitre IV. Caractérisation expérimentale des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose	89
1	Méthodes expérimentales de mesures des efforts du tronc dans la littérature.....	90
2	Développement d'un dispositif de mesure des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose	96
2.1	Cahier des charges fonctionnel	96
2.2	Description du système développé	98
2.2.1	Corset	98
2.2.2	Support-Capteur.....	99
2.2.3	Nombre et emplacements des support-capteurs sur le corset	102
2.3	Instrumentation : Installation et connexion électronique des capteurs	103
2.4	Calibration des capteurs	104
2.4.1	Détermination des orientations réelles des capteurs	104
2.4.2	Évaluation de la symétrie réelle des capteurs	107
2.4.3	Étalonnage des capteurs	108
2.4.3.1	Système de calibrage utilisé	109
2.4.3.2	Résultat de l'étalonnage.....	111
2.4.4	Étude de la reproductibilité des mesures.....	112
2.4.5	Étude comparative des capteurs	113
3	Conclusion	117

Chapitre V. Campagne de mesures des efforts de corrections du tronc	
sur un sujet sain	119
1 Tests préliminaires sur buste.....	119
1.1 Description des tests réalisés	119
1.1.1 Mise en place du corset.....	120
1.1.2 Mise en contact des systèmes capteurs	120
1.1.3 Application de la correction	121
1.1.4 Tests réalisés.....	123
1.2 Résultats et discussions	123
2 Tests expérimentaux sur un sujet sain	127
2.1 Description des tests réalisés	127
2.1.1 Mise en place du corset.....	128
2.1.2 Mise en contact des systèmes-capteurs	128
2.1.3 Application de la correction	129
2.1.4 Tests réalisés.....	131
2.1.4.1 Test 1 : Cambrure symétrique.....	131
2.1.4.2 Test 2 : Cambrure dissymétrique	132
2.2 Résultats et discussions	133
2.2.1 Résultats du test 1	133
2.2.2 Résultats du test 2	138
3 Conclusion	141
Conclusion générale et perspectives	142
Références	145

Table des figures

Figure 1 : Main humaine [2].....	15
Figure 2 : Ostéologie de la main humaine [3]	16
Figure 3 : Les différentes articulations de la main [5].....	17
Figure 4 : Muscles et tendons mobilisant le doigt	20
Figure 5 : Force musculaire de flexion au niveau de l'IPP	21
Figure 6 : Force musculaire de flexion au niveau de l'IDP	21
Figure 7 : La colonne vertébrale.....	22
Figure 8 : Anatomie de la cage thoracique	23
Figure 9 : Anatomie du bassin	24
Figure 10 : Exemple de scoliose.....	25
Figure 11 : Mesure des courbures : Angle de Cobb	26
Figure 12 : Tube de protection de l'articulation IPP	28
Figure 13 : Un exemple de syndactylisation	28
Figure 14 : Orthèse dynamique de correction d'une clinodactylie	29
Figure 15 : Orthèse tube en néoprène.....	29
Figure 16 : Empreintes scan 3D	30
Figure 17: Corset de Milwaukee.....	31
Figure 18: Corset de Chêneau.....	31
Figure 19 : Corset de Boston	32
Figure 20 : Gant portable flexible pour déterminer la position de chaque articulation en utilisant des capteurs de courbures.....	36
Figure 21 : Manomètre de pression pour mesurer la force de pincement.....	37
Figure 22 : Dispositif de mesure de la force de pincement des doigts	38
Figure 23 : Mesure sélective de la force de doigt	38
Figure 24 : Dispositif expérimental de mesure des moments isométriques générés dans les articulations métacarpo-phalangiennes (MP), interphalangiennes proximales (IPP) et interphalangiennes distales des quatre doigts	39
Figure 25 : Exosquelette motorisé de la main	40

Figure 26 : WFTS : Wrist Finger Torque Sensing : dispositif de mesure des couples isométriques de flexion et d'extension de l'articulation du poignet ainsi que les articulations métacarpo-phalangiennes des doigts	41
Figure 27 : Représentation schématique de dispositif de mesure du moment isométrique du coude	41
Figure 28 : Système de mesure de l'angle du genou porté sur la jambe	43
Figure 29 : Articulation IPP	44
Figure 30 : Flexion de l'articulation IPP : différentes configurations angulaire	44
Figure 31 : Bête à corne du dispositif à concevoir.....	45
Figure 32 : Diagramme de pieuvre pour le système à concevoir	47
Figure 33 : Schéma cinématique du dispositif.....	49
Figure 34 : Dispositif de mesure des moments de flexion maximaux de l'IPP	50
Figure 35 : Doigtier rigide.....	51
Figure 36 : Montage-capteur	52
Figure 37 : Element T	52
Figure 38 : Capteur utilisé : Singletact sensor.....	53
Figure 39 : Réponse capteur pour les 10 mesures prises pour un effort de 1,65N par le logiciel Singletact.....	54
Figure 40 : Courbe d'étalonnage du capteur, utilisée dans l'étude pour convertir les mesures en forces : $Forces=f(Mesures)$	55
Figure 41 : Paramètres à mesurer durant le test : F et D	56
Figure 42 : Étapes de l'essai expérimental	56
Figure 43 : Identification des cibles.....	57
Figure 44 : Identification des cercles passant par les cibles	57
Figure 45 : Identification du centre de l'articulation IPP	58
Figure 46 : Détermination de l'effort maximal généré par l'articulation IPP	58
Figure 47 : Détermination de la longueur du bras de levier.....	59
Figure 48 : Calcul de l'angle réel : $\alpha_{réel}$	60
Figure 49 : Banc d'essais expérimental.....	60
Figure 50 : Variation du centre de l'articulation IPP	65
Figure 51 : Recherche de N : nombre de mesures à réaliser dans chaque position angulaire.....	66
Figure 52 : Test expérimental effectué sur un sujet sain.....	67

Figure 53 : Exemple d'interpolation sur un jeu de données	67
Figure 54: Courbes de moments de flexion en fonction de l'angle articulaire de trois sujets différents.....	68
Figure 55 : Extremums des moments de flexion maximaux des 30 sujets tous angles confondus	69
Figure 56 : Moyenne des moments de flexion maximaux des 30 sujets en fonction de l'angle.....	70
Figure 57 : Evolution du moment de flexion maximal pour un angle donné en fonction du test	72
Figure 58 : Evolution moyenne du moment de flexion maximal en fonction de l'angle avec le coefficient de variation en %.....	72
Figure 59 : Histogrammes des pourcentages de variances en fonctions des composantes principales.....	80
Figure 60 : Les quatre modes propres sélectionnés pour la MD et la MND	81
Figure 61 : A gauche, l'application du filtre sur un cas MD A droite, l'application du filtre sur un cas MND	85
Figure 62 : Filtre ACP pour le filtrage des observations cliniques	86
Figure 63 : Caractérisation d'une orthèse par rapport à la capacité maximale de l'IPP du doigt	87
Figure 64 : Exemple de corset de scoliose avec coussinet d'appui	90
Figure 65 : Essai expérimental de mesure des efforts de correction en fonction de la tension appliquée par la sangle : Sujet portant le tapis de pression sous son corset [53]	91
Figure 66 : Corset de scoliose avec des semelles de mesure de pression [28]	92
Figure 67 : Capteur utilisé pour la mesure des forces de correction de l'orthèse [29]	93
Figure 68 : Mesure de la pression dans les deux côtés de l'orthèse Milwaukee avec un sphygmomanomètre modifié [6]	94
Figure 69 : Modèle analogique de scoliose avec le corset : test expérimental [31]	94
Figure 70 : Dispositif de mesure des efforts en fonction des corrections imposées....	98
Figure 71 : Schéma présentant la distance entre le corps du sujet et le corset.....	99
Figure 72 : Support-capteur à gauche et Schéma cinématique du support-capteur à droite	100
Figure 73: Corps principal	100

Figure 74: Porte-capteur	101
Figure 75: Tige	101
Figure 76: Pièce de contact avec le corps.....	101
Figure 77: Vis de réglage	101
Figure 78 : Positions des supports-capteurs : faces avant et arrière du corset	102
Figure 79 : Connexion électronique des capteurs	103
Figure 80 : Schéma explicatif de la connexion électronique des capteurs en utilisant Arduino	104
Figure 81: Les différentes étapes de détermination des orientations des forces	105
Figure 82: Géométrie obtenue par scan	106
Figure 83 : Reconstruction 3D du buste avec les orientations des capteurs.....	106
Figure 84 : Positions des efforts sur le buste : vue de dessus	107
Figure 85 : Système de calibrage développé	109
Figure 86 : Calibrage-capteurs : vérification de l'horizontalité des systèmes-capteurs	109
Figure 87 : Schéma explicatif des étapes de l'étalonnage des systèmes-capteur	110
Figure 88 : Premier résultat d'étalonnage du capteur 9 : Mesures=f(Temps)	111
Figure 89 : Premier résultat d'étalonnage du capteur 9 : Mesures=f(Forces)	111
Figure 90 : Tests de reproductibilité réalisés sur capteur 9 : courbes charge/décharge	112
Figure 91 : Capteurs étalonnés.....	114
Figure 92 : Réponses des capteurs suite à l'étalonnage, courbes Mesures=f(Forces) à la charge et la décharge.....	115
Figure 93 : Variation de la pente pour chaque capteur à la charge et la décharge ..	116
Figure 94 : Mise en contact des systèmes-capteurs avec le buste.....	121
Figure 95 : Protocole expérimentale : tests sur buste	122
Figure 96 : Tests réalisés sur buste	123
Figure 97 : Sujet portant le corset en position debout avec les bras soulevés	128
Figure 98 : Protocole expérimental de mesure des efforts de corrections du tronc sur un sujet sain	130
Figure 99 : Tests réalisés sur le sujet sain	131
Figure 100: Capteurs utilisés pour le test1: cambrure symétrique.....	131
Figure 101: Capteurs utilisés pour le test2: cambrure dissymétrique	132

Figure 102 : Évolution de la force estimée au cours du temps durant tout le test.....	133
Figure 103: Représentation schématique du buste après chaque correction (test1)	134
Figure 104 : Réponse des capteurs d'application de la correction 9 et 10	136
Figure 105 : Réponse des capteurs 1, 2, 5 et 6	136
Figure 106 : Variation de la force moyenne en fonction de la correction appliquée dans chaque capteur	137
Figure 107 : Évolution de la force moyenne au cours du temps durant tout le test 2.	138
Figure 108: Représentation schématique du buste après chaque correction (test2)	139
Figure 109 : Réponse des capteurs pour chaque correction	140
Figure 110 : Variation de la force moyenne en fonction de la correction appliquée dans chaque capteur	140
Figure 111: Représentation schématique d'une force	152
Figure 112 : Moment d'une force F par rapport à un point M	153

Introduction

Compenser, corriger ou encore rétablir une fonction biomécanique d'une partie du corps humain est la fonction principale d'une orthèse. Jusqu'à ce jour, les orthèses articulaires sont réalisées avec une méthode empirique, utilisant des matériaux rigides qui bloquent toute articulation dans une position donnée, ce qui procure un inconfort aux patients. La conception d'orthèses souples à propriétés adaptées présente cependant une difficulté : il est difficile de définir une souplesse de l'orthèse pour être adaptée à tous les patients. L'orthèse souple doit être patient-spécifique, conçue à partir d'informations sur les capacités physiques de chaque patient. Dans ce contexte, s'introduit ce travail de thèse dont l'objectif principal est de fournir des moyens expérimentaux d'acquisition de données, qui permettront à terme de concevoir de nouvelles orthèses articulaires. Ces dernières consisteront à contraindre un mouvement sans le bloquer, en contrôlant ses caractéristiques mécaniques.

Étant donné que les articulations sont classées en fonction du nombre et type de leur degré de liberté articulaire, il est plus simple d'étudier un système à un seul degré de liberté qu'un système à plusieurs degrés de liberté. C'est la raison pour laquelle nous avons choisi de travailler dans un premier temps avec des orthèses destinées aux articulations simples avec un seul degré de liberté et mouvement simple tel que la flexion/l'extension, pour finir avec les orthèses destinées aux articulations complexes à plusieurs degrés de liberté tels que les corsets de scoliose. Les travaux de thèse sont alors définis selon l'approche suivante : nous fournissons d'abord des mesures biomécaniques d'une articulation simple tel que le doigt par le développement d'un dispositif expérimental d'acquisition de données. Ensuite, en s'inspirant des études réalisées sur le premier système simple, nous fournissons des mesures biomécaniques d'une articulation complexe telle que la colonne vertébrale.

Pour fournir les mesures biomécaniques souhaitées (moments de flexion maximaux pour le doigt et force de correction du tronc avec un corset de scoliose pour le tronc), une démarche est mise en place : nous commençons l'étude par l'étape de conception du système expérimental. Après avoir défini un cahier des charges que doit remplir le dispositif, un prototype sera fabriqué. Ensuite, l'étape de l'étalonnage des capteurs sera nécessaire pour pouvoir passer à la validation expérimentale tout en proposant un protocole d'essais efficace. Une campagne d'essais sera par la suite réalisée. Enfin, les résultats obtenus seront analysés selon une méthode d'analyse choisie.

Nous entamerons ce travail de thèse par le premier chapitre "état de l'art" présentant une étude anatomique de deux parties du corps humain : la main et le tronc. Nous détaillerons aussi les différents types d'orthèses correctrices existantes, leurs applications et leurs limitations. La problématique de la thèse sera présentée par la suite.

Dans le deuxième chapitre "Caractérisation expérimentale du moment de flexion maximal de l'index", nous présenterons la conception d'un montage expérimental permettant d'évaluer le moment de flexion maximal que peut générer un doigt dans l'articulation Interphalangienne Proximale (IPP). L'intérêt du dispositif est de fournir des données en terme de couples maximaux afin de déterminer les caractéristiques auxquelles devra répondre l'orthèse patient-spécifique. Ce chapitre présentera dans un premier temps le cahier des charges que doit remplir le dispositif expérimental, une présentation détaillée du système et se terminera par un protocole d'essai adapté au dispositif et utilisable par les chercheurs ou médecins à qui il est destiné. Afin de valider les mesures effectuées par ce dispositif, une première campagne d'essais incluant trente sujets a été menée. Les résultats des tests expérimentaux seront présentés dans le troisième chapitre "Campagne de mesures des couples maximaux dans l'articulation interphalangienne proximale sur une population de sujets sains". Outre la validation de la cohérence des données mesurées, le second objectif de ce chapitre est de proposer une méthode d'analyse des résultats obtenus. La démarche d'analyse proposée repose sur une méthode statistique ACP (Analyse en Composantes Principales). Cette méthode est adaptée pour le traitement de données expérimentales afin d'en éliminer les bruits.

Le deuxième grand thème de ce travail de thèse est consacré aux orthèses de tronc (corset de scoliose). La connaissance des efforts de correction appliqués sur le tronc du patient par le corset de scoliose constitue une donnée médicale importante qui serait nécessaire à la conception de nouvelles orthèses patient-spécifique. Le développement d'un système expérimental de quantification des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose sera l'objet du quatrième chapitre de la thèse "Caractérisation expérimentale des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose » : après la description de cahier des charges auquel doit répondre le dispositif de mesures, ce dernier sera présenté de manière détaillée, ainsi que la partie d'instrumentation et de calibration des capteurs.

Quant à lui, le cinquième chapitre "Campagne de mesures des efforts de corrections du tronc sur un sujet sain" sera consacré à la validation de ce dispositif expérimental via des

premiers tests préliminaires. Ceux-ci mèneront à la proposition d'un protocole adapté. Enfin une première campagne de mesures des efforts de corrections du tronc sur un sujet sain a été menée.

Chapitre I. État de l'art : Anatomie

Dans le but de concevoir les dispositifs de mesures biomécaniques, pour pouvoir à terme développer de nouvelles orthèses patient-spécifique, nous avons besoin de comprendre d'abord l'anatomie des parties concernées du corps : les emplacements des orthèses. Dans notre cas, nous avons opté pour le doigt, système simple, et pour le tronc considéré complexe. Dans ce chapitre "État de l'art : Anatomie", nous étudierons d'abord la main humaine, puis nous étudierons le tronc. Ensuite, nous détaillerons les différentes orthèses correctrices existantes, leurs applications et leurs limitations. Et enfin, nous poserons en détails la problématique de la thèse.

1 Main humaine

1.1 Anatomie de la main

La main est l'organe effecteur du membre supérieur, c'est un outil complexe, ayant 22 degrés de liberté. Elle possède deux fonctions principales de grande précision : la préhension et le tact [1]. Elle est composée de plusieurs séries de petits os qui forment le carpe, le métacarpe et les phalanges. Chaque doigt compte trois phalanges, sauf le pouce qui n'en a que deux. Les phalanges sont reliées les unes aux autres par des articulations mobiles, contrôlées par de longs tendons qui constituent l'extrémité des muscles du bras (Figure 1).

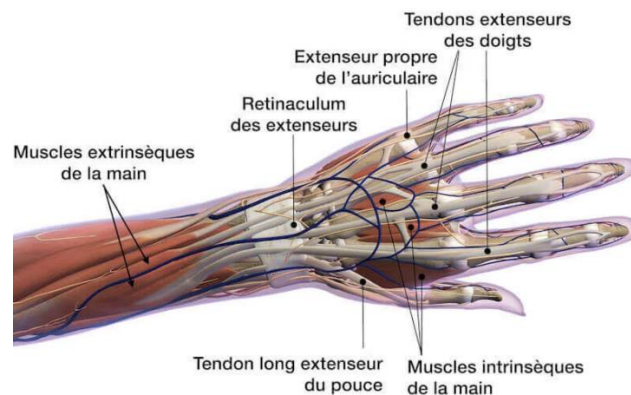


Figure 1 : Main humaine [2]

1.1.1 Ostéologie

Le squelette de la main humaine comporte vingt-sept os (Figure 2).

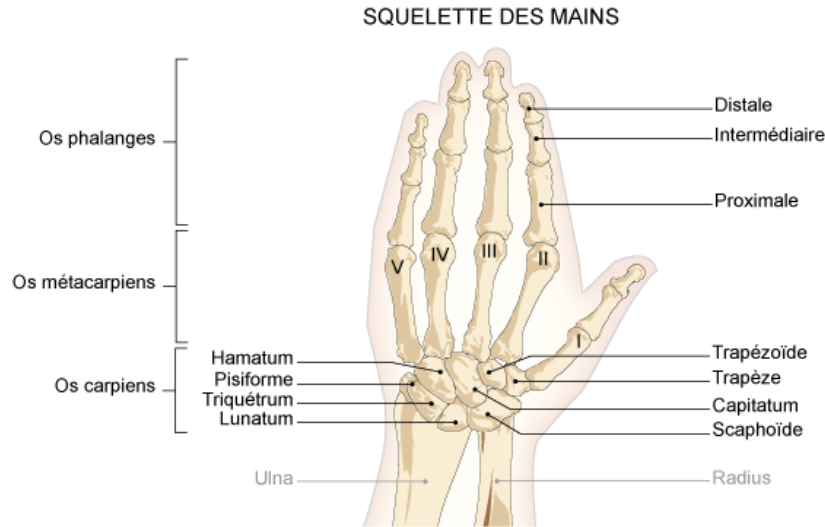


Figure 2 : Ostéologie de la main humaine [3]

- Le carpe, composé de deux rangées de quatre os courts, constitue avec le radius et le cubitus l'articulation du poignet.
- Le métacarpe, composé de cinq os longs, forme le squelette de la paume et se place dans le prolongement de chaque doigt.
- Les quatorze phalanges forment les cinq doigts de la main.

1.1.2 Articulations

Les articulations de la main comprennent (Figure 3) [4]:

- Les articulations carpo-métacarpiennes (CM)
- Les articulations métcarpo-phalangiennes (MCP)
- Les articulations inter-phalangiennes (IP)

Les articulations métcarpo-phalangiennes unissent à chaque doigt la tête du métacarpien avec la base de la phalange proximale. Ces articulations possèdent trois degrés de liberté pour trois mouvements différents à savoir : flexion/extension autour de l'axe transversal. Abduction/adduction dans le plan Sagittal. L'abduction est le mouvement qui écarte les doigts de l'axe de la main et l'adduction est le mouvement inverse. Le troisième mouvement permis par ces articulations est une rotation réduite.

Les articulations inter-phalangiennes unissent les phalanges de la main entre elles. L'index, le majeur, l'auriculaire et l'annulaire possèdent chacun deux articulations : articulations inter-phalangiennes proximales (IPP) et inter-phalangiennes distales (IPD). Le

pouce, quant à lui, ne possède qu'une seule articulation synoviale de type ginglyme. Un seul degré de liberté (flexion/extension) est permis pour ces articulations et qui permet de fermer la main et de faire une prise.

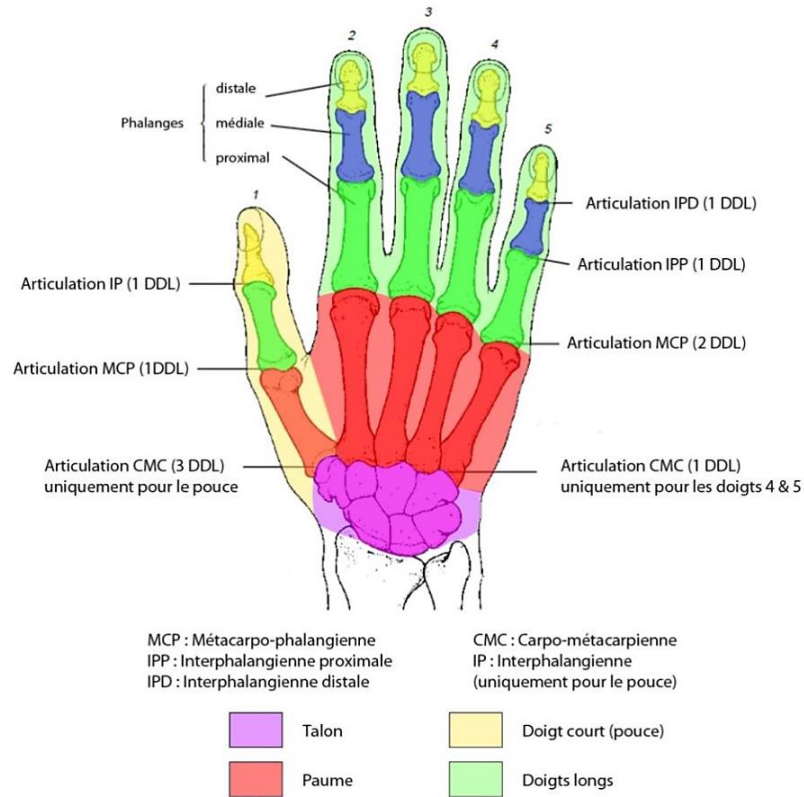


Figure 3 : Les différentes articulations de la main [5]

Le Tableau 1 représente les limites articulaires de la main en flexion/extension et en abduction/adduction.

Tableau 1 : Les limites articulaires de la main

	Flexion/Extension (°)	Adduction/Abduction(°)
Poignet	[-85,85]	[-15,30]
Pouce CM	[-30,45]	[-30,20]
Pouce MCP	[0,60]	0
Pouce IPD	[0,90]	0
Index CM	0	0
Index MCP	[-85,85]	[-20,10]
Index IPP	[0,100]	0
Index IPD	[0,90]	0

1.1.3 Muscles

Les mouvements de la main sont le résultat d'un équilibre entre un ensemble de muscles agonistes et antagonistes, extrinsèques et intrinsèques. Le tableau 2 représente les différents muscles de la main avec les actions équivalentes [6].

Tableau 2 : Les différents muscles de la main

	Muscles extrinsèques de la main				Muscles intrinsèques de la main		
Muscle	Flexor Digitorum Profundus (FDP)	Flexor digitorum superficialis (EDP)	Extensor digitorum communis (EDC)	Extensor indicis (EI)	Lumbrical (LU)	Radial interosseus (RI)	Ulnar interosseus (UI)
Action	Fléchisseur du poignet, de MCP, PIP et DIP	Fléchisseur du coude, du poignet, de MCP et PIP	Extenseur de DIP et PIP	Extenseur du poignet, de MCP, DIP et PIP	Fléchisseurs de MCP et extenseurs de PIP et DIP. Lu et RI sont adducteurs de MCP alors que UI est abducteur		

Les muscles extrinsèques, situés dans l'avant-bras, transmettent les mouvements aux mains et aux doigts, par l'intermédiaire de longs tendons qui cheminent soit sur la paume (tendons fléchisseurs), soit sur le dos de la main (tendons extenseurs).

Les muscles intrinsèques, situés dans la main, transmettent les mouvements précis des doigts. Les muscles interosseux, se distinguent selon leur situation, en dorsaux (dos de la main) ou palmaires (paume), et permettent respectivement d'écarter et de rapprocher les doigts. Les muscles lombricaux, présents entre chacun des 5 doigts, participent à la flexion et à l'extension tandis que les muscles thénariens servent à la mobilisation du pouce et les muscles hypothénariens à celle de l'auriculaire.

1.1.4 Le doigt

Le doigt humain est une structure biologique construite autour de chacune des phalanges osseuses et composée d'une couche de peau englobant le tissu sous-cutané. Cette structure est vascularisée via des artères et veines qui la longent sur les côtés puis se

ramifient, notamment au niveau du bout du doigt [7]. D'un point de vue macroscopique, cette structure est définie par une anthropométrie très variable en fonction des individus.

L'index est le doigt qui fait l'objet de la première partie des travaux de la thèse. Il est constitué d'un os métacarpien MC et de trois phalanges : P1, P2 et P3. Ces quatre os sont mobilisés autour de trois articulations. L'articulation métacarpo-phalangienne (MCP) lie l'os métacarpien à la première phalange grâce à une articulation « condylienne asymétrique ». L'articulation interphalangienne proximale (PIP) et l'articulation interphalangienne distale (DIP) lient la première, la deuxième et la troisième phalange. Les trois articulations sont mobilisées par 6 muscles présentés dans le Tableau 3:

Tableau 3: Muscles mobilisant les articulations des doigts

Articulation	Muscle et tendon	Type de muscle
Interphalangienne distale(DIP)	Tendon extenseur (TE)	
	Fléchisseur profond (FDP)	Extrinsèque
Interphalangienne proximale(PIP)	Bande extenseur (ES)	
	Bande radiale (RB)	
	Bande ulnaire (UB)	
	Fléchisseur superficiel (FDS)	Extrinsèque
	Fléchisseur profond (FDP)	Extrinsèque
Métacarpo-phalangienne(MCP)	Extenseur commun (EDC)	Extrinsèque
	Interosseux radial (RI)	Intrinsèque
	Interosseux ulnaire (UI)	Intrinsèque
	Lumbrical (LU)	Intrinsèque
	Fléchisseur superficiel (FDS)	Extrinsèque
	Fléchisseur profond (FDP)	Extrinsèque

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 :

a) 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.

b) 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.

c) 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.

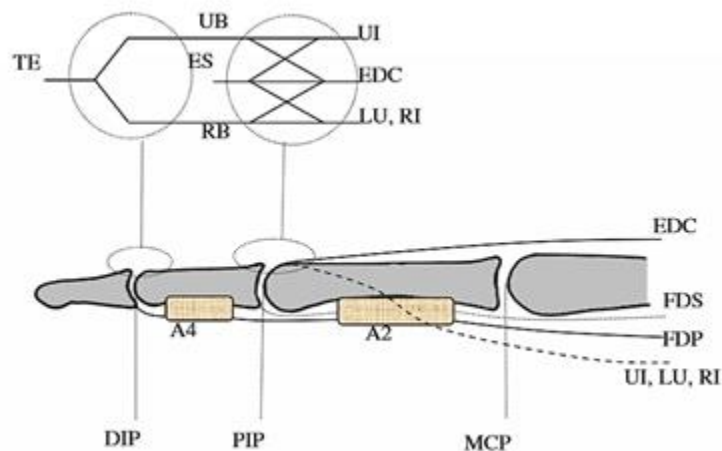


Figure 4 : Muscles et tendons mobilisant le doigt

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. L'action de ces muscles est négligeable par rapport à celle des muscles extrinsèques (voir Figure 4).

1.1.4.1 Flexion des doigts

La flexion du doigt est un phénomène harmonieux qui débute au niveau de l'interphalangienne proximale puis se propage à la métacarpo-phalangienne [8]. Tous les mouvements ne sont pas toujours possibles au niveau de toutes les articulations en même temps : la flexion isolée de l'articulation interphalangienne distale n'est pas possible. La flexion isolée de l'interphalangienne proximale, alors que l'interphalangienne distale est en extension n'est pas possible. La flexion au niveau de l'IPP est actionnée par le FCS. La force au niveau du tendon augmente avec la flexion (Figure 5).

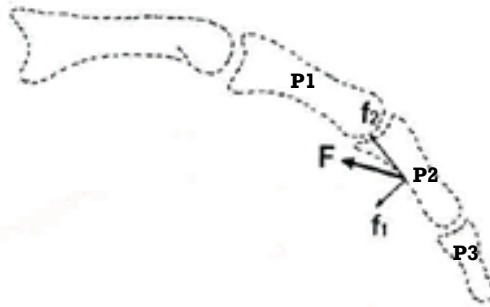


Figure 5 : Force musculaire de flexion au niveau de l'IPP

La flexion au niveau de l'IPD est actionnée par le FCP. La flexion de P3 met en tension le ligament rétinaculaire entraînant la flexion de l'IPP (Figure 6).

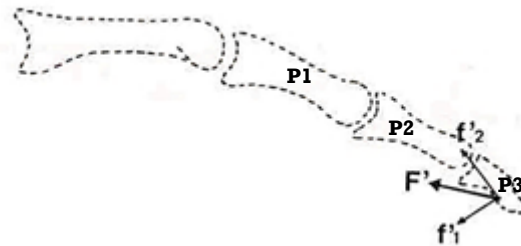


Figure 6 : Force musculaire de flexion au niveau de l'IDP

1.2 Pathologies diverses

Les doigts peuvent être affectés par de nombreuses pathologies dont les causes sont variées : commençant par les pathologies osseuses comme l'ostéoporose qui constitue une perte de la densité osseuse. Cette pathologie se retrouve généralement chez les personnes âgées de plus de 60 ans, elle accentue la fragilité osseuse et favorise les fractures.

Il existe aussi des pathologies nerveuses comme le syndrome du canal carpien. Ce dernier désigne les troubles associés à la compression du nerf médian au niveau du canal carpien, et qui se manifeste par des fourmillements dans les doigts et une perte de force musculaire. Les doigts peuvent être atteints de troubles musculo-squelettiques, reconnus comme maladies professionnelles et surgissant lors d'une sollicitation excessive, répétitive ou brutale d'un membre.

Les doigts peuvent être le siège d'affections articulaires, notamment l'arthrite regroupant les douleurs associées aux articulations, aux ligaments, aux tendons ou aux os. L'arthrose est la forme d'arthrite la plus fréquente et se caractérise par une usure du cartilage

protégeant les os des articulations. Les articulations de la paume peuvent également être touchées par une inflammation dans le cas d'une polyarthrite rhumatoïde. Ces affections peuvent entraîner une déformation des doigts [2].

2 Tronc humain : anatomie et pathologie

2.1 Anatomie du tronc humain

En anatomie humaine, le tronc est la partie moyenne du corps. On le subdivise en trois parties, de haut en bas : le thorax, l'abdomen et le petit bassin. Chaque structure du tronc humain possède sa fonction et ses propres caractéristiques anatomiques. Ce sont toutes ces structures mises en relation qui font que le tronc agit comme un seul ensemble. Ainsi, la colonne vertébrale peut accomplir différents mouvements dans les trois plans de l'espace.

2.1.1 La colonne vertébrale

La colonne vertébrale, aussi appelée rachis, supporte l'ensemble du corps humain en permettant le support de la tête et le transfert du poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche.

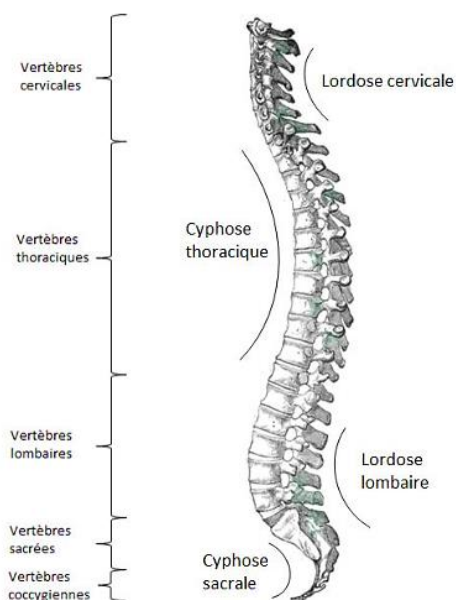


Figure 7 : La colonne vertébrale

Elle est composée de 33 os, les vertèbres (Figure 7), et peut être divisée en cinq segments rachidiens principaux. Le segment supérieur, le rachis cervical, est composé de 7

vertèbres au niveau du cou (C1 à C7). Les segments sont le rachis thoracique composé de douze vertèbres (T1 à T12) et le rachis lombaire composé de 5 vertèbres (L1 à L5). Le rachis lombaire est suivi par le rachis sacral et le rachis coccygien qui forment le sacrum et le coccyx [9].

2.1.2 La cage thoracique

La cage thoracique, ou thorax osseux, est composée des vertèbres thoraciques en postérieur, des côtes en latéral et du sternum en antérieur (Figure 8). Il offre des points d'attache aux muscles du cou, de la poitrine, du dos et des épaules. Son principal rôle est de soutenir et rigidifier le segment thoracique de la colonne en plus de protéger les organes vitaux situés dans la cavité thoracique.

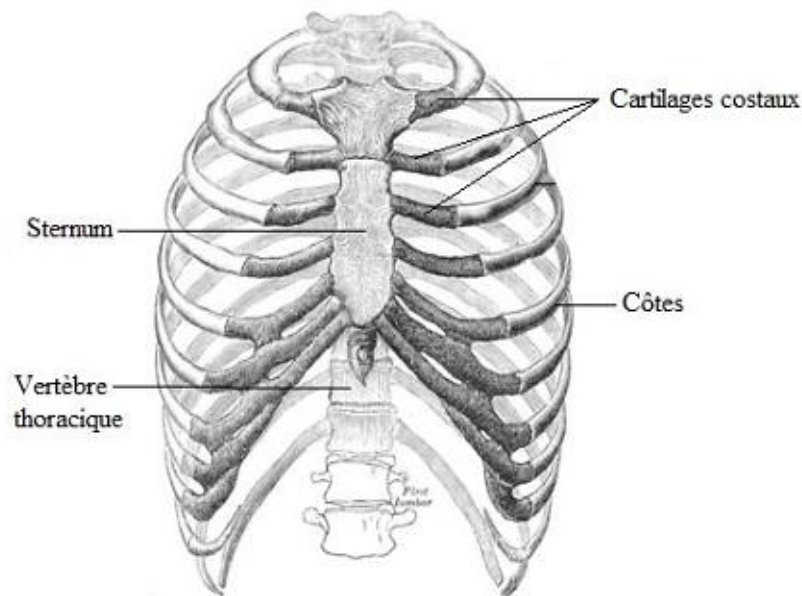


Figure 8 : Anatomie de la cage thoracique

2.1.3 Le bassin

Le bassin se compose de trois parties. La partie supérieure, l'ilium, se décrit comme un grand os évasé liant le bassin au sacrum. L'ischium quant à lui se situe dans la partie postéro inférieure du bassin. Puis, le pubis constitue la partie antérieure du bassin (Figure 9) [9].

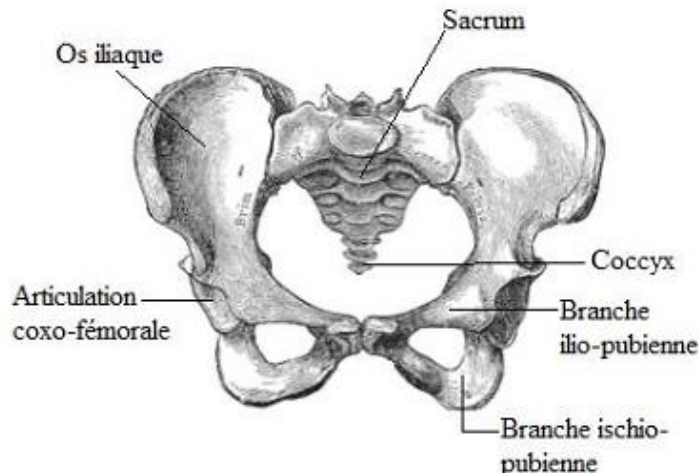


Figure 9 : Anatomie du bassin

2.1.4 La cavité abdominale

Située entre le diaphragme et l'ouverture supérieure du bassin, la cavité abdominale est partiellement protégée en haut par la cage thoracique et en bas par le grand bassin. Elle contient la plupart des organes digestifs qui sont l'estomac, les intestins, le foie, la vésicule biliaire et le pancréas. Elle contient également d'autres organes comme la rate et une partie du système urinaire comme les reins et la plus grande partie des uretères. La cavité est bordée par une membrane, le péritoine, qui recouvre la majorité des organes présents.

2.2 Exemple de pathologie du tronc : scoliose

Les pathologies rachidiennes peuvent affecter la structure du tronc. La plus marquante est la scoliose qui touche, à des degrés différents, 3 à 4% de la population. Le terme "scoliose" provient du grec "scolios" qui signifie tortueux. Il s'agit de la déformation de la colonne vertébrale dans les trois directions (3D) et donc, de l'ensemble : vertèbres, côtes et tronc (Figure 10) [10]. Dans certains cas avancés elle provoque une bosse dans le dos.

La plus fréquente est la scoliose idiopathique c'est-à-dire sans origine définie tandis que les autres sont dites secondaires [11] [12]. La scoliose idiopathique survient à l'adolescence entre 11 et 13 ans chez les filles (80% des scolioses) et entre 13 et 15 ans chez les garçons (20% des scolioses). C'est une pathologie qui évolue durant toute la période de croissance avec un moment critique à la puberté (pic pubertaire) et évolue exponentiellement jusqu'à ce que la maturité osseuse soit atteinte. Les signes pathologiques sont confirmés par l'examen radiographique.



Figure 10 : Exemple de scoliose

Les scolioses secondaires peuvent : provenir d'une malformation congénitale costales ou vertébrales (hémi-vertèbres, vertèbres papillons), être d'origine neuromusculaire, être dues à des maladies du tissu conjonctif ou des dystrophies osseuses.

Il existe des traitements qui consistent à remettre en place et corriger la structure du tronc mécaniquement. De ce fait, il est primordial de bien localiser la déformation et d'observer son stade d'évolution et sa gravité, afin d'apporter un traitement personnalisé et adapté aux conditions du patient et à son âge. En premier lieu et d'une façon privilégiée le traitement orthopédique est préconisé, s'en suivra et en cas de forts aggravements, le recours à la chirurgie.

2.2.1 Angle de Cobb

Avant chaque traitement, il est nécessaire de quantifier la courbure de la colonne vertébrale car celle-ci va influencer la prise en charge médicale. Il existe plusieurs méthodes dont celle de l'angle de Cobb qui est la plus utilisée.

2.2.1.1 Technique de mesure de l'angle de Cobb :

Sur une radiographie dans le plan frontal (et/ou sagittal) (Figure 11), des droites tangentes sont projetées au plateaux supérieur et inférieur des vertèbres ciblées dites limites, c'est-à-dire les plus inclinées par rapport à la concavité de la courbure [13].

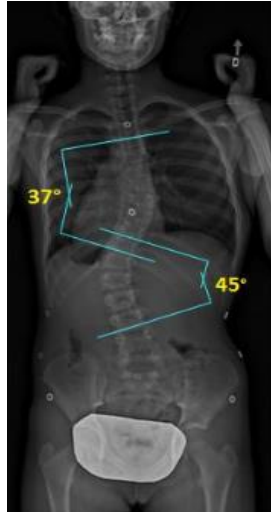


Figure 11 : Mesure des courbures : Angle de Cobb

3 Orthèses correctrices

Une orthèse, par opposition à la prothèse qui remplace un membre manquant, est un dispositif médical qui permet de suppléer, compenser, soutenir ou protéger une partie du corps. C'est un appareil orthopédique qui revêt plusieurs fonctionnalités. Elle peut servir à soutenir une articulation ou un muscle tout comme elle peut remplacer une fonction corporelle présentant un déficit. Il existe ainsi différents types d'orthèse, on distingue :

Les orthèses de membres inférieurs :

- L'orthèse cruro-pédieuse
- La genouillère
- Le releveur de pied

Les orthèses de membres supérieurs :

- Attelle de main
- Attelle de poignet
- Attelle de bras
- Attelle d'épaule

Les orthèses de positionnement :

- Corset de correction
- Corset de maintien

Le choix du matériau dépend essentiellement de l'application de l'orthèse : orthèse main, genou, tronc... Une fois que l'orthoprothésiste a défini le type d'orthèse le mieux adapté aux besoins du malade, il choisit par la suite le matériau adéquat. Il existe aujourd'hui une grande variété de matériaux qui offrent à l'appareillage précision et facilité d'utilisation. Le tableau ci-dessous présente les matériaux les plus utilisés dans la fabrication des orthèses. Quoique la majorité des matériaux utilisés dans les orthèses est biocompatible possédant de bonnes caractéristiques mécaniques ainsi que facile à fabriquer, elle présente une rigidité importante, ce qui procure un certain inconfort pour le patient qui supportera mal le port de cette orthèse [14].

Tableau 4 : Différents matériaux des orthèses

Type d'orthèses		Matière
Orthèses de membre supérieur	Orthèse de coude	Polyéthylène
	Orthèse de doigt	Turbocast
	Orthèse de poignet	Turbocast
Orthèses de marche	Releveur Orthèse de marche	Polypropylène
	Botte de nuit	Polyéthylène rigide
	Genouillère	Polyéthylène rigide Polypropylène
	Cruro-pédieuse	Polypropylène
Corset de traitement	Lyonnais	Orthochoc
	Milwaukee	Polyéthylène rigide
Corset de maintien	Minerve	Polyéthylène rigide
	Maintien léger	Polyéthylène souple
	Maintien strict	Polyéthylène rigide

3.1 Orthèses-doigts

Les orthèses de doigt font partie des moyens thérapeutiques pour plusieurs traumatologies, en contraignant ou en fixant les articulations dans un but antalgique ou pour prévenir ou corriger des déformations. Les orthèses, en l'occurrence celles destinées aux interphalangiennes proximales, peuvent être statiques ou dynamiques. Une orthèse

d'interphalangienne proximale se caractérise par son mode d'action. Il existe quatre modes d'actions [15] :

3.1.1.1 Orthèse de protection ou de prévention

Ce sont des orthèses destinées à prévenir une déformation ou une déviation en pathologie traumatique, neurologique ou rhumatologique. Elles sont destinées aussi à protéger une ostéosynthèse, une suture nerveuse ou vasculaire. La Figure 12 présente un exemple d'une orthèse : un tube protégeant une fracture de la base de la deuxième phalange traitée orthopédiquement.



Figure 12 : Tube de protection de l'articulation IPP

3.1.1.2 Orthèse d'assistance

C'est une orthèse d'aide à un déficit moteur, d'origine musculaire ou neurologique. Un exemple de syndactylisation est présenté dans la Figure 13.



Figure 13 : Un exemple de syndactylisation

3.1.1.3 Orthèse de correction

Le but de ce type d'orthèses est de corriger une attitude vicieuse soit pour un flectum d'interphalangienne proximale, soit pour un déficit de flexion, soit pour une clinodactylie qui est une déformation dans le plan frontal. (Voir Figure 14).

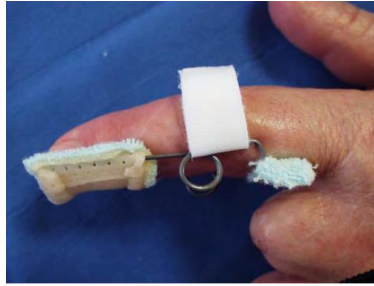


Figure 14 : Orthèse dynamique de correction d'une clinodactylie

3.1.1.4 Les Ergo-orthèse

Ce sont des orthèses dites d'aide à la reprise du travail, à la vie courante, à la reprise du sport. La plupart de ces attelles sont statiques. Un exemple d'orthèse tube en néoprène est mentionné par la Figure 15.



Figure 15 : Orthèse tube en néoprène

3.2 Corsets

Le traitement de la scoliose a toujours été complexe face à une pathologie dont les facteurs d'étiologie et d'évolution restent incertains. L'orthèse rachidienne a montré son efficacité dans le traitement de la scoliose idiopathique. Elle consiste à stabiliser voire réduire l'aggravation naturelle de la déformation, par application de contraintes mécaniques externes, ce qui évite des gestes opératoires invasifs. Le corset utilise la souplesse rachidienne pour corriger la déviation tout en guidant la croissance du rachis [16].

Actuellement, La plupart des corsets sont de type rigide fabriqués à partir d'une empreinte réalisée par moulage ou par scanner optique (Figure 16) [17] .



Figure 16 : Empreintes scan 3D

Ils sont portés entre 10 et 20 heures par jour, en fonction de l'état d'évolution de la scoliose. Ces corsets sont classifiés comme suit : les corsets « actifs » et les corsets « passifs » [18]. Le premier type de corset présente peu d'appui direct sur le thorax, il est plus aéré et il stimule une autocorrection active. Il est compatible surtout pour les enfants jeunes qui sont en pleine croissance. Quant au deuxième type de corset, passif, il est enveloppant avec appui direct sur le tronc. Ce type de corset est destiné surtout pour les adolescents [19]. Plusieurs types de corsets rigides ont été développés depuis le début du siècle pour la correction de la déformation du rachis de l'adolescent. Toutefois, les corsets rigides classiques demeurent, dans une certaine mesure, nocifs pour le développement morpho fonctionnel du système neuro-musculo-squelettique de l'adolescent. Les structures osseuses, plus particulièrement la cage thoracique, subissent des contraintes mécaniques importantes [20]. Voyons de façon plus détaillée les différents types de corsets fréquemment utilisés pour le traitement de la scoliose idiopathique

3.2.1.1 Corset de Milwaukee

Il s'agit d'un des premiers corsets amovibles destinés au traitement non-opératoire de la scoliose idiopathique. Il a été introduit par Walter Blount et ses collègues en 1958 [21]. Il s'agit d'un corset cervico-thoraco-lombo-sacrée CTLsO. L'avantage de cette orthèse est l'absence d'appui thoracique contraignant ce qui en fait une bonne indication chez le jeune enfant (Figure 17). Les inconvénients sont surtout liés à l'aspect encombrant et inesthétique de cet appareillage. Pour atteindre sa pleine efficacité, le corset de Milwaukee doit être porté 23 heures par jour.



Figure 17: Corset de Milwaukee

3.2.1.2 Corset de Chêneau (CTM)

Le corset de Chêneau aussi nommé Chêneau-Toulouse-Munster est très utilisé en Europe. Il s'agit d'un corset monocoque activo-passif à base asymétrique, qui comprend des appuis orientés dans les 3 plans de l'espace et des zones de liberté (chambres d'expansion) en regard de ces appuis (Figure 18). Le principe consiste à appuyer sur les convexités et libérer les concavités opposées pour permettre la translation du rachis. L'objectif étant de « dévriller » le rachis dans les 3 dimensions et de modeler les gibbosités. Le corset de Chêneau est reconnu pour être plus efficace chez les adolescents présentant une double courbure et est moins recommandé pour ceux ayant une courbure de type thoracique haute [22].



Figure 18: Corset de Chêneau

Le corset de Chêneau [23] [24], comme la plupart des corsets rigides classiques qui utilisent un système de trois points de pressions, ne parvient pas à maintenir à long terme les corrections obtenues lors du traitement par corset.

3.2.1.3 Corset de Boston

Ce corset est dérivé du corset de Milwaukee, il a été développé par John Hall et Bill Miller en 1972. Il s'agit d'un des systèmes les plus populaires en Amérique du nord dans la prévention d'une scoliose idiopathique. En effet, il est mieux toléré par les patients car il offre un meilleur confort que les corsets hauts. Toutefois, le port d'un corset à temps plein est contraignant et plus particulièrement pour un adolescent.



Figure 19 : Corset de Boston

Il s'agit d'un module (une forme corrigée du tronc) réalisé sur mesures (Figure 19), en matière rigide tel que le polypropylène, sur le patient. Le module est tapissé à l'intérieur avec de la mousse (polyéthylène). En outre, une mousse supplémentaire est placée aux points de pression (points de correction). La correction de la déviation vertébrale est obtenue par l'utilisation du module symétrique, fixant le bassin [25].

4 Problématique de la thèse

Les orthèses actuelles présentent une efficacité dans le traitement orthopédique dont l'objectif est de guérir, soulager ou stabiliser un problème médical. Ces orthèses, réalisées par les orthoprothésistes, sont encore conçues d'une manière empirique en imposant des

corrections dans des zones bien définies. Les matériaux utilisés dans leur fabrication sont rigides ce qui limite le mouvement et bloque toute articulation dans une position donnée et provoque par la suite un inconfort aux patients.

Si par la théorie scientifique une orthèse est efficace biomécaniquement, la réussite du traitement dépendra essentiellement de la tolérance qu'ait le patient vis-à-vis du port de celui-ci. Ainsi la notion du confort entre en jeu. Ce dernier désigne un ressenti agréable sans effort fourni par le patient. Il est subjectif car il s'agit d'une perception individuelle indépendante et propre à chacun. C'est un sentiment de bien-être qui a une triple origine : physique, fonctionnelle et psychologique. En somme, ce que l'on attend d'une orthèse est qu'elle soit : 1) adaptative au patient et à sa pathologie, 2) légère, 3) agréable à porter, 4) robuste, 5) facile d'entretien, 6) simple à mettre en place et finalement 7) évolutive.

Pour faire évoluer les orthèses, il faut proposer une nouvelle approche de conception qui consiste à contraindre un mouvement sans le bloquer, ou encore passer de l'orthèse rigide vers l'orthèse souple à propriétés adaptées. La problématique est d'obtenir le même effet que les orthèses rigides en introduisant du mouvement. Il s'agit donc de permettre d'introduire du mouvement ce qui permettra par la suite d'améliorer la qualité de vie tout en gardant l'efficacité du service médical rendu. Avoir une attelle biomécaniquement paramétrable permettrait d'ouvrir un nouveau champ dans le traitement orthopédique des pathologies ostéoarticulaires. Pour atteindre cet objectif, il faut tout d'abord déterminer les mesures biomécaniques nécessaires pour l'aide à la conception des nouvelles orthèses articulaires patient-spécifique et qui serviront comme paramètres primordiaux de détermination des propriétés mécaniques de l'orthèse par modélisation numérique par éléments finis. Et c'est dans ce cadre-là que mon travail de thèse s'inscrit.

La conception des orthèses articulaires dépend essentiellement de la nature des articulations qui sont classées en fonction de leur degré de liberté articulaire. Il est plus facile d'étudier un système à un seul degré de liberté qu'un système à plusieurs degrés de liberté. Dans ce contexte, nous avons opté la démarche suivante : déterminer d'abord des mesures biomécaniques pour les orthèses destinées aux articulations simples tel que le doigt pour finir avec les mesures biomécaniques pour les orthèses destinées aux articulations complexes tel que le tronc. Les travaux de thèse consistent à développer deux dispositifs de mesures biomécaniques pour le doigt et le tronc. Le premier dispositif est conçu dans le but de caractériser expérimentalement le moment de flexion maximal au niveau de l'articulation

inter-phalangiennes proximale de l'index. Cette dernière constitue une donnée nécessaire pour la caractérisation des orthèses articulaires des doigts. Le deuxième dispositif est développé dans l'objectif de caractériser les efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose qui constitue une donnée importante pour faire évoluer ce type d'orthèses.

Dans les deux cas, nous nous sommes efforcés dans ce travail de thèse à proposer, en plus de la description des dispositifs, des protocoles d'utilisation et des méthodes d'analyse des mesures afin de rendre les dispositifs directement utilisables par les chercheurs et médecins à qui sont destinés. Ces derniers pourront ainsi se consacrer à l'exploitation de ces résultats pour la conception d'orthèse à propriétés adaptés.

Chapitre II. Caractérisation expérimentale du moment de flexion maximal de l'index

Pour pouvoir à terme concevoir une orthèse patient-spécifique, une première étude expérimentale a été menée sur un système simple : l'index. L'objectif est de fournir les mesures biomécaniques nécessaires telle que la capacité maximale que peut générer un doigt dans l'articulation interphalangienne proximale (IPP). Pour ce faire, un dispositif expérimental de mesure des moments de flexion maximaux a été conçu au sein du laboratoire TIMC. Ce chapitre présente le développement de ce dispositif expérimental, dont le but est de caractériser le moment de flexion maximal généré dans l'articulation interphalangienne proximale de l'index dans différentes positions articulaires. Ce dispositif fait l'objet de dépôt de brevet.

Ce travail de thèse débute par une étude bibliographique sur les différentes méthodes expérimentales de quantification des efforts dans les articulations simples à un seul degré de liberté, afin de démontrer l'importance de développer un tel dispositif. Par la suite une analyse fonctionnelle sera présentée dans le but de définir un cahier des charges fonctionnel pour la conception du dispositif. La dernière partie de ce chapitre sera consacrée à la description détaillée du système expérimental développé pour mesurer le moment de flexion maximal dans chaque position angulaire de l'articulation IPP, allant de la position du repos vers la limite articulaire en flexion.

1 Quantification des efforts des articulations simples dans la littérature

L'étude des mouvements des articulations mobiles du corps humain fait l'objet de différentes recherches. La quantification des efforts générés dans ces articulations lors d'une flexion présente un défi scientifique pour certains chercheurs. La mesure des forces et des moments articulaires (Annexe1) est également nécessaire dans de nombreuses applications de la biomécanique telles que :

- La compréhension des pathologies
- L'optimisation des traitements
- La conception des orthèses et des prothèses

- La reproduction des mouvements
- La compréhension des gestes

La connaissance du moment dans l'articulation est le premier pas vers l'estimation des tensions sur les tendons qui traversent cette articulation. Dans ce contexte, plusieurs dispositifs ont été développés pour fournir les informations nécessaires en terme de force et de moment de flexion.

1.1 Présentations des dispositifs de mesure des efforts des articulations

Ils existent différents types de systèmes conçus spécialement pour mesurer la force et/ou le moment articulaire, ces systèmes peuvent être classés en deux catégories selon le type de l'articulation : articulations des membres supérieurs (main, poignet...) ou articulations des membres inférieurs (genou...).

En commençant par les membres supérieurs, plusieurs dispositifs ont été élaborés dans le but d'analyser les articulations mobiles de la main en flexion. Le gant portable flexible par exemple, est considéré comme un bon modèle pour l'analyse cinématique des articulations des doigts [26].



Figure 20 : Gant portable flexible pour déterminer la position de chaque articulation en utilisant des capteurs de courbures

Le système est présenté par la Figure 20, il permet de déterminer la position ainsi que l'angle de flexion de chaque articulation des doigts grâce à des capteurs de courbures (flexibles) situés au niveau des articulations. Le but est de différencier les comportements des patients sains des comportements des patients malades. Cependant, ce dispositif se limite à l'analyse cinématique dans la mesure où il ne donne aucune information sur les efforts qui peuvent être générés dans chaque articulation.

Dans la même démarche, la conception des gants portables [27] a évolué dans la mesure où les capteurs de courbures utilisés reposent sur un même substrat formant un réseau de capteurs qui évite le désalignement pendant l'utilisation des gants. Le but est toujours d'évaluer les amplitudes articulaires en déterminant les angles de flexion pour fournir des données applicables en réhabilitation ainsi que pour détecter des handicaps.

Concernant la quantification des efforts, il existe plusieurs dispositifs qui servent à mesurer la force des membres. Pour les doigts, la majorité des appareils conçus permettent de mesurer soit la force de préhension [28] [29] soit la force de pincement [30] dans une seule position articulaire.

Les dynamomètres et les manomètres de pression hydrauliques constituent les outils les plus connus pour mesurer la force de préhension ainsi que celle de pincement des doigts (Figure 21). Ces outils sont très utilisés par les thérapeutes. La connaissance de la force de préhension permet d'estimer le pouvoir neuromusculaire. Par contre, ces systèmes simples ne permettent pas d'évaluer un lien précis entre la force développée par l'articulation et l'angle de flexion de cette même articulation [30].



Figure 21 : Manomètre de pression pour mesurer la force de pincement

La quantification de la force de la main intéresse aussi les médecins ainsi que les rééducateurs. Par exemple, pour certains patients qui ne peuvent pas utiliser leurs mains à cause d'une paralysie des doigts, les médecins ont recours généralement à un entraînement de rééducation. Dans ce cadre, un dispositif a été conçu pour juger l'ampleur de la rééducation qui est une information importante pour récupérer l'état initial des doigts [31]. Comme il est montré dans la Figure 22, ce dispositif consiste à un système de mesure de la force des doigts de type cylindrique avec quatre capteurs de force. Le système développé

peut mesurer la force de pincement de chaque doigt du patient (index, majeur, annulaire et petit doigt).

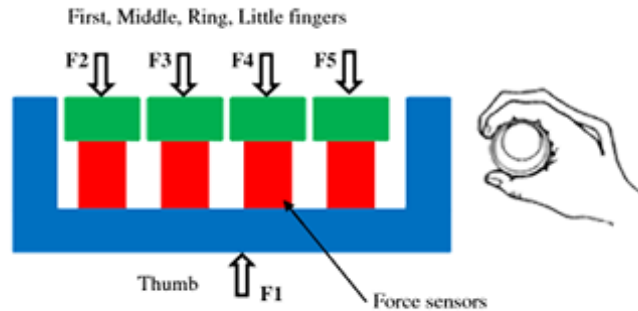


Figure 22 : Dispositif de mesure de la force de pincement des doigts

Un autre dispositif créé par Keller et al [32], permet également d'évaluer quantitativement la fonction de la préhension en mesurant les forces au niveau des doigts. Le système développé est capable de mesurer les forces des doigts dans différents mouvements du poignet : extension/flexion ou adduction/abduction du poignet. Néanmoins, il n'est pas capable de mesurer avec précision la force ainsi que le moment de flexion des articulations des doigts dans chaque angle articulaire.

Un autre système de mesure de force appelé Dyna-8 [33], a été développé et utilisé pour déterminer les forces de la main et des doigts dans des situations modèles. Ce système est équipé de transducteurs permettant de mesurer la force de la poignée et les efforts des doigts. La Figure 23 présente un test pour la mesure sélective de la force du doigt. L'objectif de cette étude était de décrire les capacités de la force de la main et des doigts afin de les utiliser par la suite dans de nombreux types de sport, de design industriel, d'ergonomie et de réadaptation.



Figure 23 : Mesure sélective de la force de doigt

Ces dispositifs ne tiennent pas compte de l'angle de flexion et fournissent des informations limitées dans la mesure de la force et non pas du moment de flexion.

Dans la même démarche, Kilgore et al., un groupe de chercheurs américains, ont développé un dispositif expérimental capable de mesurer simultanément les moments isométriques générés dans les articulations métacarpo-phalangiennes (MP), interphalangiennes proximales (IPP) et interphalangiennes distales des quatre doigts [34]. Le dispositif est constitué de quatre barres d'aluminium qui sont attachées à chaque segment des articulations ainsi que la partie dorsale de la main (Figure 24). La liaison à quatre barres permet au système de s'adapter aux différentes tailles des mains. Des jauges de déformation montées sur les barres, permettent de mesurer le moment de flexion sur le dispositif qui est en liaison directe avec le moment de flexion appliqué autour du centre de rotation de l'articulation. Le système conçu agit également comme une attelle, ce qui permet à chaque articulation d'être positionnée dans différents angles de flexion.

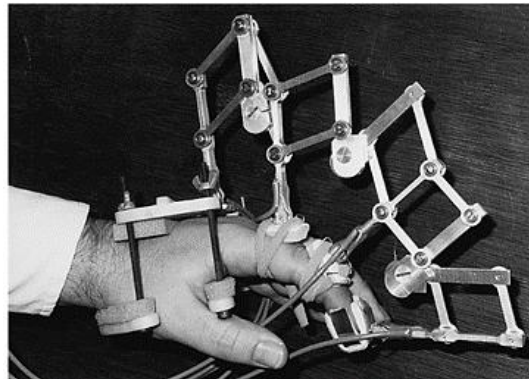


Figure 24 : Dispositif expérimental de mesure des moments isométriques générés dans les articulations métacarpo-phalangiennes (MP), interphalangiennes proximales (IPP) et interphalangiennes distales des quatre doigts

Néanmoins, l'utilisation de ce dispositif reste limitée pour plusieurs raisons. En effet, la fixation du système sur la main n'est pas pratique vue sa masse importante (2,2kg) qui va se reposer sur la main. Aussi, pour transmettre le moment généré au système, les doigts doivent être bien fixés en utilisant des sangles trop serrées, ce qui affecte la circulation sanguine dans les doigts et rend le système inconfortable pour l'utilisateur. La précision des mesures constitue le point faible de ce dispositif. En outre, le fait que l'angle de dispositif ne coïncide pas avec l'angle réel de l'articulation, augmente l'erreur de mesure. Autre problème géométrique pour ce système consiste à limiter l'angle de mesure qui ne doit pas dépasser

les 80 degrés sinon les liaisons du système se touchent et par la suite les mesures seront erronées.

Le développement des exosquelettes permet aussi de fournir des informations précises en termes de forces. Heo et al., des chercheurs coréens ont développé un exosquelette motorisé de la main [35]. L'exosquelette proposé, comme il est décrit dans la Figure 25, est conçu pour être ouvert partiellement au niveau des doigts afin de permettre à l'utilisateur d'être en contact direct avec l'objet saisi dans le but de préserver la sensation haptique naturelle. Lors de la manipulation d'un objet, la force de contact du doigt est estimée à partir de la mesure effectuée par un capteur de force capacitive tactile de type FSR situé au niveau de la surface interne de la partie du doigt de l'exosquelette. La force déterminée est celle de préhension.

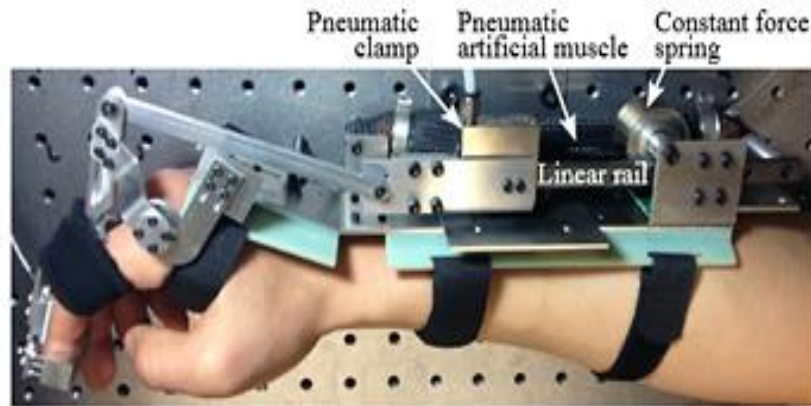


Figure 25 : Exosquelette motorisé de la main

La quantification du comportement de la main lors d'un mouvement 3D du bras était le sujet d'intérêt de Arno et al. Ces chercheurs ont développé un dispositif de mesure des couples isométriques de flexion et d'extension dans les doigts et le poignet [36]. Ce dispositif nommé WFTS (Wrist Finger Torque Sensing) permet de mesurer le couple autour de l'axe de flexion de l'articulation du poignet ainsi que les articulations métacarpo-phalangiennes des doigts (Figure 26). Il est donc limité pour ces articulations et par la suite il ne peut pas fournir d'autres informations concernant les autres articulations des doigts telle que l'articulation IPP. En outre, pour avoir des mesures correctes, les axes du dispositif doivent être étroitement alignés avec les axes de la main. Ceci n'est pas toujours valable vu que l'articulation du poignet est constituée de plusieurs os qui ne tournent pas nécessairement autour d'un seul

axe. De même, il n'y a pas d'axe unique pour les quatre articulations métacarpo-phalangiennes des doigts. Le défaut d'alignement est donc toujours existant.

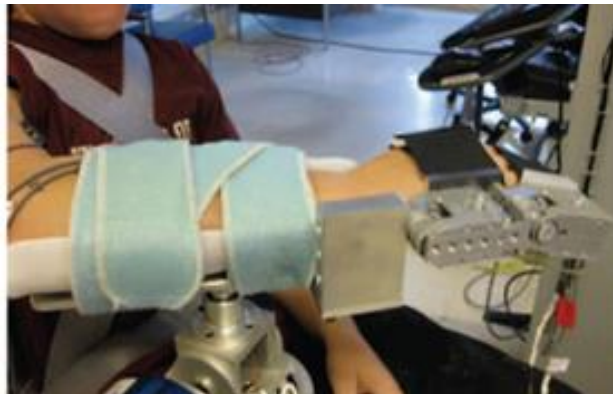


Figure 26 : WFTS : Wrist Finger Torque Sensing : dispositif de mesure des couples isométriques de flexion et d'extension de l'articulation du poignet ainsi que les articulations métacarpo-phalangiennes des doigts

En continuant toujours avec les membres supérieurs, l'extension du coude est un mouvement primordial pour nombreuses activités quotidiennes comme par exemple pour atteindre le niveau de l'épaule ou encore pour repousser les objets loin du corps. C'est dans cet esprit, que Kirsch et Acosta, deux chercheurs du département de l'ingénierie biomédical aux Etats-Unis ont développé un système de mesure des forces et des moments au niveau du coude et de l'épaule [37]. Cet appareil est conçu pour caractériser la force d'extension du coude chez les personnes atteintes de la tétraplégie qui est une paralysie des membres causée généralement par une lésion de la moelle épinière.

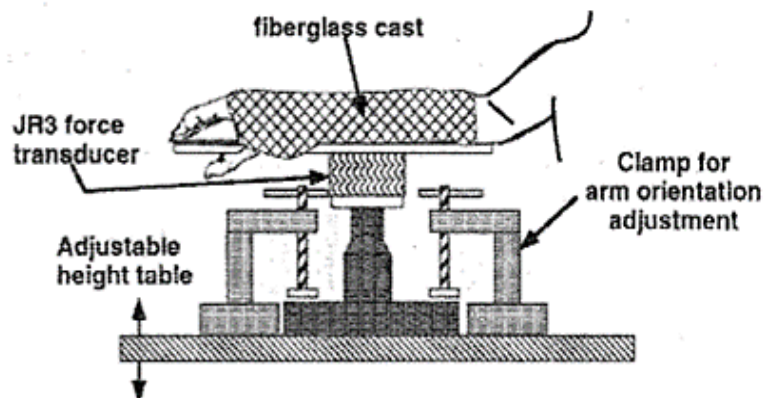


Figure 27 : Représentation schématique de dispositif de mesure du moment isométrique du coude

Le système contient un transducteur force-moment à six axes, auquel le bras de chaque sujet est attaché. Les six sorties du transducteur ont été transformées pour correspondre aux moments et forces physiologiques du coude et de l'épaule. Une table personnalisée permet de faire varier les angles des épaules et des coudes durant le test comme il est montré dans la Figure 27. Les résultats des tests ont bien montré que la force d'extension du coude varie en fonction des sujets ainsi que les angles du coude et de l'épaule.

Concernant les articulations des membres inférieurs, l'articulation du genou intéresse beaucoup de chercheurs. Un système portable flexible monté sur la peau a été développé pour estimer la capacité fonctionnelle du genou [38]. Ce système, basé sur un accéléromètre, permet de caractériser l'angle et l'amplitude du mouvement du genou afin d'évaluer la progression de certaines maladies articulaires comme l'arthrose du genou.

La force dans les articulations est une donnée biomécanique importante pour les orthopédistes et les rééducateurs. Après une arthroplastie qui consiste à remplacer tout ou partie d'une articulation malade par une prothèse, l'évaluation de certaines forces est indispensable pour mieux évaluer les mouvements articulaires ainsi que les conditions de charge. Dans ce contexte, un dispositif a été développé pour mesurer les forces transmises au niveau du genou lors des activités humaines telles que : marcher, courir grimper... Le système consiste à un capteur autonome situé à l'intérieur de l'implant de genou, il est donc in vivo. Cet appareil transmet, sans fil, les données directement de l'intérieur de l'implant vers une unité de lecture externe [39]. Le dispositif peut être utilisé aussi pour améliorer l'instrumentation chirurgicale ainsi que pour le traitement des patients ayant des implants totaux du genou.

Dans le contexte de l'analyse des mouvements, un système innovant et économique a été développé pour la mesure et l'évaluation de la marche [40]. Le dispositif permet de détecter la force appliquée pendant la marche à l'aide des capteurs portables de type FSR. Le système permet également de mesurer d'angle de genou grâce à l'ensemble manivelle coulissante (Figure 28). Le système développé peut aussi tester la marche ainsi que la posture afin de détecter des anomalies.

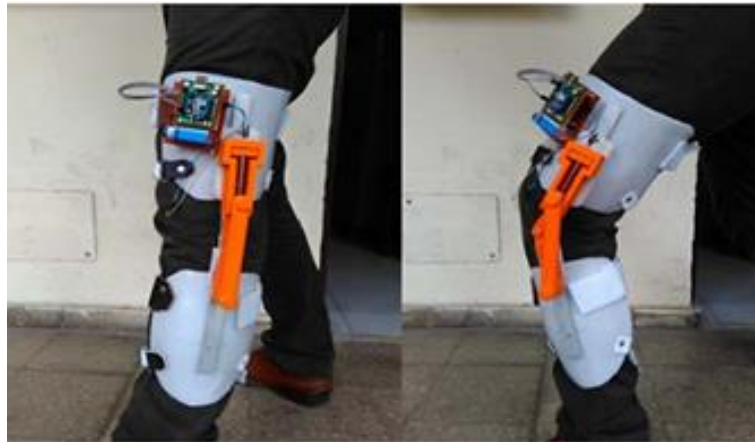


Figure 28 : Système de mesure de l'angle du genou porté sur la jambe

Une technologie a été développée par la suite pour estimer les efforts au niveau des articulations des genoux [41]. Le but principal est de générer des signaux de référence de couple pour des dispositifs d'assistance du genou comme des exosquelettes. Cette technologie, basée sur la méthode de la posture corporelle, permet d'estimer le couple appliqué par le genou pour compenser l'action de la gravité sur le corps avec des charges utiles. Néanmoins, cette technique est très influencée par les mouvements du corps, elle ne fournit pas des informations assez précises pour chaque position articulaire. Cette méthodologie reste complexe et chère.

L'étude bibliographique nous a permis d'élargir nos connaissances sur les différents systèmes développés pour mesurer la force et/ou le moment de flexion dans une articulation. Ce qui nous a permis de prendre conscience de leurs limitations en ce qui concerne la précision des mesures, le manque d'informations, le mode d'emploi ou encore le coût. C'est alors la raison pour laquelle nous avons pensé à concevoir un dispositif qui mesure avec précision le moment de flexion maximal au niveau de l'articulation interphalangienne proximale (IPP) du doigt dans différentes positions angulaires allant de la position de repos vers la limite articulaire.

2 Développement d'un dispositif de mesure des moments de flexion maximaux dans l'IPP

2.1 Introduction

Dans le but d'évaluer les moments de flexion maximaux statiques dans l'articulation interphalangienne proximale de l'index, un dispositif expérimental a été développé. L'objectif est de quantifier le moment de flexion maximal produit par l'articulation dans chaque configuration angulaire. Cette articulation peut être définie comme une jonction entre deux os ou encore deux segments : segment proximal et segment distal (Figure 29).

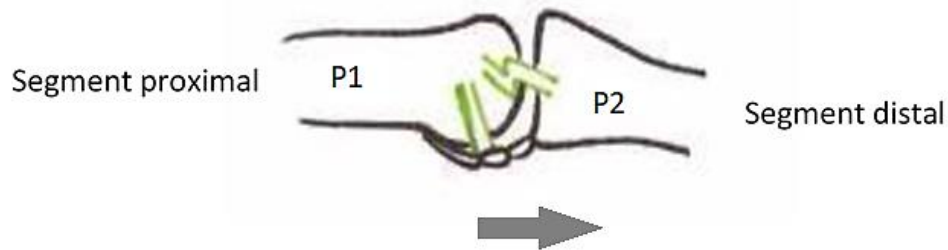


Figure 29 : Articulation IPP

Pour cette articulation, un seul degré de liberté est permis à savoir le mouvement de flexion/extension dans l'intervalle des limites articulaires $[0,100^\circ]$. La Figure 30 présente différentes positions angulaires pour l'articulation IPP en flexion autour de l'axe x.

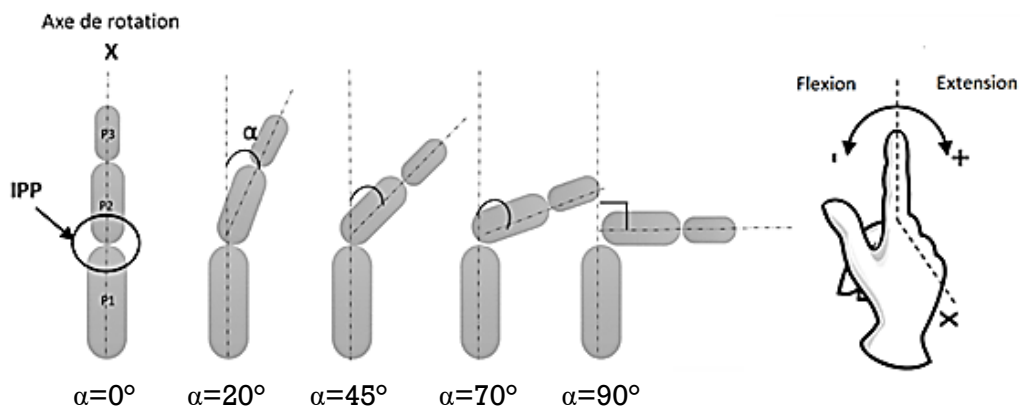


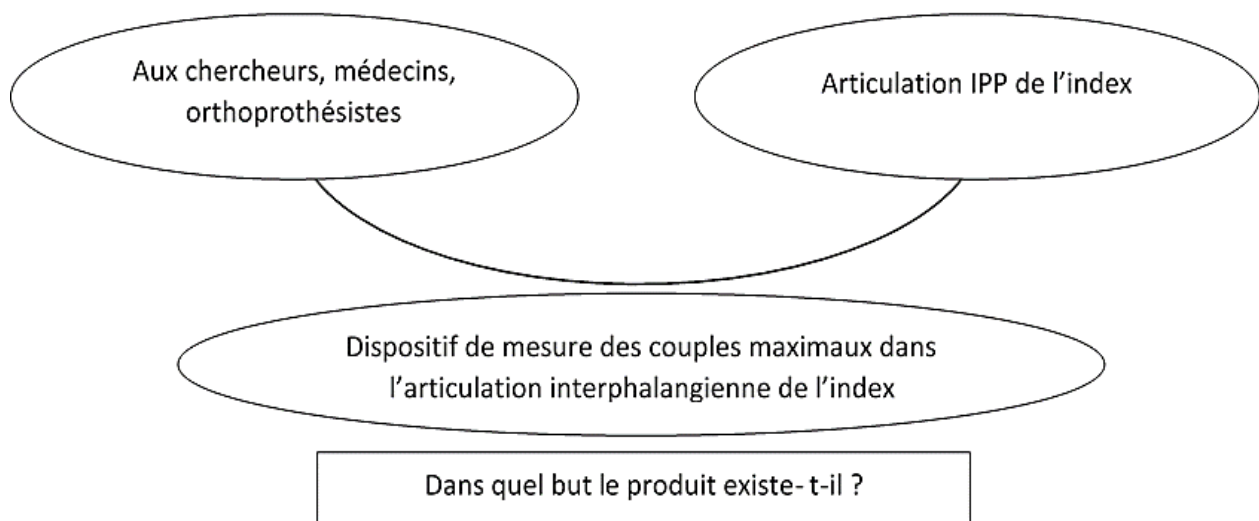
Figure 30 : Flexion de l'articulation IPP : différentes configurations angulaire

L'idée était de concevoir un dispositif capable de mesurer à la fois l'angle de flexion et le moment de flexion. Pour ce faire, nous avons mis en place une analyse fonctionnelle afin de définir un cahier des charges pour le système.

2.2 Analyse fonctionnelle

Afin de concevoir le dispositif de mesure des moments de flexion maximaux dans l'articulation IPP de l'index, un cahier des charges a été défini afin de mettre en place des solutions technologiques adéquates. Pour ce faire, une analyse fonctionnelle a été réalisée tout en commençant par l'identification du besoin jusqu'à la définition du cahier des charges fonctionnel.

2.2.1 Identification du besoin



Pour mesurer les moments de flexion maximaux au niveau de l'IPP de l'index.

Figure 31 : Bête à corne du dispositif à concevoir

2.2.2 Contrôle de validité de ce besoin

Pourquoi le produit existe-t-il ?

- Aider les orthoprothésistes, les médecins et les chercheurs à quantifier les moments de flexion maximaux des doigts.

Pourquoi le besoin existe-t-il ?

- Pouvoir dimensionner une orthèse adaptée aux capacités musculaires de chaque patient c'est-à-dire à la capacité maximal du doigt.
- Déterminer les efforts au niveau du tendon via une modélisation numérique du doigt.

Qu'est-ce qui pourrait le faire évoluer ?

- La nature des capteurs utilisés.
- Une nouvelle conception du dispositif.

Qu'est-ce qui pourrait le faire disparaître ?

- Invention d'un nouveau dispositif de mesure des moments de flexions maximaux des articulations des doigts.

2.2.3 Diagramme de Pieuvre

L'outil "diagramme pieuvre" est utilisé pour analyser les besoins et identifier les fonctions de service de notre dispositif. Il met en évidence les relations entre les différents éléments de l'environnement du dispositif. Ces différentes relations, appelées les fonctions de services conduisent à la satisfaction du besoin (Figure 32). Les fonctions de services qui relient les différents éléments sont les suivants :

- FP1 : Permettre aux orthoprothésistes, médecins et chercheurs de mesurer des moments de flexion maximaux dans l'articulation IPP de l'index du sujet.
- FC1 : S'adapter aux différentes tailles des doigts des sujets.
- FC2 : Etre facile et rapide à utiliser.
- FC3 : Etre le moins encombrant, simple et efficace.
- FC4 : Ne pas causer des douleurs ou des blessures aux sujets.
- FC5 : Permettre aux chercheurs de visualiser l'évolution des efforts appliqués.
- FC6 : Avoir un coût acceptable.

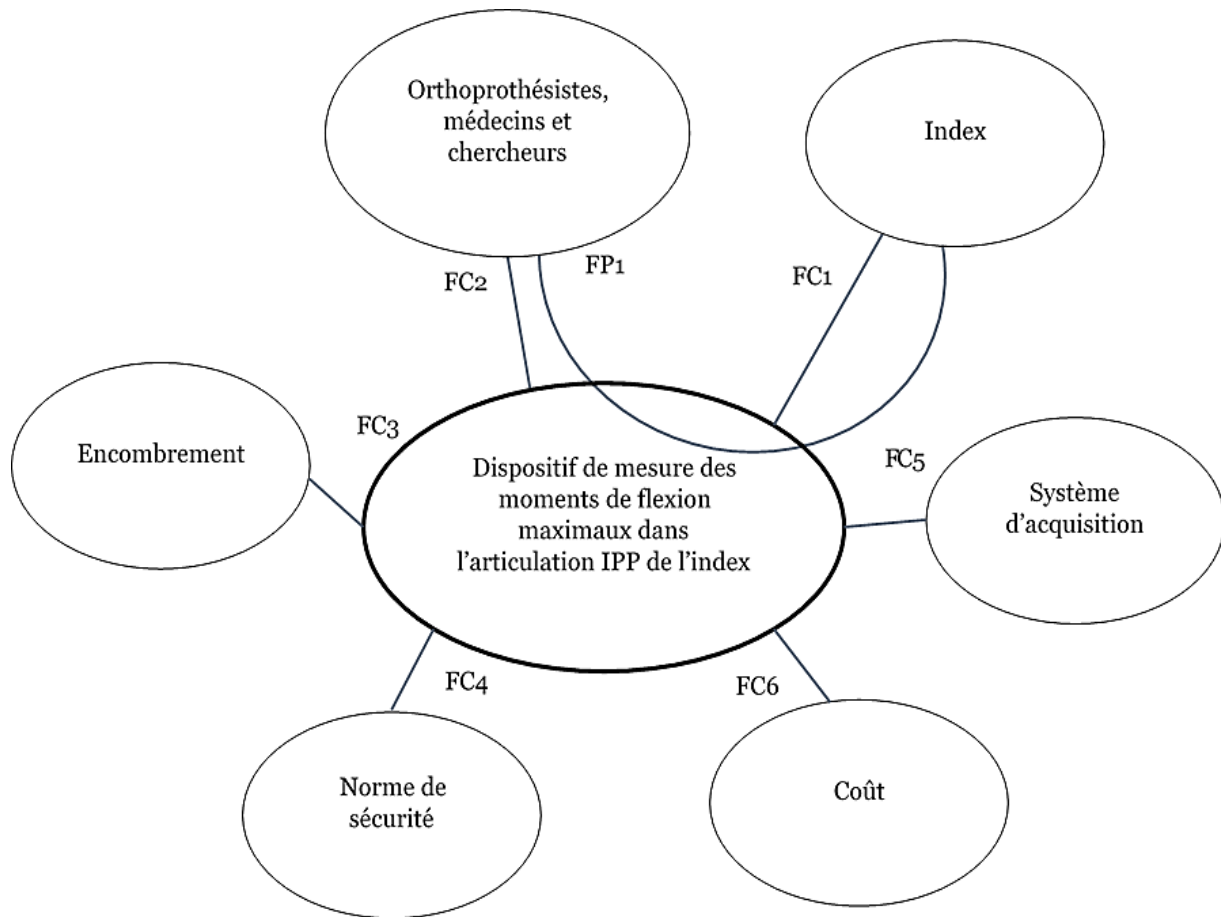


Figure 32 : Diagramme de pieuvre pour le système à concevoir

2.2.1 Cahier des charges fonctionnel

FS	Description	Critère d'appréciation	Niveau	Flexibilité
FP1	Permettre aux orthoprothésistes, médecins et chercheurs de mesurer des moments de flexion maximaux dans l'articulation IPP de l'index du sujet.	Effort appliqué	10 N (newton)	± 0.01 N
		Angle de flexion	9 angles de flexion	
FC1	S'adapter aux différentes tailles des index des sujets.	Taille de la phalange proximale	adultes	Max 25 mm

FS	Description	Critère d'appréciation	Niveau	Flexibilité
FC2	Etre facile et rapide à utiliser.	Temps de pose et de fixation de la main du sujet	Entre 1 et 3 min	±1 min
		Temps nécessaire pour prendre les mesures	Entre 3 et 5 min	±1 min
FC3	Etre moins encombrant, simple et efficace.	Avoir une taille acceptable	Hauteur et largeur aux alentours de 500mm	±100 mm
FC4	Ne pas causer des douleurs ou des blessures aux sujets.	Avoir des surfaces lisses Ne pas avoir des arrêtes tranchantes	Etat de surface Forme et arrondis	Rugosité maximale= 0.1 µm
FC5	Permettre aux chercheurs de visualiser l'évolution des efforts appliqués.	S'adapter aux capteurs de mesure	Valeurs mesurées en N et en mm ou degrés après traduction des signaux des capteurs	Précision et répétabilité maximales disponibles
FC6	Avoir un coût acceptable	Coût du capteur Coût de la fabrication		

2.3 Description du système développé

2.3.1 Description

Notre objectif est de développer un dispositif capable de mesurer le moment de flexion maximal de l'articulation IPP dans différentes configurations angulaires. Par définition, le moment d'une force par rapport à un point donné est une grandeur physique vectorielle traduisant l'aptitude de cette force à faire tourner un système mécanique autour de ce point souvent appelé pivot. Le moment d'une force \vec{F} s'exerçant au point A par rapport au pivot O, est le vecteur noté $\vec{M}_O(\vec{F})$:

$$\vec{M}_O(\vec{F}) = \vec{OA} \wedge \vec{F} = \vec{F} \wedge \vec{AO} \quad (1)$$

Le moment de flexion maximal de l'articulation est alors identifié en faisant le produit vectoriel de la force (\vec{F}) et du vecteur bras de levier (\vec{AO}). Pour ce faire, trois données devraient être déterminées, à savoir, la force maximale, le centre de l'articulation IPP et finalement le point d'application de la force. La force maximale peut être obtenue à travers un capteur de force, nous avons besoin par la suite de déterminer le centre de l'articulation. Si on permet à l'articulation IPP de suivre un mouvement de flexion le long d'une trajectoire circulaire, nous pouvons définir la courbe géométrique circulaire, dont le centre sera celui de l'articulation du doigt. Connaissant par la suite le point d'application de la force, on peut obtenir alors le moment de flexion maximal en utilisant ces trois paramètres. De cette façon, on est arrivé à une conception spécifique du système comme le montre le schéma cinématique dans la Figure 33.

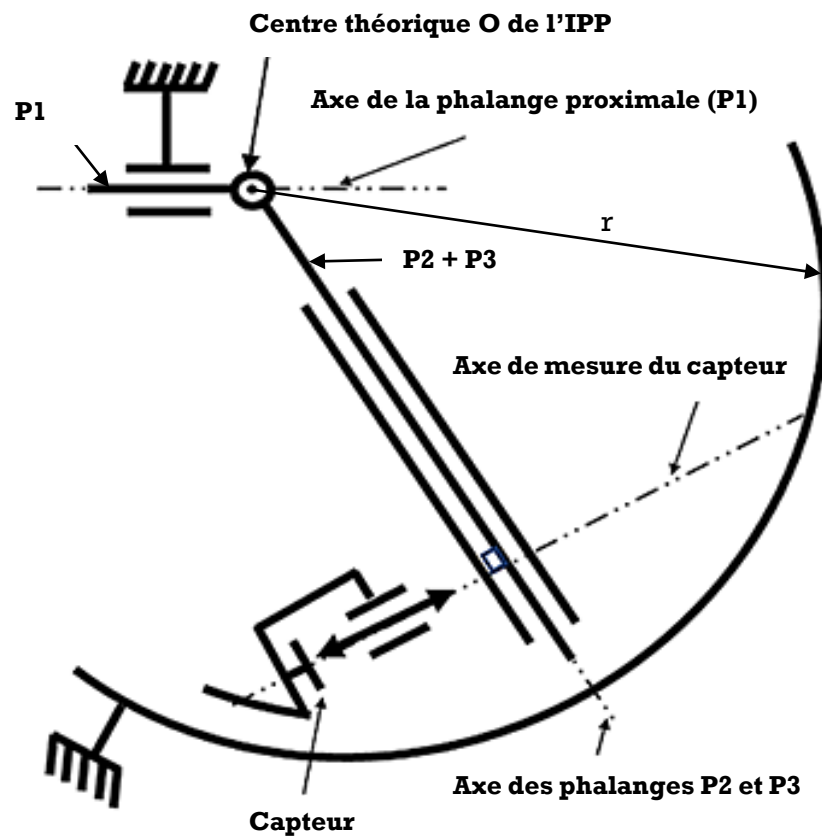


Figure 33 : Schéma cinématique du dispositif

Le système possède alors une géométrie circulaire qui permet de fixer l'articulation IPP sous différents angles de flexion. Dans un premier temps, nous avons considéré que le centre

théorique de l'articulation est aligné avec celui du système. La force appliquée devrait être perpendiculaire au capteur pour éviter la transmission l'effort de cisaillements au capteur.

2.3.2 Dispositif développé

Le dispositif élaboré consiste à un arc rigide. Sur ce corps rigide, un capteur de force est fixé par rapport au centre de l'arc dans la configuration angulaire souhaitée. Le sujet vient poser son doigt dans le système, la phalange proximale est fixée sur l'arc. Les phalanges médiane et distale sont par la suite emmanchées dans un tube cylindrique rigide reposant sur le capteur qui peut se fixer sous différentes configurations angulaires.

Le dispositif fait également l'objet d'un brevet intitulé " Dispositif de mesure des couples statiques maximaux en flexion ou en torsion dans les articulations en fonction de la position angulaire ". [Re : B04087 FR, ACHOURI et al.]

Le dispositif développé est composé de 5 éléments principaux comme illustré sur la Figure 34 :

1. Corps principal (arc rigide)
2. Tube cylindrique rigide (doigtier)
3. Montage-capteur
4. Élément T
5. Bride

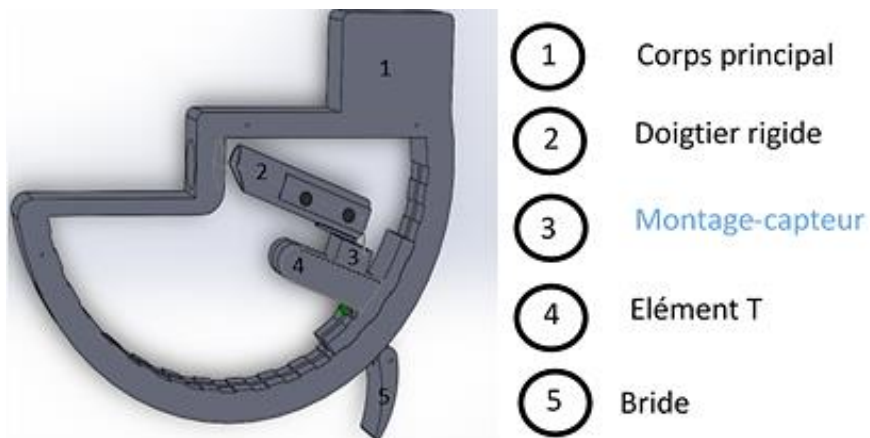


Figure 34 : Dispositif de mesure des moments de flexion maximaux statiques de l'IPP

Le corps principal (1) est assez rigide pour supporter l'effort maximal que peut générer le doigt. Il est dimensionné par rapport aux limites articulaires de l'IPP [0°, 100°] et par rapport à la géométrie du doigt (diamètre et longueur des phalanges).

Le tube cylindrique ou encore doigtier (2) comme le montre la Figure 35, dans lequel les deux phalanges médiane et distale sont insérées, se repose sur le sous-système-capteur. Sur ce tube, deux cibles noirs ont été ajoutés pour suivre le mouvement du doigt pour la détermination du centre de l'articulation dans une première étape ainsi que la longueur du bras de levier dans une seconde étape.

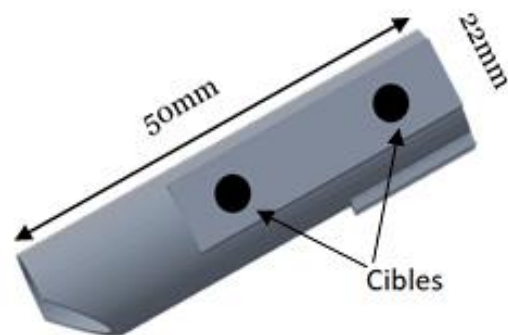


Figure 35 : Doigtier rigide

Le montage-capteur (3) (Figure 36) est constitué de quatre petites composantes à savoir : une partie haute dans laquelle une tige d'appui de diamètre 2 mm est insérée et qui sera en contact direct avec le tube cylindrique via la rainure située au niveau du tube. Cette composante permet aussi au montage-capteur de se déplacer librement sur l'élément T grâce à des crans afin de s'adapter aux différentes longueurs des doigts. L'extrémité de la tige insérée, se repose par la suite sur un petit corps cylindrique (système d'appui) situé à l'intérieur du montage-capteur, qui sera en contact direct avec le capteur. Il est à noter que la surface active du capteur est couverte par une mousse dans le but d'avoir une distribution uniforme de la force appliquée. Cette dernière sera toujours perpendiculaire au capteur (voir schéma cinématique Figure 33).

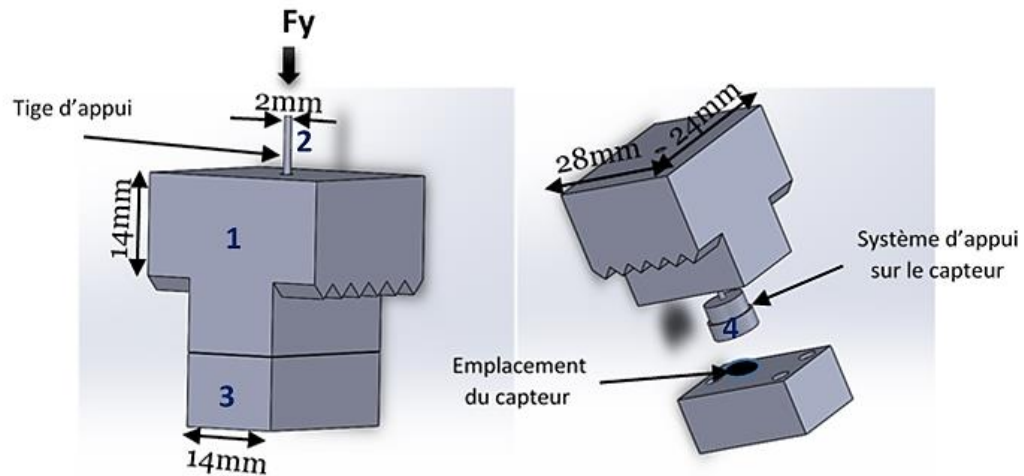


Figure 36 : Montage-capteur

Le montage capteur permet d'avoir une zone d'appui fixe et d'éviter également la transmission de l'effort de cisaillement tout en quantifiant l'effort normal F_y (Figure 36).

L'élément T (4) (Figure 37), sur lequel se repose le montage –capteur grâce à des crans suivant une longueur bien définie afin de s'adapter aux différentes longueurs des doigts. Sa fonction principale est de se positionner sous différentes configurations angulaires suivant l'arc du corps principal.

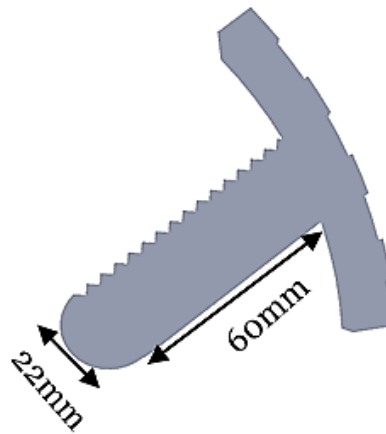


Figure 37 : Element T

La bride (5) a comme fonction de fixer le système-capteur (montage-capteur+ élément T) dans la position angulaire souhaitée, avec un système de réglage continu et de serrage permettant d'atteindre les positions angulaires.

Concernant la fabrication des différentes pièces de système, le corps principal a été fabriqué en plexiglass par découpe laser vue sa taille importante par rapport aux autres pièces. Les autres composantes ont été fabriquées en impression 3D avec de l'ABS : l'Acrylonitrile Butadiène Styène, un polymère thermoplastique présentant une bonne tenue aux chocs, relativement rigide, léger et très utilisé en impression 3D.

2.3.3 Capteur choisi pour l'étude

La Figure 38 présente le capteur utilisé dans le dispositif. C'est un capteur de force capacitif de type Singletact miniaturisé.

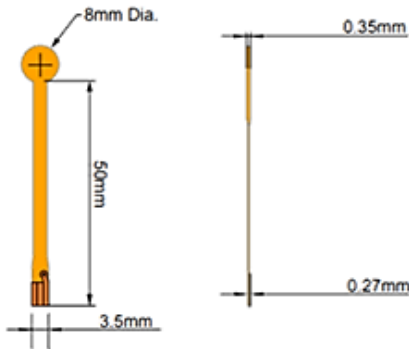


Figure 38 : Capteur utilisé : Singletact sensor

Ce dernier a été choisi suivant ses avantages d'ergonomie au vu de sa petite taille avec une longueur de 58 mm et 8 mm de diamètre, mais aussi pour la plage de mesure d'environ 30 Newtons, qui est tout à fait adaptée à l'index. Il est à noter que les dimensions du dispositif ont été réalisées aussi en tenant compte du capteur choisi. Les données numériques du capteur ont été récupérées par la suite à l'aide d'un logiciel Singletact associé au capteur.

Un capteur de type SingleTact sait mesurer correctement un torseur de type :

$$\begin{pmatrix} F_x & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix}_{A(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})} \quad (2)$$

Avec A le point d'application de la force au centre du capteur et \vec{x} la normale au capteur. De plus,

$$\begin{aligned} Fx &= \int \overrightarrow{dFx} \\ Fy &= 0 \\ Fz &= 0 \end{aligned} \quad (3)$$

Avec $\overrightarrow{dFx} = p \vec{x} dS$ tel que p est la pression appliquée et S la surface active du capteur. Alors pour avoir des résultats corrects, la pression doit être homogène.

Le moment de l'articulation par rapport au point O (voir Annexe1) se calcule à partir d'un produit vectoriel qui s'écrit ainsi grâce à l'un des zéros dans le torseur écrit précédemment :

$$\vec{M}_O(\vec{F}) = \overrightarrow{OA} \wedge \vec{F} = OA \times Fx \times \sin(\overrightarrow{OA}, \vec{F}) \quad (4)$$

2.3.4 Etalonnage du capteur

Un calibrage a été effectué pour ce capteur à l'aide des masses allant de 100 grammes correspondant à environ 1 Newton jusqu'à 3 kilogrammes correspondant à 30 Newtons. Pour chaque effort appliqué, dix mesures ont été effectuées afin d'étudier la reproductibilité du capteur. La Figure 39 montre les dix mesures prises pour un effort équivalent à 1,65 N. Pour chaque mesure effectuée, les maximums locaux ont été déterminés. Ensuite, la moyenne des maximums locaux a été calculée.

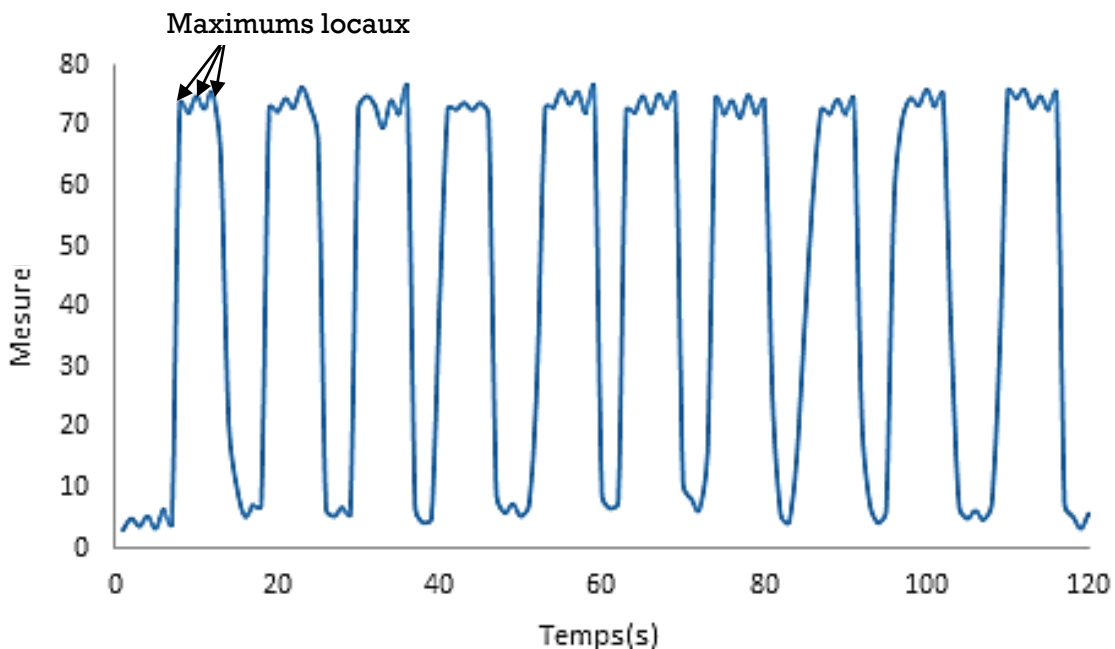


Figure 39 : Réponse capteur pour les 10 mesures prises pour un effort de 1,65N par le logiciel Singletact

Par la suite, les écarts type sur la moyenne ont été déterminés pour chaque effort appliqué. La moyenne des écart types est évaluée à 1,32%, qui est jugée acceptable pour notre étude. L'équation d'étalonnage obtenue est non linéaire (Figure 40). Une recherche a été effectuée pour connaître l'équation non linéaire (1) et ainsi convertir ces données :

$$F = -\frac{1}{k} \ln \left(1 - \left(\frac{V}{a} \right) \right) \quad (5)$$

Avec a, k : Constantes propres au capteur : $a = 574,55$, $k = 0,07N^{-1}$

V : Mesure du capteur (valeur numérique)

F : Force (N)

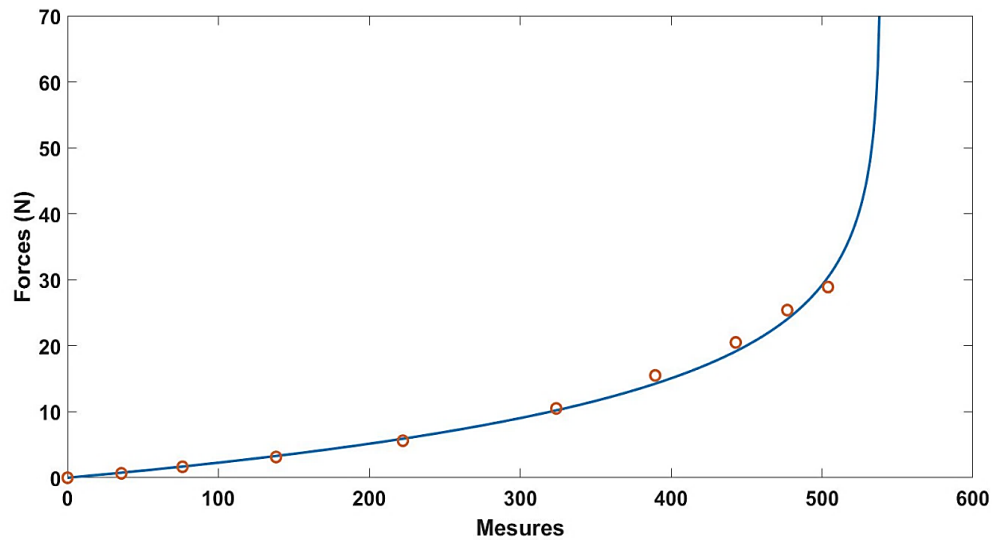


Figure 40 : Courbe d'étalonnage du capteur, utilisée dans l'étude pour convertir les mesures en forces :
 $Forces=f(Mesures)$

Cette équation est utilisée par la suite dans le traitement des données et la conversion des mesures en forces (N).

2.4 Protocole d'essai

Afin de déterminer le moment de flexion maximal dans chaque position angulaire de l'articulation interphalangienne proximale, deux paramètres doivent être mesurés par le dispositif à savoir le vecteur force maximale \vec{F} et le vecteur bras de levier $\vec{D} = \vec{OA}$ qui est défini comme étant le vecteur reliant le centre de l'articulation avec le point d'application de la force maximale (Figure 41).

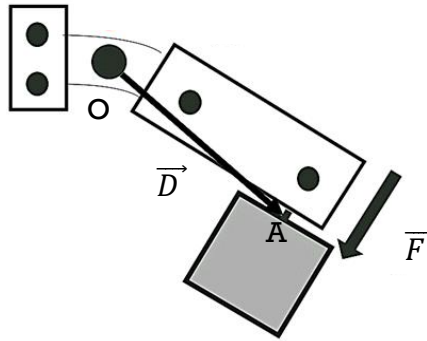


Figure 41 : Paramètres à mesurer durant le test : \vec{F} et \vec{D}

Pour déterminer ces deux paramètres, deux étapes ont été mises en place pour définir le test. Il est à noter que tout le test est assisté par une caméra permettant de suivre les différents marqueurs optiques situés sur le dispositif. Les étapes du test se résument dans la Figure 42 ci-dessous.

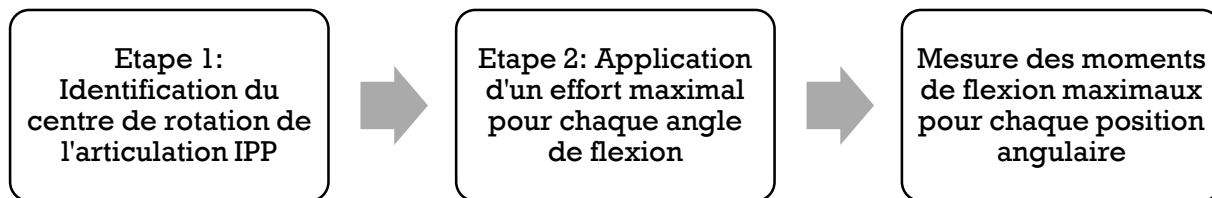


Figure 42 : Étapes de l'essai expérimental

2.4.1 Première étape : Centre de l'articulation

Cette étape a pour but l'identification du centre de rotation de l'articulation. Nous avons fixé deux cibles circulaires au niveau du doigtier. Deux autres cibles sont également placées au niveau du corps rigide pour définir une référence pour le système. Cette étape consiste alors à faire un mouvement de flexion-extension au niveau de l'articulation IPP. Durant ce mouvement d'aller/retour du doigtier, des photos sont prises automatiquement toutes les 100 ms à l'aide de VIC snap. Ces images sont traitées par un code sous Matlab afin d'identifier le centre de l'articulation. Cette étape est constituée de trois phases qui sont définies comme suit :

2.4.1.1 Phase 1 : Identification des cibles

Pour chaque photo prise lors du mouvement flexion/extension, les centres des cibles sont identifiés (diamètre des cibles= 6mm).

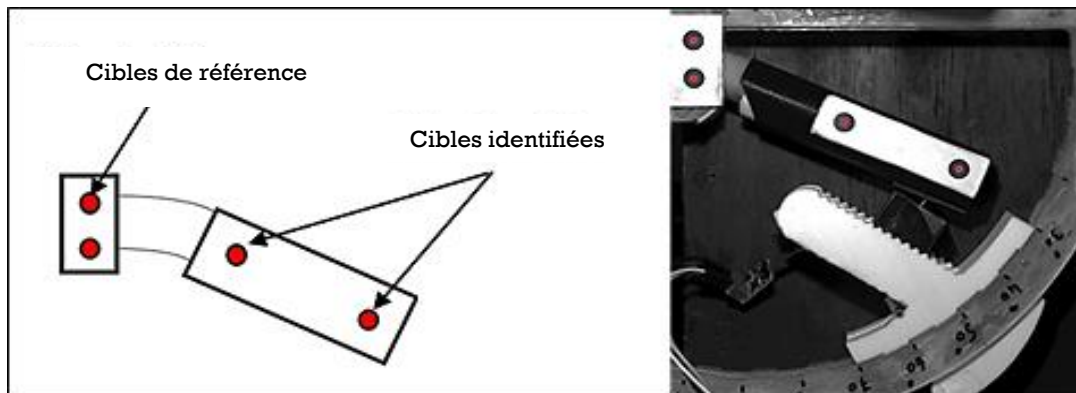


Figure 43 : Identification des cibles

2.4.1.2 Phase 2 : Détermination des trajectoires des points centraux des cibles

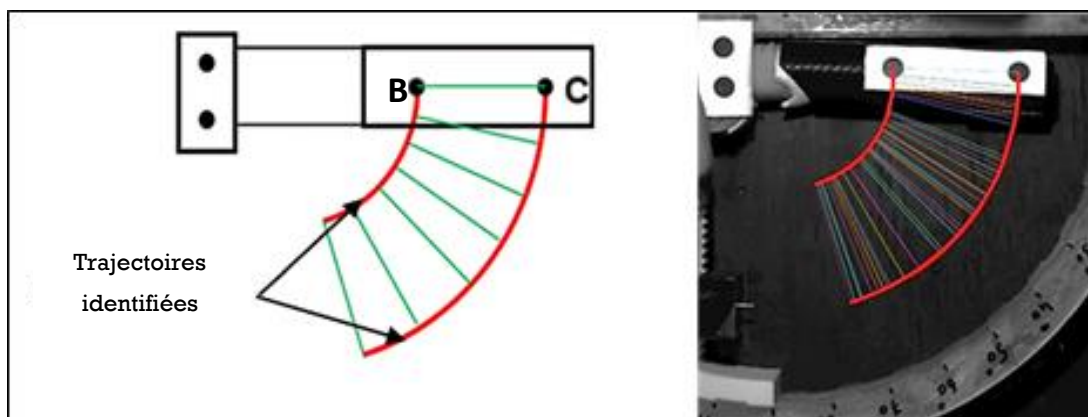


Figure 44 : Identification des cercles passant par les cibles

Une fois les cibles (B et C) sont identifiées pour chaque image, deux trajectoires sont alors déterminées en superposant les cibles.

2.4.1.3 Phase 3 : Détermination du centre de l'articulation IPP : O

Après avoir identifié les cercles reliant les positions des cibles (B et C) durant le mouvement de flexion/extension, le centre de l'articulation est alors déterminé comme étant la moyenne des deux centres identifiés. Il est à noter que l'écart maximal entre deux centres identifiés doit être inférieur ou égale à 2mm qui représente à peu près 4% de la longueur du bras de levier sinon le test est à refaire afin de minimiser les erreurs.

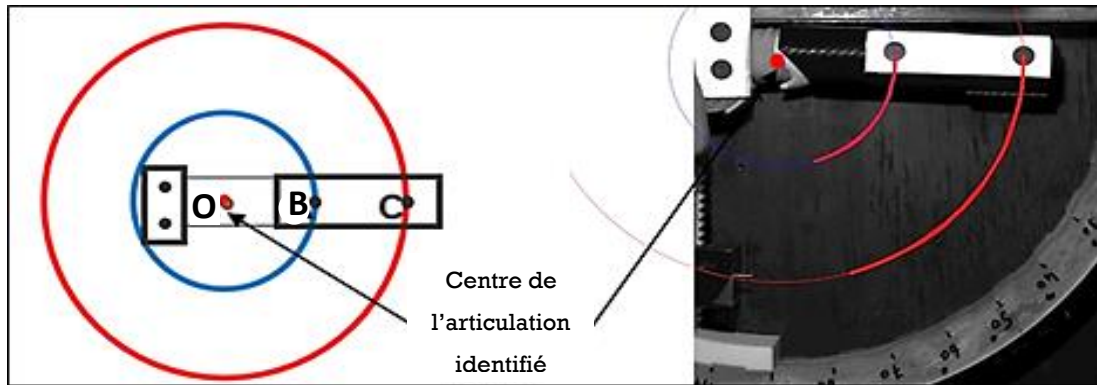


Figure 45 : Identification du centre de l'articulation IPP

2.4.2 Deuxième étape : statique

La deuxième étape consiste à appliquer un effort maximal dans chaque angle articulaire en appuyant sur le capteur à l'aide du tube cylindrique rigide. Cet effort est toujours perpendiculaire au capteur grâce à la conception du système-capteur qui évite tout effort de cisaillement transmis au capteur (Figure 46).

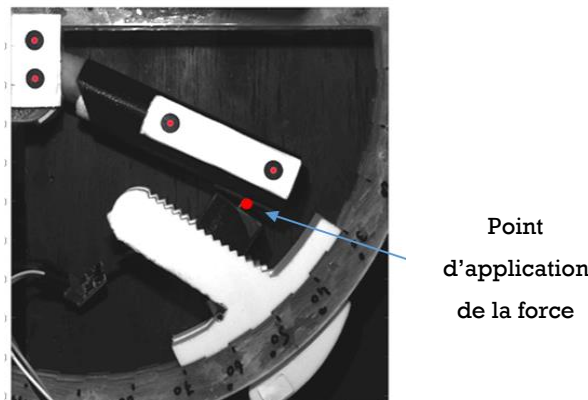


Figure 46 : Détermination de l'effort maximal généré par l'articulation IPP

N mesures ont été effectuées pour chaque angle de flexion (de 10° à 90° avec un pas de 10°) dans le but d'étudier la reproductibilité des mesures. Un temps de repos de 2 minutes est systématiquement imposé pour éviter la fatigue musculaire. Pour chaque effort appliqué, une photo est prise afin de déterminer le point d'application de la force pour déterminer par la suite le bras de levier (Figure 47).

Une étude a été réalisée pour déterminer le nombre de mesures nécessaires pour avoir des résultats fiables et qui sera présentée dans le chapitre suivant.

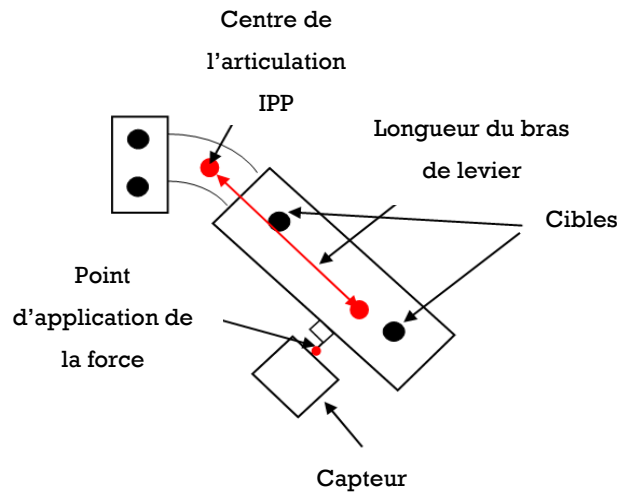


Figure 47 : Détermination de la longueur du bras de levier

2.4.3 Calcul de l'angle de flexion réel

L'angle de flexion réel est l'angle défini entre la droite horizontale passant par le centre de l'articulation O et l'axe des phalanges médiane et distale. Durant le test, nous avons remarqué que l'angle de mesure définie par le système n'est pas l'angle de flexion réel. Cette erreur vient du fait que le centre de l'articulation réel ne coïncide pas avec le centre géométrique du système. Une reproduction d'un cas possible d'erreur à 30° a été schématisée (Figure 48) est proposée pour mieux identifier la zone d'erreur. Pour contrer cette erreur, une étude a été effectuée pour recalculer l'angle $\alpha_{réel}$ observé lors des tests.

Soient : O de coordonnées (x_o, y_o) le centre de l'articulation, D de coordonnées (x_D, y_D) la projection orthogonale du point d'application de la force sur le doigtier et W de coordonnées (x_D, y_o) la projection orthogonale du point D sur la droite horizontale passant par O.

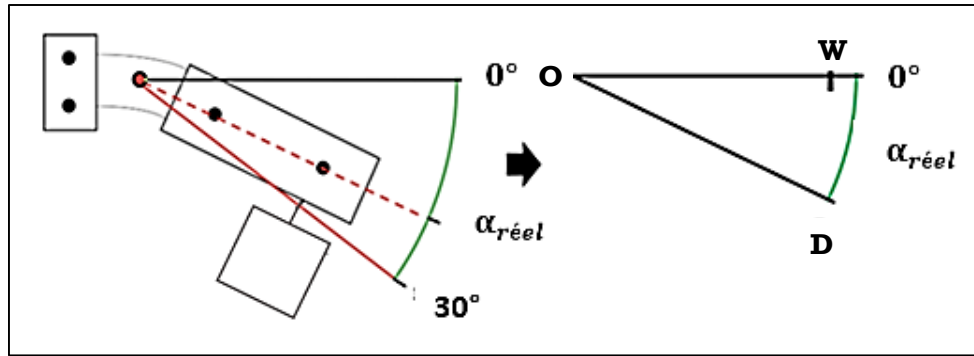


Figure 48 : Calcul de l'angle réel : $\alpha_{réel}$

$$\tan \alpha_{réel} = \frac{WD}{OW} = \frac{\sqrt{(y_D - y_O)^2 + (x_D - x_O)^2}}{\sqrt{(y_O - y_O)^2 + (x_D - x_O)^2}} \quad (6)$$

$$\alpha_{réel} = \tan^{-1} \frac{(y_D - y_O)}{(x_D - x_O)} \quad (7)$$

Connaissant l'effort maximal généré ainsi que la longueur du bras de levier, le moment de flexion maximal peut être donc calculé pour chaque angle de flexion déterminé.

2.4.4 Protocole expérimental

La Figure 49 présente le banc d'essais de mesure des moments de flexion maximaux dans l'articulation IPP. Le protocole expérimental que devra suivre l'expérimentateur est résumé dans la page suivante.



Figure 49 : Banc d'essais expérimental

Résumé du protocole expérimental

Objectif : Mesure des moments de flexion maximaux pour chaque position angulaire

Test n°1 : Identification du centre de l'articulation IPP

- Fixation de la phalange proximale dans le système
- Insertion de la phalange distale dans le doigtier (tube cylindrique)
- Mouvement d'aller/retour : flexion-extension de l'IPP (vitesse moyenne du mouvement)
- Assistance de la caméra obligatoire : Prise des photos chaque 100 ms (Vic snap)
- Traitement des données : code établi sur Matlab :

Identification des cibles sur le doigtier pour chaque photo

Détermination des cercles en superposant les cibles et par la suite les centres des deux cercles e_1 et e_2

Détermination du centre de l'articulation $E = (e_1 + e_2) / 2$



Validation du test n°1

Ecart e entre les deux centres d'articulation déterminés $\leq 2\text{mm}$

$e > 2\text{mm}$



Test n°2 : Application d'un effort maximal pour chaque angle de flexion

- Fixation de l'élément T dans l'angle de mesure souhaité (défini par le système de 10° jusqu'au 90°)
- Mise en place du doigtier sur le système-capteur en posant la rainure du doigtier sur la tige
- Application d'un effort maximal dans chaque angle de flexion : 3 mesures prises pour chaque angle
 - Pause de 2 minutes entre chaque deux angles pour éviter la fatigue musculaire
 - Assistance de la caméra obligatoire : prise des photos pour chaque appui
- Mesures (V) récupérées par un logiciel associé au capteur Singletact et par la suite converties en forces (N)
- Traitement des données : code établi sur Matlab :
 - Détermination du point d'application de la force
 - Détermination du bras de levier
 - Détermination de l'angle de mesure réel

3 Conclusion

Ce chapitre décrit un système développé dans la but de caractériser expérimentalement le moment de flexion maximale de l'articulation IPP de l'index dans différentes configurations angulaires.

Nous avons essayé d'abord de chercher dans la littérature, les différents dispositifs de mesure des forces et/ou des moments de flexion dans les articulations. Nous sommes plutôt intéressés aux articulations à 1 seul degré de liberté avec le mouvement de flexion/extension.

Nous avons effectué par la suite une étude de conception en commençant par l'analyse fonctionnelle afin de déterminer le cahier des charges fonctionnel de notre système expérimental, ce qui nous a permis par la suite de définir des critères objectifs et avoir une idée des besoins essentiels à satisfaire.

En se basant sur le cahier des charges, nous avons conçu notre système expérimental. Une description détaillée du dispositif a été présenté dans ce chapitre tout en expliquant les différentes étapes permettant de réaliser un test expérimental afin de déterminer le moment de flexion dans différentes positions angulaires.

Nous avons démontré la faisabilité d'un système expérimental simple, économique, et fournissant des résultats robustes, en terme d'effort ; de moment, d'angle de flexion, via notamment l'identification du centre de rotation réel de chaque sujet d'étude. Un protocole expérimental précis a été défini suite aux premiers tests, afin de pouvoir par la suite mener des études systématiques et répétables sur une population de sujets.

Dans le chapitre suivant, nous discuterons des résultats de la campagne de mesures des moments de flexion maximaux dans l'index faite sur une population de sujets sains.

Chapitre III. Campagne de mesures des moments de flexion maximaux dans l'IPP sur une population de sujets sains

Après avoir décrit le dispositif expérimental de mesure des moments de flexion maximaux de l'IPP et présenté le protocole expérimental dans le chapitre précédent, nous passerons à l'étape de la validation expérimentale. Cette partie débutera par une étude paramétrique dont l'objectif est d'étudier la variation de la position du centre de l'articulation ainsi que l'effet du nombre de mesures effectuées sur le moment de flexion maximal. Ensuite, la campagne de mesures des couples maximaux dans l'IPP effectuée sur une population de sujets sains sera présentée. Il est à noter que les essais expérimentaux ont été réalisés avec l'autorisation de la comité d'éthique pour les recherches de Grenoble Alpes CERGA. Le numéro IRB du dossier déposé est : CER Grenoble Alpes-Avis-2019-06-11-2 (Annexe 2).

Outre la validation de la cohérence des données mesurées, le second objectif de ce chapitre est de proposer une méthode d'analyse des résultats obtenus. La démarche d'analyse proposée repose sur une méthode statistique ACP (Analyse en Composantes Principales). Cette méthode est en effet adaptée pour le traitement de données expérimentales afin d'en éliminer les bruits.

1 Tests expérimentaux

Cette partie est consacrée à la validation expérimentale ainsi que l'analyse de la manip en étudiant l'effet de quelques paramètres sur les résultats des tests.

Les tests expérimentaux peuvent être influencés par différents paramètres tels que :

- 1) La position du centre de l'articulation
- 2) Le nombre de mesures maximal dans chaque angle de flexion
- 3) Longueurs et diamètres des phalanges médiane et distale
- 4) La position du sujet lors du test (assis ou debout)
- 5) L'ordre des positions angulaires, de 10° à 90° ou de 90° à 10°

Durant les tests, des paramètres ont été fixés tels que la position du sujet qui doit être assis afin d'éviter l'intervention d'autres muscles comme le biceps ou le triceps lors de l'application de la force. Aussi, l'ordre des positions angulaires a été fixé en commençant par

l'angle le plus faible vers l'angle le plus fort. Nous avons choisi d'étudier alors l'influence des deux premiers paramètres, le centre de l'articulation ainsi que le nombre de mesures effectuées, sur le moment de flexion maximal.

La campagne de mesures des couples maximaux dans l'articulation interphalangienne proximale sur une population de 30 sujets sains sera ensuite détaillée.

1.1 Etude paramétrique de l'essai expérimental

Deux études ont été réalisées pour évaluer d'une part la variation du centre d'articulation en fonction des sujets et d'autre part pour déterminer le nombre de mesures maximal N effectué dans chaque position angulaire pour avoir des mesures précises tout en évitant le phénomène de la fatigue musculaire (voir protocole expérimental page 60).

1.1.1 Etude de variation du centre de l'articulation IPP

Le but de cette étude est d'évaluer la variation du centre de l'articulation IPP en fonction des sujets pour pouvoir par la suite annihiler l'hypothèse qui consistait à assimiler le même centre d'articulation pour tous les sujets.

Lors des premiers essais, deux questions primordiales ont été posées :

1. Doit-on instrumenter le banc d'essais avec une caméra ?
2. Peut-on se passer d'une redéfinition de ce centre à chaque nouveau patient ?

Pour pouvoir répondre à ces questions, un échantillon de 14 sujets a été étudié. Soit C le Centre de l'articulation IPP de coordonnées C_x et C_y qui sont déterminées par rapport à l'origine.

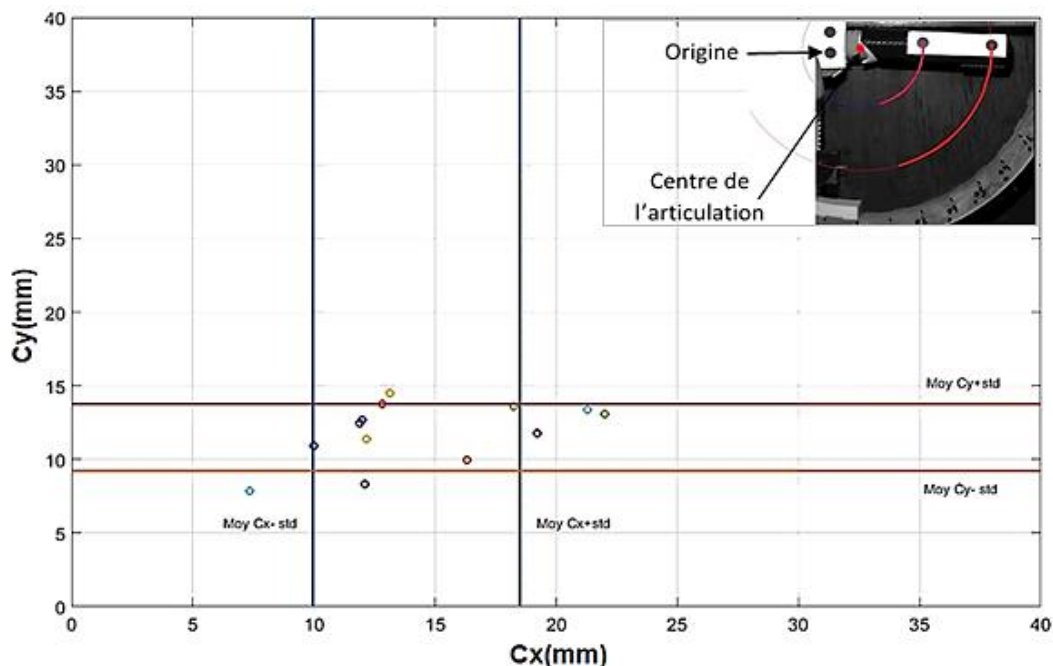


Figure 50 : Variation du centre de l'articulation IPP

La Figure 50 montre la variation des Cx et Cy pour la population étudiée. La variation est considérable, elle est évaluée par des écart-types non négligeables à savoir 19% pour Cy et 30% pour Cx . Ces écarts importants, montrent que nous ne pouvons pas considérer un seul centre d'articulation pour tous les sujets, il est fortement dépendant du sujet et plus précisément de la taille de la phalange proximale. Ces résultats ont mis en évidence l'utilisation systématique de la caméra durant tous les tests de la campagne d'étude à venir.

1.1.2 Effet du nombre de mesure effectué sur le moment de flexion maximal

Dans le but de déterminer le nombre de mesures à effectuer dans chaque configuration angulaire, une étude a été réalisée afin d'optimiser le nombre de mesures nécessaires pour avoir un effort maximal tout en évitant le phénomène de la fatigue musculaire. L'étude consistait à demander à une population de 10 sujets d'effectuer cinq mesures pour les neuf angles de flexion ($10 \times 9 \times 5$ données). Par la suite, en analysant les résultats nous pouvons déterminer pour chaque angle le numéro de la mesure où l'effort est maximal. Le graphe ci-dessous montre que pour 83% des données, l'effort maximal est obtenu parmi les trois premières mesures (Figure 51). Les variations pour les 17% ne sont pas très importantes et peuvent être négligeables. En effet, dans 17% des cas, l'effort maximal est retrouvé dans les tests n° 4 et 5. Cependant, l'effort max de ces cas 4 et 5 est au plus 4% de l'effort maximal

observé pendant les trois premiers tests. On peut confirmer alors que 3 mesures sont suffisantes pour avoir des résultats efficaces tout en évitant la fatigue musculaire.

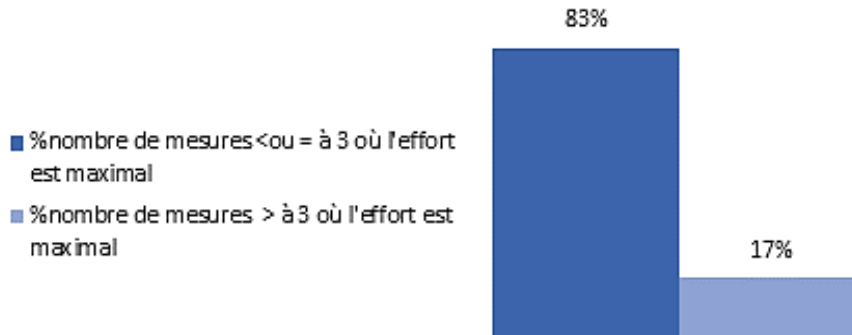


Figure 51 : Recherche de N : nombre de mesures à réaliser dans chaque position angulaire

1.2 Campagne d'essais réalisés

Après avoir étudié quelques paramètres qui peuvent influencer les mesures, une campagne d'essais expérimentaux a été mise en place sur une population de sujets sains. La population est constituée de 30 sujets dont 18 hommes et 12 femmes. L'âge moyen de cette population est de 31 ans. Le sujet le plus jeune est âgé de 20 ans tandis que le sujet le plus âgé a 62 ans. Les sujets ont des caractéristiques physiques différentes : des sportifs, des non sportifs...

En suivant le protocole expérimental (voir §2.4) et pour chaque sujet, nous avons testé les deux mains : dominante (MD) et non dominante (MND). En effet chaque être humain a tendance à utiliser, de façon préférentielle, une de ses deux mains lors de la majorité de tâches de motricité fine et lors des préhensions au quotidien. Cette main avec laquelle nous sommes le plus à l'aise est définie comme dominante.

Les tests ont été réalisés, en position assise, pour les neuf angles de flexion et avec 2 min de pause entre deux mesures. Chacun dure alors environ 20 min par main. En totalité, 60 tests ont été effectués. La présence de la caméra est obligatoire afin de déterminer le centre de l'articulation IPP et le point d'application de la force. Les mesures de la force sont récupérées par un logiciel associé au capteur Singletact et par la suite converties en forces (N). Le traitement des données a été réalisé par un code établi sous Matlab®. La Figure 52 représente un exemple d'essai effectué sur un sujet sain X.

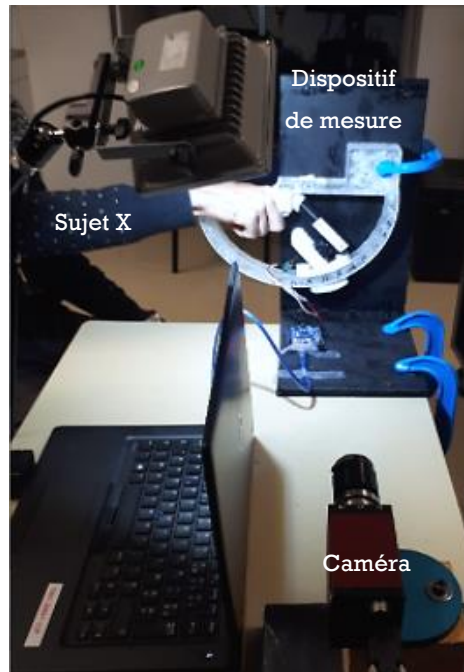


Figure 52 : Test expérimental effectué sur un sujet sain

Les résultats des tests réalisés sur les trente sujets présentent l'évolution du moment de flexion maximal en fonction de la position angulaire de l'articulation interphalangienne proximale : $M_f = f(\text{angle})$. Les angles de mesures ont été interpolés (Figure 53) ce qui facilitera le traitement de données par la suite. Les valeurs des angles de mesures retenues sont alors de 10° à 90° par pas de 10° .

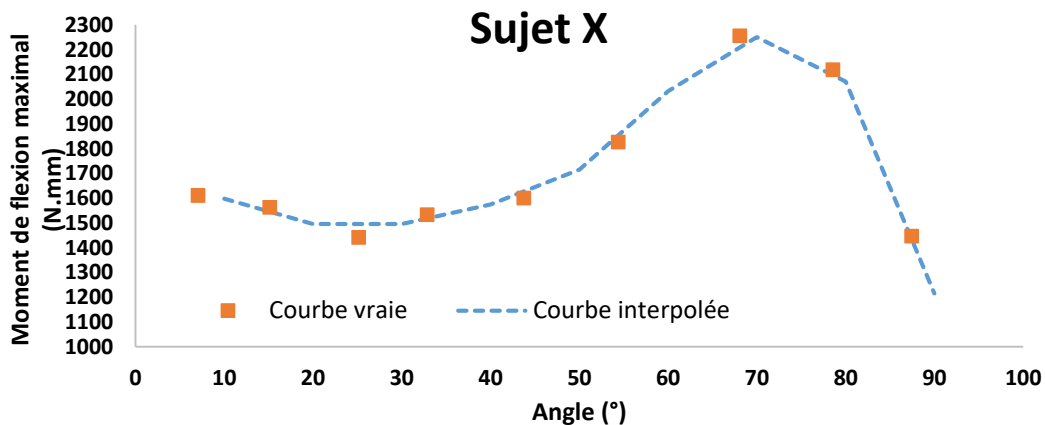


Figure 53 : Exemple d'interpolation sur un jeu de données

Pour chaque sujet, les comportements de la main dominante et non dominante ont été identifiés : 9 mesures pour chaque main, 18 mesures pour chaque sujet.

2 Résultats et discussion

2.1 Etude préliminaire

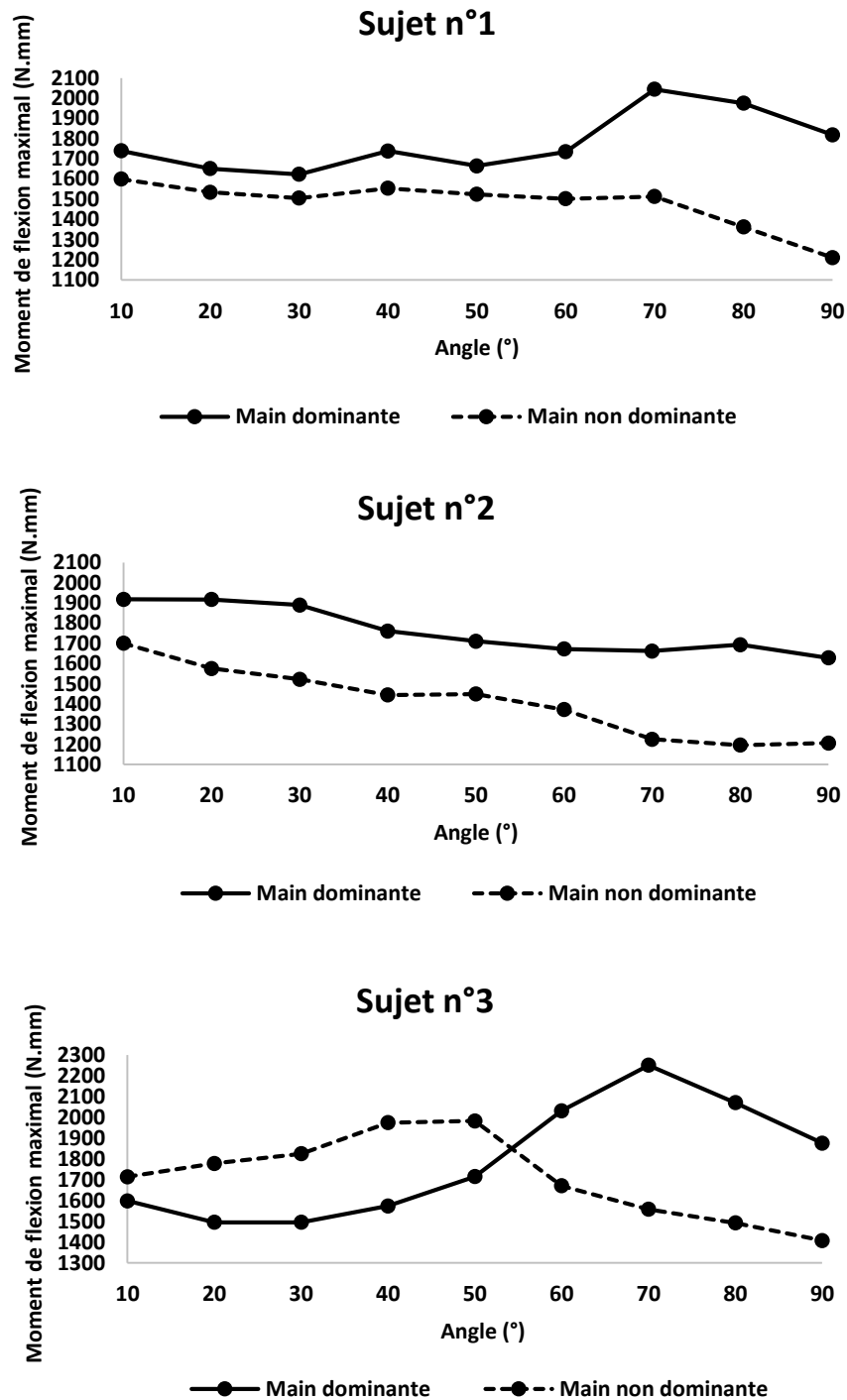


Figure 54: Courbes de moments de flexion en fonction de l'angle articulaire de trois sujets différents

La Figure 54 représente les courbes de résultats obtenus pour trois sujets sélectionnés au hasard, quant au Tableau 5, il regroupe les conclusions tirées. Nous pouvons conclure, qu'à ce stade d'analyse, l'évolution du moment de flexion maximal en fonction de l'angle est tellement disparate qu'elle ne permet pas d'établir une quelconque corrélation entre les sujets, ni même entre les deux mains d'un même sujet ! Si ce n'est que : communément, le moment de flexion maximal atteint son minimum au niveau de l'angle 90°. Cette position angulaire étant très proche de la limite articulaire de l'IPP (100°), il est donc difficile d'appliquer un effort important.

Tableau 5 : Ensemble des conclusions

Conclusion	Sujets	Sujet exception
MD plus forte que la MND	1 & 2	3, sur l'intervalle [10° : 50°]
Pic chez la MD à 70°	1 & 3	2, absence de pic
Absence de pic chez la MND	1 & 2	3, dans l'intervalle [40° : 50°]

Nous avons ensuite observé l'évolution des extremums des moments de flexion maximaux entre les sujets :

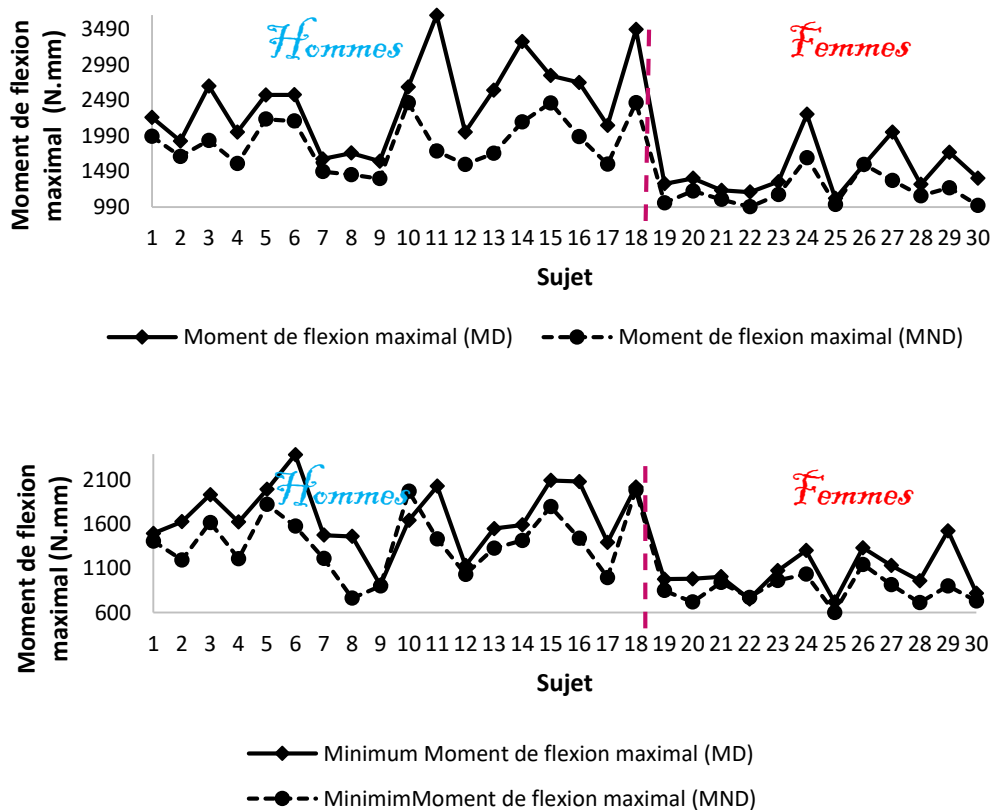


Figure 55 : Extremums des moments de flexion maximaux des 30 sujets tous angles confondus

Nous remarquons d'après les graphes de la Figure 55, qu'en général :

- i. la main dominante est plus forte que la main non dominante
- ii. les hommes sont plus forts que les femmes
- iii. si la MD d'un sujet x est plus forte que celle d'un sujet y alors sa MND le sera aussi.

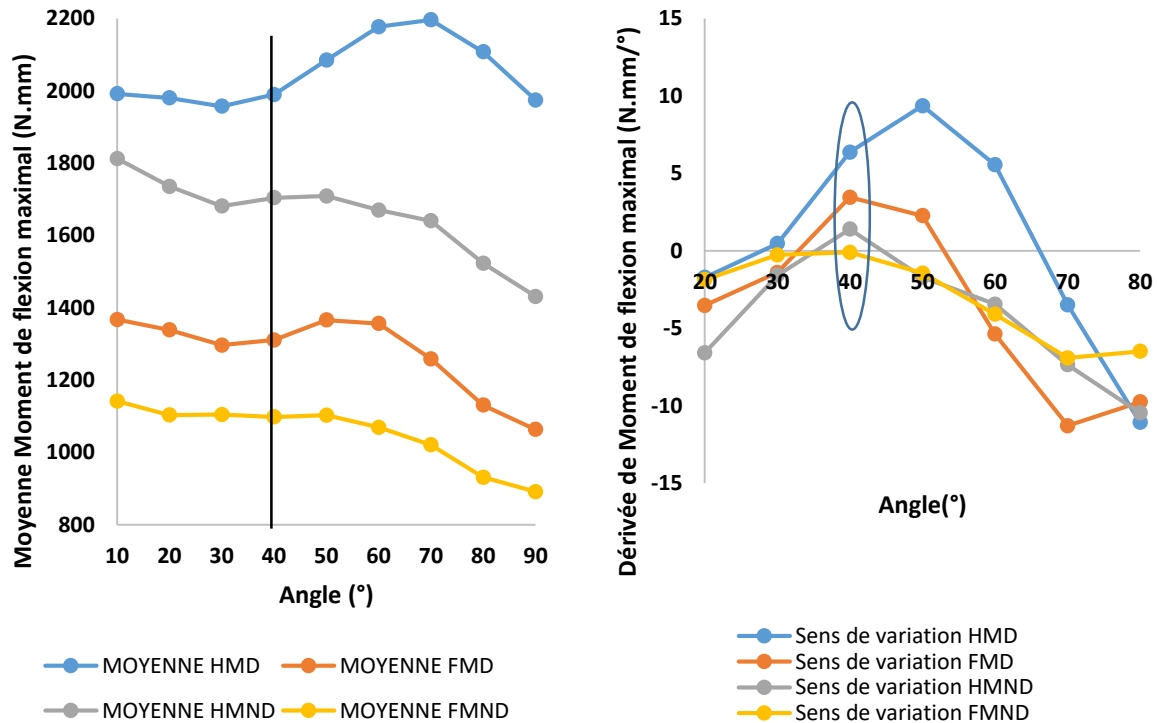


Figure 56 : Moyenne des moments de flexion maximaux des 30 sujets en fonction de l'angle

A la suite de ces résultats, et afin d'observer un éventuel comportement global, nous avons analysé l'évolution de la moyenne des moments de flexion maximaux chez tous les sujets répartis en quatre groupes :

- HMD : Main Dominante de l'Homme
- FMD : Main Dominante de la Femme
- HMND : Main Non Dominante de l'Homme
- FMND : Main Non Dominante de la Femme

Les courbes des résultats ainsi que leurs dérivées sont représentées dans la Figure 56.

Nous constatons que :

- i. la main dominante est plus forte que la main non dominante. Ceci met en évidence l'asymétrie chez l'être humain provoquée par l'expérience que nous acquérons depuis notre naissance en utilisant notre main préférée [42]
- ii. les hommes sont plus forts que les femmes. Ceci est expliqué par le volume musculaire plus important chez l'homme [43]
- iii. le minimum est atteint pour l'angle 90°
- iv. l'absence d'un pic absolu chez la MND, mais la présence d'un pic local dans l'intervalle [50° ; 60°]
- v. la présence d'un pic local absolu chez la MD, dans les intervalles [60° ; 70°] chez l'homme, avec un décalage de 10° par rapport à la femme [50° ; 60°]
- vi. croissance maximale et augmentation à partir de l'angle 40° sauf chez la HMD (50°), où nous retrouvons les 10° de décalage
- vii. cette dernière est beaucoup plus importante chez la MD par rapport à la MND
- viii. les deux commencent par une décroissance sur les premiers angles

En résumé, les résultats des tests affirment que le moment de flexion dépend : i) de l'angle d'articulation, ii) du côté dominant et iii) du sexe, mais reste spécifique à chaque sujet, d'où la dénomination « patient-spécifique ».

2.2 Étude de la reproductibilité du test

Dans le but d'étudier la reproductibilité des mesures et l'efficacité du dispositif développé, six tests ont été effectués sur la main dominante d'un même sujet homme. Les tests ont été réalisés sur plusieurs jours afin d'éviter la fatigue musculaire. La Figure 57 regroupe les résultats obtenus pour chaque angle montrant que les amplitudes augmentent, globalement, au fur et à mesure des tests. Ceci pourra être expliqué par l'adaptation du sujet au dispositif et protocole expérimentaux.

Observons maintenant la valeur moyenne de ces données et leurs dispersions en fonction de l'angle dans la Figure 58. Malgré les énormes incertitudes traduites par les coefficients de variations de plus de 10%, le comportement global vient confirmer nos observations précédentes :

- i. la présence d'un pic local absolu dans l'intervalle [60° ; 70°]
- ii. croissance maximale dans l'intervalle [40° ; 50°]
- iii. minimum atteint pour l'angle 90°

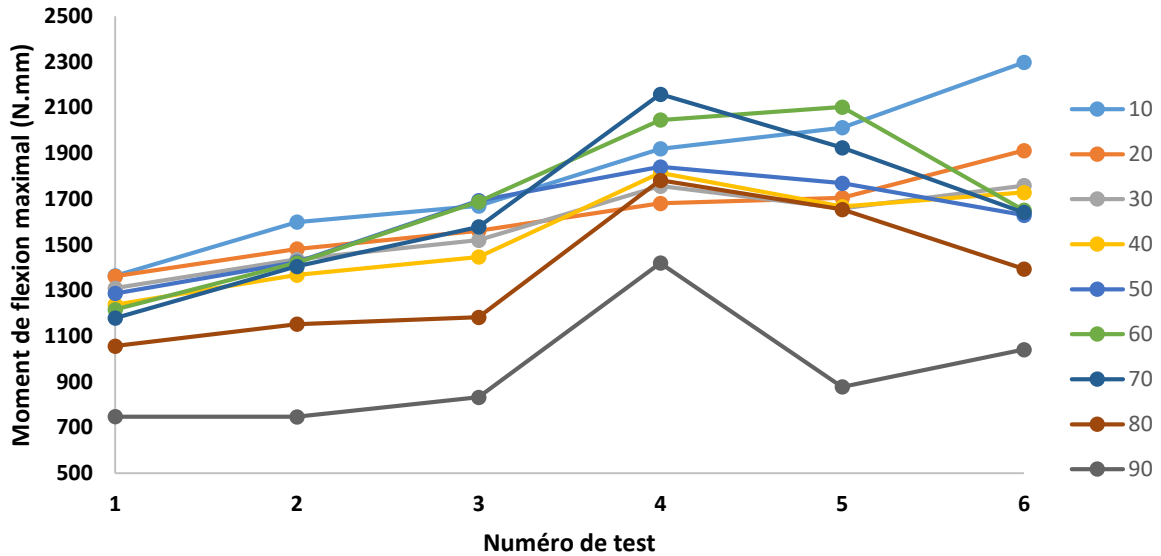


Figure 57 : Evolution du moment de flexion maximal pour un angle donné en fonction du test

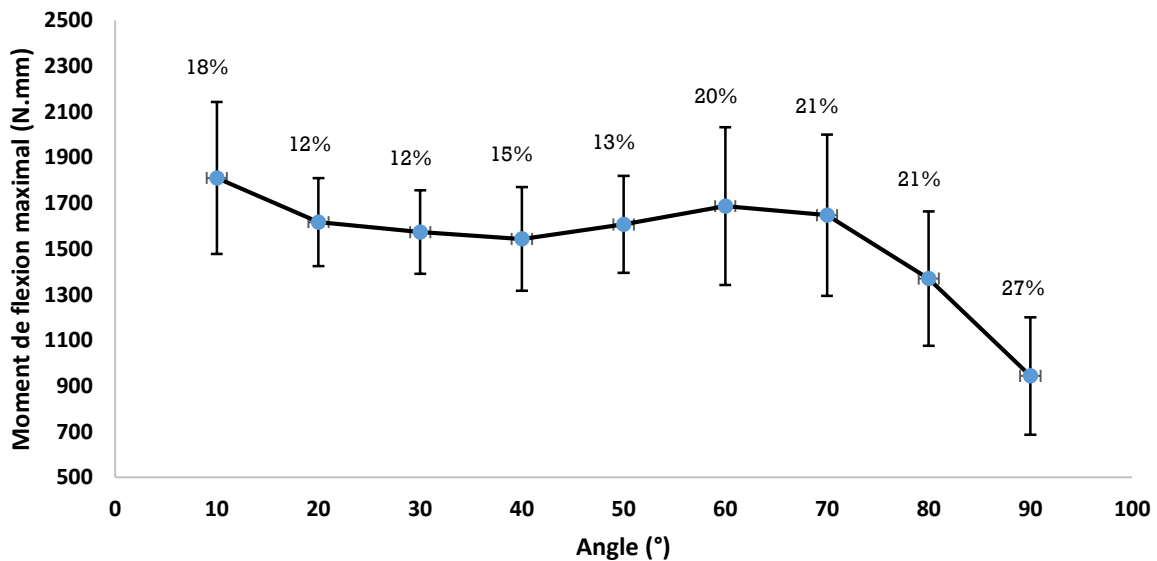


Figure 58 : Evolution moyenne du moment de flexion maximal en fonction de l'angle avec le coefficient de variation en %

2.3 Conclusion de la discussion préliminaire

En somme, d'après les différentes analyses préliminaires, nous arrivons à sortir des conclusions cohérentes. Cependant, au vue des énormes incertitudes, celles-ci rendent la reproductibilité de ces tests non satisfaisante. Notre protocole expérimental nécessite des améliorations techniques certes, mais surtout nous devons opter pour un autre choix d'outils

afin de traiter nos données expérimentales. En effet, la disparité entre nos résultats est due à la présence de bruits expérimentaux qui peuvent avoir plusieurs origines : matériel, état physique, état psychique et l'expérience du sujet testé... C'est pour cela nous nous sommes retournés vers l'Analyse en Composantes Principales afin d'extraire les informations les plus significatives tout en éliminant les bruits expérimentaux.

3 Etude par Analyse en Composantes Principales (ACP)

3.1 Principe de l'Analyse en Composantes Principales

Historiquement, l'Analyse en Composantes Principales ou l'ACP est une méthode mathématique ayant pris sa source dans un travail de Karl Pearson publié en 1901 qui a prolongé ses travaux dans le domaine de la régression et des corrélations entre plusieurs variables [44]. Pearson a utilisé ces corrélations non plus pour expliquer une variable à partir des autres (comme en régression), mais plutôt pour décrire et résumer l'information contenue dans ces variables. Par la suite, l'ACP a été de nouveau développée et formalisée dans les années 30 par Hotelling [45] [46]. Sa puissance mathématique a conduit aussi à développer l'analyse canonique, généralisation des analyses factorielles dont fait partie l'ACP. Les champs d'application sont multiples, allant de la biologie à la recherche économique et sociale, et plus récemment le traitement d'images [47] [48] [49]. L'objectif principal de l'ACP étant d'obtenir le résumé le plus pertinent possible des données initiales tout en gardant le maximum d'informations.

En principe l'ACP est une transformation pour un ensemble de données dans un nouveau système de coordonnées de telle sorte que les nouvelles variables sont des fonctions linéaires des variables d'origine et ne sont pas corrélés entre elles. La plus grande variance de toute projection des données se trouve sur la première variable, la deuxième plus grande variance sur la deuxième, et ainsi de suite. En pratique, cela est réalisé en calculant la matrice de covariance pour l'ensemble de données. Ensuite, les vecteurs propres et les valeurs propres de la matrice de covariance sont calculés et triés selon la valeur propre décroissante [50]. Notez que le biais de l'ACP n'est pas toujours approprié; les fonctionnalités à faible variance peuvent en effet avoir une pertinence prédictive élevée, cela dépend de l'application [51].

L'ACP est donc une méthode de réduction de dimension de grands ensembles de variables en un plus petit qui contient toujours la plupart des informations. Mais dans notre cas de petit ensemble de données, cette méthode nous permettra surtout d'extraire les informations les plus significatives en fonction de leurs poids dans les données et de négliger les tendances non représentatives. Ainsi, pour résumer, l'idée d'utiliser l'ACP est simple : proposer, pour notre ensemble de données, de nouvelles variables en nombre réduit, tout en préservant autant d'informations que possible, tout en éliminant les bruits. Puisque de manière générale, un modèle s'écrit de la façon suivante :

$$\text{Observation} = \text{Modèle} + \text{Bruits} \quad (8)$$

De cette manière nous serons dans la mesure de proposer un modèle propre sans bruits, qui ensuite, pourra être utilisé sur des cas d'observations cliniques.

3.2 Démarche étape-par-étape de calcul de l'ACP

3.2.1 Etape 1 : Standardisation ou normalisation

Le but de cette étape est de standardiser la gamme des variables initiales continues afin que chacune d'elles contribue de manière égale à l'analyse.

Plus précisément, l'ACP est sensible aux variances des variables initiales. Autrement dit, s'il y a de grandes différences entre les plages des variables initiales, les variables avec des plages plus grandes domineront sur celles avec de petites plages (par exemple, une variable comprise entre 0 et 100 dominera sur une variable comprise entre 0 et 1), ce qui entraînera des résultats biaisés. Ainsi, la transformation des données à des échelles comparables évitera ce problème. Comme c'est dans notre cas, afin de pouvoir prendre en compte les données de l'angle 90° en particulier, qui sont très faibles devant celles des autres angles.

Mathématiquement, cela se fait en soustrayant la moyenne et en divisant par l'écart type chaque donnée ou observation initiale :

$$obs = \frac{obs_{initiale} - \alpha}{\sigma} \quad (9)$$

Tel que, $obs_{initiale}$ et obs sont les données initiales et finales respectivement, α la valeur moyenne des données d'une variable x et σ son écart-type. Ainsi, de cette façon, toutes les

variables initiales auront le même poids dans les données. En d'autres termes il s'agit de données centrées réduites.

Nos échantillons d'individus ont été regroupés dans quatre groupes lors de l'analyse préliminaire : HMD, FMD, HMND et FMND. Nous avons cependant démontré que la seule différence entre l'homme et la femme est l'amplitude de moment de flexion maximal et que leurs MD et MND ont des comportements identiques. Lors de l'ACP nous avons normalisé nos données afin de travailler sur des données centrées réduites, ce qui nous permet de s'affranchir de la différence des amplitudes entre hommes et femmes. De ce fait, nos échantillons d'individus peuvent être réduits en deux groupes : MD et MND dont l'ensemble de données normalisées sont deux matrices de 30 lignes x 9 colonnes (voir annexe). Les lignes constituent les observations et les colonnes les variables d'entrée.

3.2.2 Etape 2 : Calcul de la matrice de corrélation

Le but de cette étape est de voir s'il existe une relation entre les variables de l'ensemble de données d'entrée, en observant comment leurs variations par rapport à la moyenne diffèrent. Parfois, les variables sont fortement corrélées de telle sorte qu'elles contiennent des informations redondantes, multipliant ainsi leurs poids dans les données. Afin de jauger la corrélation entre deux variables x et y nous introduisons la covariance, qui n'est autre que le coefficient de corrélation mesurant la liaison linéaire entre deux variables :

$$Cov(x, y) = \left(\frac{1}{p} \sum_{i=1}^p x_i y_i \right) - (\bar{x} \times \bar{y}) \in [-1; 1] \quad (10)$$

Ainsi, afin d'identifier ces corrélations, nous calculons la matrice de corrélation carrée de dimension $p \times p$ qui a comme entrées les covariances associées à toutes les paires possibles des variables initiales. Par exemple, pour un ensemble de données à trois variables x, y et z , la matrice de corrélation est une matrice 3×3 qui s'écrit de la manière suivante :

$$\begin{pmatrix} Cov(x, x) & Cov(x, y) & Cov(x, z) \\ Cov(y, x) & Cov(y, y) & Cov(y, z) \\ Cov(z, x) & Cov(z, y) & Cov(z, z) \end{pmatrix} \quad (11)$$

Et puisque la covariance d'une variable avec elle-même n'est autre que sa variance :

$$Cov(i, i) = Var(i) = 1 \quad (12)$$

Alors la diagonale principale est constituée des variances de chaque variable initiale. Et puisque la covariance est commutative :

$$Cov(i, j) = Cov(j, i) \in [-1; 1] \quad (13)$$

La matrice de corrélation est donc symétrique :

$$\begin{pmatrix} 1 & Cov(x, y) & Cov(x, z) \\ Cov(x, y) & 1 & Cov(y, z) \\ Cov(x, z) & Cov(y, z) & 1 \end{pmatrix} \quad (14)$$

Les matrices de corrélations de nos deux groupes sont représentées dans les Tableau 6 & Tableau 7 :

Tableau 6 : Matrice de corrélation de la MD

Variabes	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
10°	1	0,958	0,916	0,856	0,780	0,696	0,728	0,705	0,697
20°	0,958	1	0,975	0,924	0,854	0,753	0,746	0,738	0,741
30°	0,916	0,975	1	0,954	0,878	0,772	0,749	0,804	0,805
40°	0,856	0,924	0,954	1	0,965	0,891	0,852	0,834	0,828
50°	0,780	0,854	0,878	0,965	1	0,940	0,886	0,786	0,775
60°	0,696	0,753	0,772	0,891	0,940	1	0,960	0,819	0,813
70°	0,728	0,746	0,749	0,852	0,886	0,960	1	0,861	0,850
80°	0,705	0,738	0,804	0,834	0,786	0,819	0,861	1	0,995
90°	0,697	0,741	0,805	0,828	0,775	0,813	0,850	0,995	1

- i. depuis que les données sont centrées réduites, la moyenne de chaque entité est nulle et son écart-type est égale à 1 et se trouve sur la diagonale
- ii. si la covariance est positive alors, les deux variables sont corrélées : augmentent ou diminuent ensemble
- iii. si la covariance est négative alors, les deux variables sont inversement corrélées : l'un augmente lorsque l'autre diminue
- iv. si la covariance est nulle alors les deux variables sont non-corrélées ou indépendantes
- v. si la valeur absolue de la covariance est très proche de 1, alors les deux variables sont fortement corrélées

Tableau 7 : Matrice de corrélation de la MND

Variabiles	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
10°	1	0,988	0,967	0,932	0,890	0,865	0,881	0,906	0,899
20°	0,988	1	0,984	0,949	0,904	0,872	0,890	0,914	0,905
30°	0,967	0,984	1	0,975	0,935	0,898	0,904	0,912	0,903
40°	0,932	0,949	0,975	1	0,976	0,927	0,903	0,882	0,872
50°	0,890	0,904	0,935	0,976	1	0,962	0,911	0,846	0,841
60°	0,865	0,872	0,898	0,927	0,962	1	0,961	0,827	0,831
70°	0,881	0,890	0,904	0,903	0,911	0,961	1	0,911	0,910
80°	0,906	0,914	0,912	0,882	0,846	0,827	0,911	1	0,992
90°	0,899	0,905	0,903	0,872	0,841	0,831	0,910	0,992	1

3.2.3 Etape 3 : Calcul des valeurs propres et des vecteurs propres de la matrice de corrélation

Un vecteur propre est un vecteur différent de zéro qui change au maximum d'un facteur scalaire lorsqu'une transformation linéaire lui est appliquée. La valeur propre correspondante est le facteur par lequel le vecteur propre est mis à l'échelle. Ainsi, soit A notre matrice de corrélation carrée 9×9 , I_9 sa matrice d'identité, F un vecteur et λ un scalaire qui satisfait l'équation suivante :

$$A.F = \lambda I_9.F \quad (15)$$

alors λ est appelée valeur propre associée au vecteur propre F de la matrice A .

Réorganisons l'équation ci-dessus, nous obtenons

$$\begin{aligned} A.F - \lambda I_9.F &= 0 \\ (A - \lambda I_9).F &= 0 \end{aligned} \quad (16)$$

Puisque nous savons déjà que F est un vecteur non nul, cette équation ne peut être égale à zéro que si et seulement si le déterminant du facteur de F est nul :

$$\det(A - \lambda I_9) = 0 \quad (17)$$

La résolution de l'équation ci-dessus, nous donne les différentes valeurs propres. Pour chaque valeur propre $\lambda_j, j \in [1; 9]$ tel que, $\sum_{j=1}^9 \lambda_j = 9$, nous calculons les vecteurs propres associés F_j en utilisant l'équation d'avant.

Ainsi, les opérations sur nos matrices de corrélation de la MD et de la MND, s'écrivent respectivement des manières suivantes, avec $v_{i,j}, i \in [1; 9]$ les valeurs du vecteur F_j pour chaque variable $x \in [x_1; x_9] = [10^\circ; 90^\circ]$:

$$\begin{pmatrix} 1 - \lambda_j & \dots & 0.697 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0.697 & \dots & 1 - \lambda_j \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} v_{1,j} \\ \vdots \\ v_{9,j} \end{pmatrix} = 0 \text{ et } \begin{pmatrix} 1 - \lambda_j & \dots & 0.899 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0.899 & \dots & 1 - \lambda_j \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} v_{1,j} \\ \vdots \\ v_{9,j} \end{pmatrix} = 0 \quad (18)$$

Dans les Tableau 8 et Tableau 9 nous regroupons les résultats des deux opérations précédentes.

Tableau 8 : Résultats MD

MD	λ_1	λ_2	λ_3	λ_4	λ_5	λ_6	λ_7	λ_8	λ_9
Valeur propre	7,691	0,685	0,394	0,159	0,029	0,018	0,013	0,009	0,002
Variabilité (%)	85,458	7,611	4,375	1,766	0,324	0,202	0,139	0,098	0,026
% cumulé	85,458	93,069	97,444	99,211	99,535	99,737	99,876	99,974	100,000
Vecteur propre	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	F_6	F_7	F_8	F_9
10°	0,318	0,477	0,123	0,580	-0,434	0,339	0,010	0,024	-0,126
20°	0,333	0,438	0,053	0,055	0,511	-0,244	-0,292	-0,456	0,277
30°	0,341	0,333	0,148	-0,315	0,293	-0,026	0,135	0,729	-0,122
40°	0,352	0,110	-0,142	-0,381	-0,262	-0,112	0,690	-0,377	-0,002
50°	0,341	-0,018	-0,434	-0,348	-0,426	-0,110	-0,606	0,050	-0,100
60°	0,332	-0,304	-0,445	0,075	0,370	0,663	0,071	-0,013	0,108
70°	0,331	-0,346	-0,254	0,529	0,071	-0,594	0,161	0,191	-0,078
80°	0,327	-0,352	0,482	-0,050	-0,241	0,037	-0,062	0,111	0,678
90°	0,325	-0,348	0,507	-0,080	0,118	0,074	-0,135	-0,256	-0,637

Tableau 9 : Résultats MND

MND	λ_1	λ_2	λ_3	λ_4	λ_5	λ_6	λ_7	λ_8	λ_9
Valeur propre	8,296	0,333	0,230	0,083	0,028	0,011	0,009	0,006	0,003
Variabilité (%)	92,180	3,698	2,561	0,924	0,314	0,119	0,101	0,066	0,037
% cumulé	92,180	95,878	98,439	99,363	99,677	99,796	99,897	99,963	100,000
Vecteur propre	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5	F_6	F_7	F_8	F_9
10°	0,335	0,145	-0,407	-0,439	-0,500	-0,244	-0,325	-0,256	-0,168
20°	0,338	0,121	-0,402	-0,264	0,086	0,075	0,540	0,541	0,208
30°	0,341	0,002	-0,323	0,044	0,548	0,466	-0,045	-0,492	-0,125
40°	0,338	-0,230	-0,221	0,429	0,257	-0,390	-0,497	0,344	0,132
50°	0,332	-0,430	-0,001	0,451	-0,382	-0,036	0,453	-0,141	-0,359
60°	0,327	-0,483	0,332	-0,250	-0,206	0,369	-0,181	-0,011	0,525
70°	0,332	-0,102	0,508	-0,426	0,386	-0,360	0,085	0,039	-0,390
80°	0,329	0,490	0,245	0,246	-0,014	-0,319	0,217	-0,373	0,493
90°	0,327	0,493	0,302	0,210	-0,198	0,443	-0,249	0,349	-0,309

3.2.4 Etape 4 : Identification des composantes principales et leur classification

Les valeurs propres λ_j sont classées dans les tableaux précédents dans l'ordre décroissant en fonction de leurs pourcentages de variabilité. Les composantes principales F_j sont des nouvelles variables construites sous forme de combinaisons linéaires des variables initiales. Ces combinaisons sont effectuées de telle manière que ces nouvelles variables ne sont pas corrélées entre elles et que la plupart des informations contenues dans les variables initiales centrées réduites sont compressées dans les premières composantes.

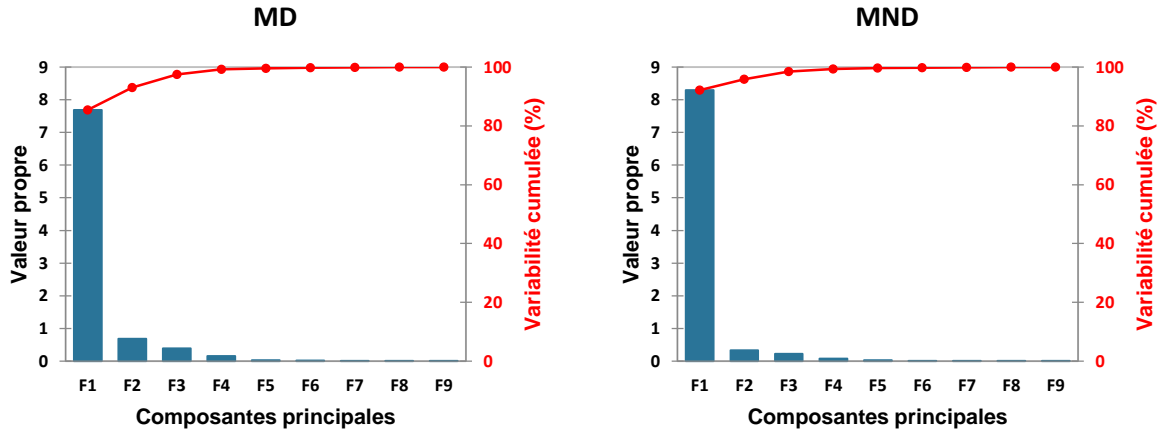


Figure 59 : Histogrammes des pourcentages de variances en fonctions des composantes principales

En effet, comme nous pouvons le constater d'après les graphes de la Figure 59, les quatre premières valeurs propres $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ et λ_4 cumulent, à elles seules, plus de 99% des informations. Les valeurs propres peuvent donc être utilisées pour déterminer le nombre d'axes principaux à conserver après l'ACP de la manière la plus pertinente et adaptée à l'expérience et/ou domaine [52]. Dans le cadre de notre étude nous conservons alors les quatre vecteurs propres F_1, F_2, F_3 et F_4 correspondants.

3.2.5 Etape 5 : Représentation des modes propres

Nous obtenons les matrices réduites suivantes :

Tableau 10 : Matrices réduites des résultats de l'ACP

Vecteur propre (MD)	F_1	F_2	F_3	F_4	Vecteur propre (MND)	F_1	F_2	F_3	F_4
10°	0,318	0,477	0,123	0,580	10°	0,335	0,145	-0,407	-0,439
20°	0,333	0,438	0,053	0,055	20°	0,338	0,121	-0,402	-0,264
30°	0,341	0,333	0,148	-0,315	30°	0,341	0,002	-0,323	0,044
40°	0,352	0,110	-0,142	-0,381	40°	0,338	-0,230	-0,221	0,429
50°	0,341	-0,018	-0,434	-0,348	50°	0,332	-0,430	-0,001	0,451
60°	0,332	-0,304	-0,445	0,075	60°	0,327	-0,483	0,332	-0,250
70°	0,331	-0,346	-0,254	0,529	70°	0,332	-0,102	0,508	-0,426
80°	0,327	-0,352	0,482	-0,050	80°	0,329	0,490	0,245	0,246
90°	0,325	-0,348	0,507	-0,080	90°	0,327	0,493	0,302	0,210

Chaque vecteur propre présente un mode propre qui peut être tracé en fonction des variables d'entrées :

$$F_j = \sum_{i=1}^9 u_{i,j} \cdot x_i \quad (19)$$

Exemple en jaune dans le Tableau 10 : $\lambda_2, j = 2, i \in [1; 9]$,

$$F_2 = u_{1,2}x_1 + u_{2,2}x_2 + u_{3,2}x_3 + u_{4,2}x_4 + u_{5,2}x_5 + u_{6,2}x_6 + u_{7,2}x_7 + u_{8,2}x_8 + u_{9,2}x_9 = \text{mode 2}$$

$$F_2 = 0,477 \cdot 10^\circ + 0,438 \cdot 20^\circ + 0,333 \cdot 30^\circ + 0,110 \cdot 40^\circ - 0,018 \cdot 50^\circ - 0,304 \cdot 60^\circ - 0,346 \cdot 70^\circ - 0,352 \cdot 80^\circ - 0,348 \cdot 90^\circ$$

C'est l'expression de F2 en fonction de ses coordonnées dans l'espace angulaire.

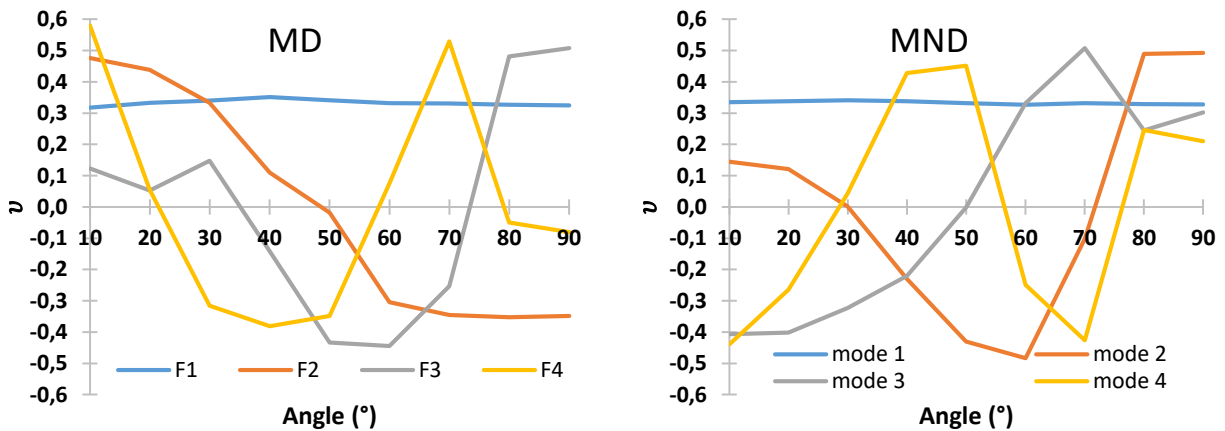


Figure 60 : Les quatre modes propres sélectionnés pour la MD et la MND

D'après les graphes de la Figure 60, nous confirmons la disparité des comportements entre la MD et la MND. En effet, les modes sont complètement différents sauf pour le mode 1 qui est tout le temps positif et quasiment constant, il s'agit d'une caractéristique de puissance. Notons-bien, que les composantes principales normées sont moins interprétables et n'ont pas de signification réelle puisqu'elles sont construites comme des combinaisons linéaires des variables initiales centrées réduites.

3.2.6 Etape 6 : Réorganisation des données le long de l'axe des composantes principales

Dans les étapes précédentes, à part la normalisation des variables initiales, nous n'apportons aucune modification aux données. Nous sélectionnons simplement les composantes principales et formons les vecteurs propres caractéristiques, mais le jeu de données d'entrée reste toujours en fonction des axes d'origine [10° : 90°]. Dans cette étape, nous allons utiliser les propriétés matricielles, pour réorienter les données de l'axe d'origine

vers celui représenté par les composantes principales (d'où le nom Analyse des Composantes Principales). Cela se fait, en introduisant une matrice P qui est une transformation linéaire exprimée de la manière suivante :

$$X.P = Y \quad (20)$$

Où X est la matrice de jeu de données normalisées d'origine et Y est la matrice de jeu de données transformé par P qui n'est autre que la matrice réduite des vecteurs propres (Tableau 10). D'un point de vue géométrique cette transformation correspond à une rotation suivie d'un étirement qui transforme X en Y .

$$\begin{pmatrix} obs_{1,1} & \cdots & obs_{1,9} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ obs_{30,1} & \cdots & obs_{30,9} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} v_{1,1} & \cdots & v_{1,4} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ v_{9,1} & \cdots & v_{9,4} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mu_{1,1} & \cdots & \mu_{1,4} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \mu_{30,1} & \cdots & \mu_{30,4} \end{pmatrix} \quad (21)$$

La matrice X est une matrice (30×9) et ses éléments sont $obs_{i,j}, i \in [1; 30], j \in [1; 9]$

La matrice P est une matrice (9×4) et ses éléments sont $v_{i,j}, i \in [1; 9], j \in [1; 4]$

La matrice Y est une matrice (30×4) et ses éléments sont $\mu_{i,j}, i \in [1; 30], j \in [1; 4]$

Les termes $\mu_{i,j}$ forment l'ensemble des coordonnées des observations réduites centrées dans le nouvel espace vectoriel $[F_1, F_2, F_3, F_4]$. En d'autres termes, les colonnes de P sont l'ensemble des vecteurs qui définissent la nouvelle base pour exprimer les lignes de X . Pour nos ensembles de données, une colonne de X est l'ensemble des mesures d'une valeur particulière (angle), tandis qu'une ligne de X est l'ensemble des mesures d'une seule observation. Les axes associés à ses composantes principales sont orthogonaux puisqu'ils ne sont pas corrélés. Les nouvelles matrices sont représentées dans le Tableau 11.

Tableau 11 : Matrices des observations transposées dans $[F_1, F_2, F_3, F_4]$

MD	F1	F2	F3	F4	MND	F1	F2	F3	F4
Obs1	0,045	-1,146	0,110	0,400	Obs1	2,136	-0,559	-0,402	0,693
Obs2	0,188	0,683	0,378	-0,007	Obs2	-0,011	0,105	-0,571	-0,108
Obs3	3,344	-0,455	-0,310	-0,409	Obs3	2,582	0,009	0,091	-0,292
Obs4	0,089	-0,394	0,394	0,229	Obs4	0,451	-0,114	0,033	-0,040
Obs5	2,716	1,034	0,254	0,979	Obs5	3,954	0,819	0,111	-0,214
Obs6	4,026	0,464	-0,049	-0,155	Obs6	3,325	-0,937	0,017	0,672
Obs7	-0,937	-0,198	0,230	0,073	Obs7	-0,227	-0,048	0,521	-0,025
Obs8	-0,552	0,407	0,150	-0,214	Obs8	-1,206	-0,701	-0,834	0,031
Obs9	-2,339	0,811	-0,001	0,111	Obs9	-2,118	0,232	-0,355	-0,266
Obs10	1,926	-0,952	-0,710	0,370	Obs10	5,828	1,059	-0,020	0,181
Obs11	5,395	-1,466	0,966	-0,660	Obs11	1,228	0,354	-0,169	0,061
Obs12	-0,532	1,105	-0,156	0,369	Obs12	-0,406	-0,034	-0,419	-0,211
Obs13	2,221	1,405	-0,766	-1,007	Obs13	0,959	-0,487	0,087	0,193
Obs14	2,639	-1,785	-1,987	0,543	Obs14	1,855	-1,058	1,546	-0,280
Obs15	3,682	0,466	1,165	0,432	Obs15	5,415	-0,599	0,142	-0,714
Obs16	3,526	0,628	-0,583	0,105	Obs16	1,406	0,583	-0,724	-0,303
Obs17	0,340	0,027	-0,712	-0,080	Obs17	-0,066	-0,671	-0,370	-0,129
Obs18	3,658	-0,804	1,471	-0,175	Obs18	5,691	1,018	0,137	0,272
Obs19	-3,343	-0,529	0,035	-0,612	Obs19	-3,460	0,434	0,482	0,450
Obs20	-2,797	-0,316	-0,219	-0,161	Obs20	-2,584	-0,490	-0,274	0,045
Obs21	-3,272	-0,183	0,272	0,070	Obs21	-2,720	0,650	0,671	0,080
Obs22	-4,217	-0,673	-0,253	-0,477	Obs22	-3,694	0,203	0,533	-0,129
Obs23	-3,064	-0,192	0,426	0,200	Obs23	-2,710	0,845	0,673	0,150
Obs24	1,234	1,677	-0,486	-0,444	Obs24	0,079	-0,951	0,126	-0,008
Obs25	-4,715	-0,036	0,519	0,250	Obs25	-4,692	0,470	-0,334	-0,197
Obs26	-1,564	-0,303	0,028	-0,075	Obs26	-0,288	0,103	-0,532	0,145
Obs27	-0,532	1,105	-0,156	0,369	Obs27	-1,561	-0,094	-0,264	-0,124
Obs28	-3,366	-0,582	-0,017	-0,110	Obs28	-3,275	-0,019	-0,056	-0,264
Obs29	-0,693	-0,199	-0,014	0,042	Obs29	-2,095	-0,111	-0,031	0,216
Obs30	-3,102	0,400	0,017	0,044	Obs30	-3,795	-0,011	0,183	0,115

3.3 Filtrage et correction de la courbe d'une observation

A présent nous sommes en possession d'une matrice clef qui permet le passage d'un espace angulaire (celui des angles en ° $[10^\circ, 20^\circ, 20^\circ, 40^\circ, 50^\circ, 60^\circ, 70^\circ, 80^\circ, 90^\circ]$) en un espace vectoriel (celui des vecteurs propres $[F_1, F_2, F_3, F_4]$). Cette matrice permet surtout de filtrer les bruits du signal de comportement et ceci en quelques étapes.

3.3.1 Etape 1 : Standardisation des observations

Il s'agit de la même démarche que précédemment, c'est-à-dire réduire et centrer les données d'une observation (§3.2.1).

Dans le Tableau 12, dans la deuxième ligne nous avons la matrice centrée réduite (1×9) d'une MD d'un cas clinique dans l'espace angulaire.

Tableau 12 : Observation d'un cas clinique MD dans l'espace angulaire

MD	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
obs initiale	1598,023	1494,824	1495,280	1573,830	1715,026	2031,792	2250,607	2070,899	1876,192
moyenne	1742,129	1723,829	1693,351	1718,392	1797,544	1849,104	1821,276	1717,020	1610,329
écart-type	462,963	489,129	499,792	493,122	536,027	606,290	666,629	748,360	705,419
obs normalisée	-0,311	-0,468	-0,396	-0,293	-0,154	0,301	0,644	0,473	0,377

3.3.2 Etape 2 : Transposition des données dans l'espace vectoriel et filtrage

Afin de convertir ces données, nous allons leur appliquer, par produit de convolution de matrices, la matrice de l'espace vectoriel réduite de la MD avec toutes (9×4) représentée dans le Tableau 13.

Tableau 13 : Matrice de l'espace vectoriel de la MD

	F1	F2	F3	F4
10°	0,318	0,477	0,123	0,580
20°	0,333	0,438	0,053	0,055
30°	0,341	0,333	0,148	-0,315
40°	0,352	0,110	-0,142	-0,381
50°	0,341	-0,018	-0,434	-0,348
60°	0,332	-0,304	-0,445	0,075
70°	0,331	-0,346	-0,254	0,529
80°	0,327	-0,352	0,482	-0,050
90°	0,325	-0,348	0,507	-0,080

Ainsi nous résolvons l'opération matricielle suivante :

$$(-0,311 \quad \dots \quad 0,377) \times \begin{pmatrix} 0,318 & \dots & 0,580 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0,325 & \dots & -0,08 \end{pmatrix} = (0,044 \quad \dots \quad 0,394) \quad (22)$$

Et nous obtenons les coordonnées de l'observation d'entrée normalisée dans l'espace vectoriel.

Tableau 14 : Observation d'un cas clinique MD dans l'espace vectoriel

vecteurs propres	F1	F2	F3	F4
obs normalisée	0,044	-1,127	0,108	0,394

Notre matrice d'observation normalisée ne contient maintenant que quatre composantes qui sont les coordonnées dans l'espace vectoriel filtré $[F_1, F_2, F_3, F_4]$.

3.3.3 Etape 3 : Retour à l'espace réel angulaire

Afin de revenir dans l'espace angulaire, nous allons appliquer sur cette dernière, par produit de convolution de matrices, la transposée de la matrice de l'espace vectoriel de la MD (4×9) représentée dans le Tableau 15.

Tableau 15 : Matrice transposée réduite de l'espace vectoriel de la MD

	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
F1	0,318	0,333	0,341	0,352	0,341	0,332	0,331	0,327	0,325
F2	0,477	0,438	0,333	0,110	-0,018	-0,304	-0,346	-0,352	-0,348
F3	0,123	0,053	0,148	-0,142	-0,434	-0,445	-0,254	0,482	0,507
F4	0,580	0,055	-0,315	-0,381	-0,348	0,075	0,529	-0,050	-0,080

Ainsi nous résolvons l'opération matricielle suivante :

$$(0,044 \quad \dots \quad 0,394) \times \begin{pmatrix} 0,318 & \dots & 0,325 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0,580 & \dots & -0,080 \end{pmatrix} = (2,117 \quad \dots \quad -0,048) \quad (23)$$

Et nous obtenons les coordonnées de l'observation filtrée normalisée dans l'espace angulaire que nous traduirons en données non-normalisées par opération inverse que celle représentée dans le §3.2.1 (Tableau 16).

Tableau 16 : Observation filtrée d'un cas clinique MD dans l'espace angulaire

	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
obs normalisée filtrée	-0,282	-0,452	-0,468	-0,273	-0,149	0,339	0,585	0,444	0,430
obs filtrée	1611,797	1502,685	1459,365	1583,695	1717,894	2054,677	2211,149	2049,042	1913,945

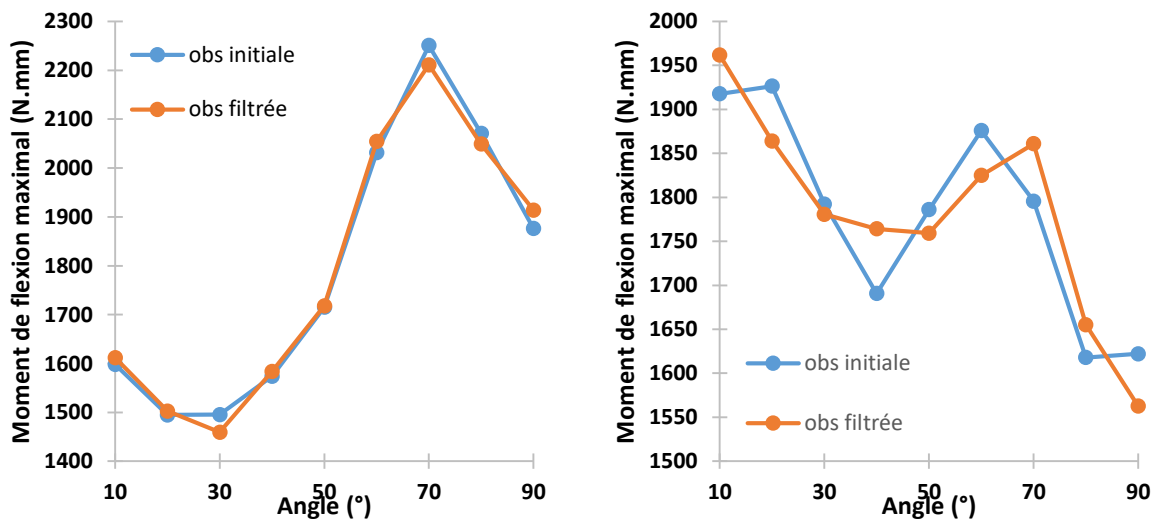


Figure 61 : A gauche, l'application du filtre sur un cas MD
A droite, l'application du filtre sur un cas MND

Nous comparons ces résultats avec les données collectées expérimentalement de l'observation clinique dans les graphes de la Figure 61. Les décalages entre les courbes des observations filtrées et les courbes des observations initiales sont dus à l'élimination des bruits de cette dernière. L'outil va même dans le cas de la MND faire apparaître l'évolution typique observée et décrite lors de l'analyse préliminaire, bien que la courbe initiale fût atypique.

3.4 Conclusion de l'étude par ACP

En somme, l'étude par l'ACP a permis de confirmer :

- i. la présence d'un pic absolu chez la MD
- ii. l'absence d'un pic absolu chez la MND
- iii. la croissance maximale vers l'angle de 40°
- iv. la présence d'un pic local dans l'intervalle [60° ; 70°]
- v. le minimum est atteint pour l'angle 90°
- vi. les deux commencent par une décroissance sur les premiers angles

Mais surtout et avant tout, cet outil mathématique nous a fourni une solution clef en main afin de filtrer des données expérimentales ultérieures. Ce filtre est constitué de la matrice vectorielle à quatre composantes, de la matrice des valeurs moyennes et de la matrice des écart-types. En entrée il admet uniquement les données récoltées par le praticien pour fournir en sortie le comportement filtré. Il est représenté dans le schéma ci-dessous (Figure 62).

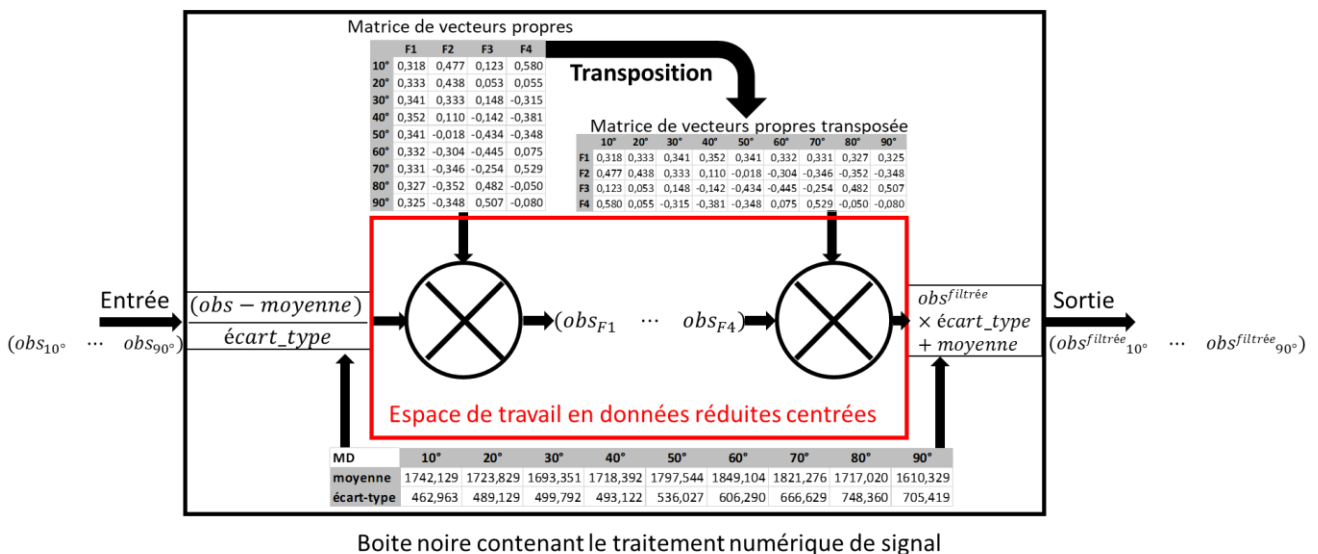


Figure 62 : Filtre ACP pour le filtrage des observations cliniques

4 Caractérisation d'une orthèse par rapport à la capacité maximale du doigt

Comme il a été évoqué précédemment, la variation du moment de flexion maximal est spécifique à chaque sujet. Cette information est primordiale pour pouvoir caractériser une orthèse patient-spécifique. En effet, le moment de flexion maximal présente la capacité maximale générée dans l'IPP du doigt.

Pour mieux comprendre la situation, un exemple est représenté dans la Figure 63. La courbe noire ayant des points coordonnés constitue un exemple de variation du moment de flexion maximal en fonction de la position angulaire pour un sujet quelconque. On peut constater que pour une orthèse ayant une rigidité supérieure ou égale à cette courbe dès les premiers degrés, est considérée comme infiniment rigide. Dans ce cas, en portant cette orthèse autour de l'IPP, le sujet ne pourra pas bouger son doigt. Sinon, pour une orthèse ayant une rigidité inférieure à cette courbe, elle est considérée comme déformable et le sujet pourra alors bouger son doigt. Il est à noter que la souplesse de l'orthèse augmente en s'éloignant de plus en plus vers le bas. On peut constater alors que la raideur de l'orthèse nouvelle génération devrait être fonction de sa configuration angulaire. Pour se faire le praticien pourra utiliser notre outil-filtre afin de bien caractériser et définir la rigidité que devrait avoir l'orthèse patient-spécifique.

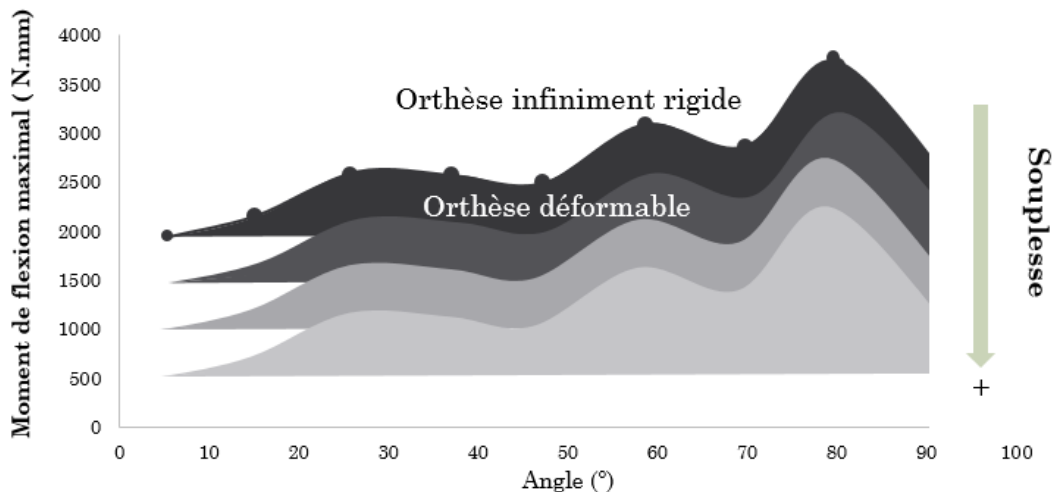


Figure 63 : Caractérisation d'une orthèse par rapport à la capacité maximale du doigt

5 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de démontrer la faisabilité d'un système expérimental simple, économique, et fournissant des résultats robustes, en terme d'effort ; de moment, d'angle de flexion, via notamment l'identification du centre de rotation réel de chaque sujet d'étude. Il a été également démontré que s'il est souhaitable de faire plusieurs tests pour chaque configuration, il était nécessaire de limiter le nombre de tests à 3, et de ménager des périodes de repos, pour limiter les phénomènes de fatigue musculaire qui fausseraient les résultats des mesures.

Les résultats décrits dans ce chapitre montrent aussi que le moment de flexion maximal dépend à la fois des spécifications du sujet et de l'angle du PIP. Le moment de flexion maximal est dépendant aussi de la morphologie, du sexe, de l'âge, de la fatigue, de la psychologie de l'individu au moment de la mesure. Il est donc spécifique à chaque sujet, d'où le terme « patient-spécifique ».

L'utilisation de la méthode statistique ACP a permis d'approcher le comportement de chaque sujet en se basant sur la combinaison linéaire de quatre modes simples dominants. Le moment de flexion maximal de chaque sujet peut être par la suite décrit à l'aide de quatre paramètres seulement, ce qui permettra de le filtrer.

Grâce aux résultats obtenus, nous avons pu constater que la raideur de l'orthèse devrait être en fonction de sa configuration angulaire. En outre, nous avons développé un filtre qui éliminera les bruits des mesures de patient. Ce filtre est facilement programmable. Nous avons aussi pu mettre en place l'algorithme qui le fera fonctionner.

Chapitre IV. Caractérisation expérimentale des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose

L'étude réalisée sur le doigt nous a permis de fournir des mesures biomécaniques exploitées pour la conception de nouvelles orthèses patient-spécifique destinées aux articulations simples à un seul degré de liberté. Quant aux orthèses destinées aux systèmes complexes tels que les corsets de scoliose, nous avons besoin des mesures biomécaniques spécifiques aux articulations complexes.

Comme il est mentionné dans le Chapitre I, les orthèses ou les corsets de scoliose sont des dispositifs médicaux destinés à corriger une déformation scoliotique de la colonne vertébrale d'un patient. A l'heure actuelle, ces systèmes de correction sont conçus de manière empirique en imposant des corrections par déplacements dans des zones d'appuis bien définies (par exemple en appuyant sur les lombaires ou les zones thoraciques). La connaissance de ces efforts de correction appliqués sur le tronc du patient par le corset de scoliose constitue une donnée médicale nécessaire pour guider la conception de nouvelles orthèses souples patient-spécifique. L'objectif du travail présenté dans ce chapitre est de proposer un système expérimental pour quantifier ces efforts de correction. Pour ce faire, nous nous sommes inspirés du premier système conçu pour le doigt, pour pouvoir développer un dispositif qui permette de fournir les mesures biomécaniques nécessaires pour la conception d'un corset souple.

Dans cette partie de thèse, nous présenterons d'abord les différentes méthodes expérimentales de mesures des efforts de correction du tronc rencontrées dans la littérature. Par la suite, le développement du dispositif de mesure des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose sera détaillé. Nous présenterons notamment le cahier des charges de nos besoins, le principe général du système de mesures proposé, les technologies de capteur retenues, leur mise en œuvre, calibration et positions.

1 Méthodes expérimentales de mesures des efforts du tronc dans la littérature

Les forces agissant à travers les appuis (coussinets) du corset de scoliose (Figure 64) sur le tronc sont l'un des facteurs principaux qui améliorent le degré de correction vertébrale. Lorsqu'elles sont portées pendant une durée appropriée, les orthèses de scoliose peuvent empêcher la progression du processus scoliotique et maintenir les courbures scoliotiques au niveau observé lors de la mise en place du traitement orthopédique.

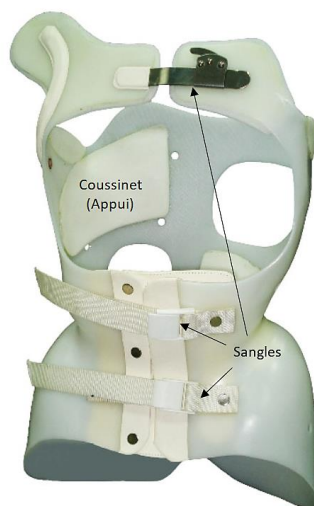


Figure 64 : Exemple de corset de scoliose avec coussinet d'appui

Cependant, le traitement orthopédique par corset n'est pas toujours garanti et efficace à 100% pour atteindre son objectif. Ceci peut être expliqué par le fait que les forces correctives exercées par l'orthèse sont inadaptées. L'amplitude de ces forces pour une correction optimale n'est toujours pas déterminée.

Quelques études ont tenté de déterminer ces forces correctives pour différents types de corsets agissant sur le corps et plus spécifiquement le tronc pendant le traitement de la scoliose.

Mac-Tiong et al [53] ont instrumenté un corset afin de déterminer le lien entre la tension de la sangle, qui sert à serrer le dispositif sur le patient, et les forces d'interface orthèse-patient. Ces dernières ont été évaluées à l'aide d'un tapis composé de 192 capteurs de force distribués. Ce dispositif permet de quantifier à la fois l'amplitude et l'étendue spatiale de la force appliquée. Les forces d'interface de l'orthèse avec le corps ont été mesurées en un

maximum de régions du tronc à différents niveaux de tension de sangle (20 N, 40 N et 60 N) pour une population atteinte de scoliose idiopathique adolescente. Certaines zones d'appui n'ont cependant pas pu être évaluées. La Figure 65 présente l'essai expérimental de mesure des efforts de correction sur un sujet scoliotique portant le tapis de pression sous son corset.



Figure 65 : Essai expérimental de mesure des efforts de correction en fonction de la tension appliquée par la sangle : Sujet portant le tapis de pression sous son corset [53]

Cette étude montre que la pression d'interface est plus importante avec l'augmentation de la tension de la sangle. La valeur maximale de la force mesurée est de 130N au niveau de la zone thoracique droite lorsque la sangle de serrage est tendue à une valeur de 60N. Néanmoins, le système de mesure de la force de correction reste limité en terme des mesures vu la méthodologie utilisée. Les mesures obtenues par ce système ne représentent pas l'ensemble des forces de correction. En effet le corset est en contact partout avec le corps, ce qui induit des erreurs dans les mesures par la présence d'efforts inconnus. De plus, l'expérimentateur n'a pas accès direct à la correction imposée (pas de mesure de déplacements) et ne peut que subir cette dernière qui est dépendante de sujet testé.

Une démarche proche est proposée par Aubin et al [54] qui ont également utilisé des sangles instrumentées avec des cellules de charge, pour étudier la variation de la tension des sangles dans différentes postures des sujets atteints de scoliose idiopathique. Ils ont prouvé que la tension de la sangle affecte les actions biomécaniques de l'orthèse (le niveau de la correction). Cette étude démontre la nécessité d'ajustements réguliers de la sangle pour augmenter l'efficacité du corset dans la correction de la colonne vertébrale.

Van den Hout et al [55] ont mené une étude de mesure des forces de correction de l'orthèse chez des patients atteints de scoliose idiopathique. Dans leur étude, ils ont utilisé un dispositif de mesure de distribution de pression PEDAR (Novel, Munich, Allemagne). Celui-ci est initialement conçu pour mesurer des pressions au niveau des pieds. Il est composé de deux semelles de chaussures, connectés à un ordinateur, enregistrant la distribution de pression statique et dynamique sous la surface plantaire du pied.

Ce système a été alors positionné par Van den Hout dans un corset de scoliose entre les coussinets lombaires et thoraciques et le corps, dans le but de mesurer les forces agissant sur le corps dans différentes postures. La Figure 66 présente le corset de scoliose avec les semelles de mesure de pression utilisées lors des tests.

La force correctrice moyenne sur le coussinet lombaire en position debout a été évaluée à 214 N, quant au coussinet thoracique, la force a été évaluée à 66 N. Comme pour les études précédentes, le système décrit ne peut pas mesurer l'intégralité des forces de contact mais uniquement des zones localisées, et ne permet pas d'accéder à la valeur de la correction imposée. De plus, cette étude n'a pas pu démontrer que des variations de la force correctrice peuvent influencer le degré de correction de la déformation scoliotique.



Figure 66 : Corset de scoliose avec des semelles de mesure de pression [28]

Pham et al [56] ont eu également le même objectif. Ils ont utilisé un autre dispositif de mesure : un système TekScan1 (capteur ClinSeat Type 5315) pour déterminer les pressions à l'interface peau-corset, évaluer l'effet de la tension de la sangle et analyser la variation de ces pressions avec la posture et l'activité. Ce système est un tapis de capteurs de de pression distribués de dimensions 43×49 cm², inséré à l'interface corset-patient. Ils ont démontré, à l'instar de Mac Thiong, que l'ajustement de la sangle de l'orthèse influence clairement les

pressions appliquées. Néanmoins, le système TekScan¹ utilisé n'est pas capable de fournir des informations directes sur la correction de la courbure vertébrale.

Loukos et al [57] ont également mesuré les forces correctives directes exercées par le coussinet principal dans une orthèse de dérotation dynamique par un système PEDAR dans différentes postures, en utilisant un capteur de pression (Figure 67) et le logiciel TekScan, tout en modifiant la tension de la sangle et en analysant la variation de ces forces avec la posture du corps. Ils ont étudié le lien entre quelques paramètres tels que la tension de sangle, la posture corporelle et l'amplitude des forces exercées. Ainsi, ils ont mesuré une force moyenne de 130N dans la région thoracique en position debout. Comme pour tous les exemples précédents, les résultats sont très dépendants du sujet d'étude, et aucune mesure de la correction subit par chaque sujet n'est faite.



Figure 67 : Capteur utilisé pour la mesure des forces de correction de l'orthèse [29]

Babae et al [58] ont essayé de mesurer les pressions des coussinets dans l'orthèse de Milwaukee dans le traitement de l'hyperphose chez les adolescents. Ainsi, ils ont cherché à évaluer ces pressions en intercalant ponctuellement des tensiomètres entre le corset et le patient (Voir Figure 68), en étudiant la variation de ces pressions avec la posture du corps et en évaluant la relation entre la valeur de pression moyenne et le degré de correction de la déformation chez les adolescents scoliotiques. Cette étude a fourni des données sur l'ampleur des pressions correctives au niveau de l'interface peau-orthèse. Mais la valeur de la correction effective imposée au patient n'est pas mesurée et uniquement présumée à partir de la quantification de la déformation scoliotique initiale. Pour une correction imposée pour un angle de Cobb de 32° la force moyenne appliquée au niveau des points de contact mesurés est de 48N. Les valeurs de pression sont dépendantes de la précision de mesures d'un tensiomètre, et sont très ponctuelles par rapport aux études précédentes.



Figure 68 : Mesure de la pression dans les deux côtés de l'orthèse Milwaukee avec un sphygmomanomètre modifié [6]

Une étude récente de Chung et al [59] a été consacrée sur la quantification des efforts de correction des orthèses thoracolombaires pour le traitement de la scoliose idiopathique. L'objectif de cette étude était de concevoir et de valider un système expérimental mécanique représentant une partie de la colonne vertébrale capable de simuler une déformation scoliothique thoracolombaire, à une seule courbure. Le but est de quantifier la force corrective sur la colonne vertébrale. La cinématique 3D de la correction vertébrale observée à la clinique a été reproduite par ce système analogique. Les réponses de force et de moment 3D générées par l'orthèse en réaction à la déformation simulée par une plate-forme de test robotique ont été mesurées par des capteurs de force à six axes (Figure 69).



Figure 69 : Modèle analogique de scoliose avec le corset : test expérimental [31]

Ce modèle de représentation de scoliose a été développé pour fournir des premières mesures des forces appliquées à la colonne vertébrale par une orthèse thoracolombaire.

Néanmoins, il reste limité dans la mesure où il ne permet pas de fournir les vraies données des forces de correction du corps humain, vue la méthodologie suivie pour reproduire la scoliose. Le corps humain est une structure complexe à modéliser, et, dans le cas de cette étude, les liaisons ont une raideur négligeable et la participation de la raideur de l'ensemble du tronc n'est pas représentée. Le système en question n'est qu'un système vérifiant les principes de base de la statique sur un système articulé.

Toutes les études citées précédemment présentent de nombreux points communs : beaucoup sont basées sur l'insertion de capteurs de forces ou de pression distribuées à l'interface corset/peau, et quelques-unes utilisent en supplément des informations sur la tension de serrage des sangles qui maintiennent le corset sur le tronc du patient. Le point commun fondamental à l'ensemble de ces études est le fait qu'elles s'insèrent dans un corset de correction existant, non spécifiquement créé pour les besoins des études en questions. Ce corset est la plupart du temps en contact direct avec la peau, notamment dans des zones dans lesquelles l'information de pression de contact n'est pas évaluée. Ces études fournissent donc des informations extrêmement riches, par exemple le champ de pression parfois très détaillé sur une zone précise de mesure, mais malheureusement pas exhaustives. On ne peut donc pas prétendre, avec l'ensemble des dispositifs de mesures présentées, pouvoir accéder à l'ensemble des efforts appliqués sur le tronc. L'autre manque récurrent de ces études est l'absence d'information sur la valeur de la correction imposée au moment de la mesure. En effet, dans tous les cas cités, le corset est le même pour toutes les mesures de chaque étude, et les variations proviennent des morphologies des sujets testés. Les cas d'étude ne sont donc choisis par l'opérateur, mais subis, voire parfois inconnus. Il est donc difficile, à la lecture de l'ensemble de ces travaux, de pouvoir faire un lien direct entre une correction souhaitée et l'effort à imposer pour y parvenir.

Tout cela explique la grande disparité entre les résultats observés. Les pressions évaluées dans les zones d'appuis au niveau du corset varient en effet d'une étude à une autre (par exemple, la force mesurée au niveau du thorax va être de 130 N au maximum pour une étude, 130N en moyenne pour une autre, et 212N en maximum pour la dernière. De la même manière, la pression déterminée au niveau de la zone thoracique du tronc par Babae et al [30] est de l'ordre de 7,5 kPa alors que celle déterminée par Van den Hout et al est de l'ordre de 15,7 kPa. Les résultats obtenus ne semblent à priori pas cohérents vu les méthodes de mesures envisagées qui font intervenir des corsets différents sur des sujets différents.

Pour conclure, à notre connaissance, aucune étude n'a permis de mesurer les valeurs de forces de correction avec un corset de scoliose en lien avec le niveau de correction imposé. C'est dans cet esprit que nous avons essayé de compléter les informations existantes dans la littérature en développant un dispositif expérimental de mesure des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose, en lien avec la valeur effective de correction imposée.

2 Développement d'un dispositif de mesure des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose

Cette partie est consacrée au développement d'un dispositif de mesure des efforts de correction du tronc avec un corset rigide de scoliose. L'originalité de ce travail se présente dans la volonté d'évaluer le lien entre les efforts appliqués au niveau du tronc et la correction engendrée. A terme, ce système pourrait aider les orthoprothésistes à faire évoluer la conception des corsets, conçus de manière purement empirique en l'état actuel. Ce dispositif est constitué essentiellement d'un corset rigide imposant la posture, qui possède un système de fixation de N capteurs de force symétriquement répartis tout autour du tronc du sujet.

Dans le but de réaliser le système de mesures des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose, plusieurs étapes ont été suivies.

2.1 Cahier des charges fonctionnel

Les principes fondamentaux menant la conception du système sont les suivants :

- i. Le corset ne doit pas être en contact direct avec la peau mais toujours par l'intermédiaire de capteurs de force.
- ii. L'expérimentateur doit pouvoir choisir la correction étudiée plutôt que la subir.
- iii. La valeur de la correction imposée doit être quantifiée.
- iv. Le nombre et l'emplacement des capteurs sont choisis de manière à rendre possible l'application de divers types de corrections souhaitées par les orthopédistes et les orthoprothésistes.

Le Tableau 17 présente le cahier des charges détaillé et établi afin de mettre en place les solutions technologiques adéquates.

Tableau 17 : Cahier des charges fonctionnel du dispositif de mesure des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose

FS	Description	Critère d'appréciation
FP1	Permettre aux orthoprothésistes, médecins et chercheurs de mesurer les efforts selon la correction souhaitée au niveau des zones d'appui du corset sur le tronc avec précision	Effort appliqué aux sujets
		Effort mesuré au niveau du muscle
		Capteurs utilisés
		Nombreuses corrections possibles
FC1	S'adapter au tronc du sujet	Géométrie du tronc
FC2	Etre facile et rapide à utiliser	Temps de pose et de fixation du dispositif sur le dos du sujet
		Temps nécessaire pour prendre les mesures
FC3	Etre moins encombrant, simple et efficace.	La géométrie et la taille
FC4	Ne pas causer des douleurs ou des blessures aux sujets.	Avoir des surfaces lisses Ne pas avoir des arrêtes tranchantes
FC5	Permettre aux chercheurs de visualiser l'évolution des efforts appliqués.	S'adapter aux capteurs de mesure

2.2 Description du système développé

Développer un dispositif de mesure des efforts en fonction des corrections imposées au niveau du tronc d'un sujet scoliotique était un grand défi. Comme il est décrit dans le cahier des charges, la fonction principale du système est de permettre aux expérimentateurs de mesurer les efforts au niveau du tronc ainsi que les corrections associées. L'idée retenue est de concevoir un corset spécifique à nos besoins volontairement éloigné de plusieurs centimètres de la peau du sujet. Ce corset reçoit un système de fixation des capteurs de forces. Le système permet à la fois d'imposer la posture choisie pour le sujet ainsi que fixer des capteurs de force (Figure 70). Pour cette étude, nous avons choisi d'utiliser le même type de capteur SingleTact utilisé dans le dispositif de mesures des moments de flexion maximaux dans le doigt (Chapitre II). En s'inspirant du support-capteur utilisé dans la première étude, nous avons pu développer un nouveau support-capteur réglable en terme de la correction appliquée (déplacement imposé) sur le tronc du sujet. Le système pourrait s'adapter à différentes morphologies du sujet ainsi que différents types de la scoliose. Nous avons choisi de concevoir notre première version de système en travaillant avec un sujet sain.

Pour résumer, le dispositif de mesure des efforts en fonction des corrections imposées au niveau du tronc est alors constitué de deux composants principaux à savoir un corset rigide et N supports-capteurs permettant d'appliquer une correction désirée.

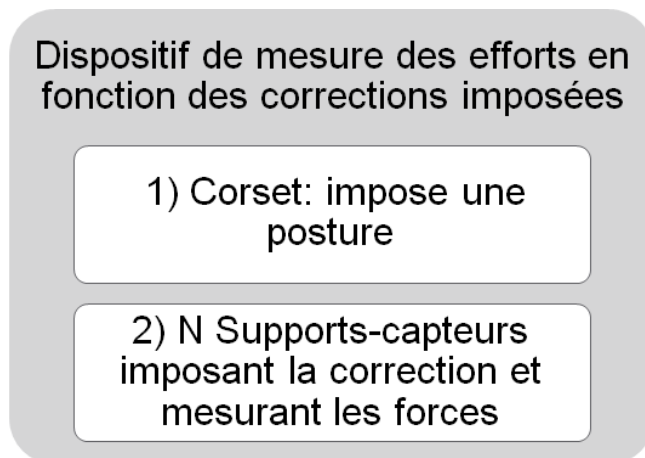


Figure 70 : Dispositif de mesure des efforts en fonction des corrections imposées

2.2.1 Corset

Le rôle principal du corset est d'imposer une posture pour le sujet. N capteurs viennent par la suite se fixer sur le corset pour permettre de mesurer la force de correction au niveau

du tronc. Le corset est réalisé sur mesure à partir d'empreintes numériques 3D en utilisant un scanner optique observant le sujet sain sélectionné. Dans une première phase de développement, le sujet sélectionné pour notre étude est un sujet sain féminin de 29 ans mesurant 1m72 pour 60 kg. Le corset réalisé possède alors la même forme du tronc que le sujet, avec un facteur d'échelle dans le but de garder une distance de 6 cm entre la peau intérieure du corset et la peau du sujet (Figure 71). Ceci nous évitera tout type de contact à part les supports-capteurs même en présence d'une correction sensible imposée au sujet. Les 6 cm sont calculés par rapport aux dimensions des supports-capteurs pour que le corset laisse un déplacement possible du point de contact d'environ 3 cm sans générer de contact parasite entre le capteur et le corset, ou le corset et la peau.

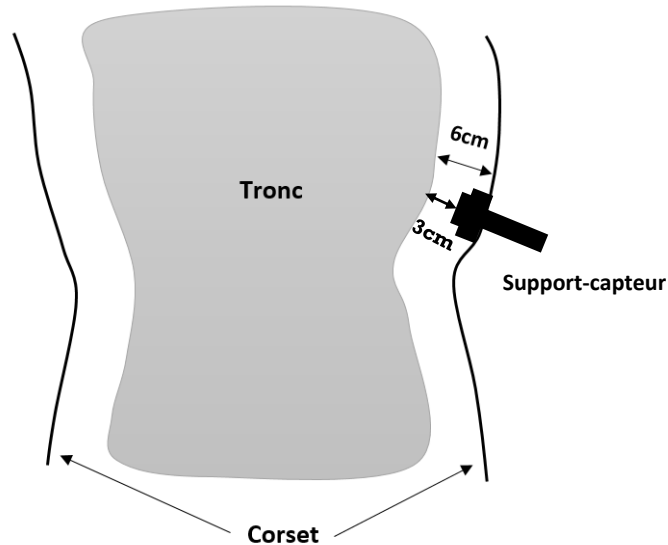


Figure 71 : Schéma présentant la distance entre le corps du sujet et le corset

2.2.2 Support-Capteur

Comme il est décrit précédemment, la conception du support-capteur est inspirée de celui du dispositif de mesures des moments de flexion maximaux dans le doigt afin d'avoir une force perpendiculaire au capteur et éviter la transmission des efforts de cisaillement au capteur. Comme il est montré dans la Figure 72 à gauche, le capteur sera placé à l'intérieur du support qui est conçu également à être réglable en longueur ou encore en correction imposée. Ce support-capteur va être par la suite fixé sur le corset dans différentes positions. la Figure 72 à droite présente le schéma cinématique du support-capteur.

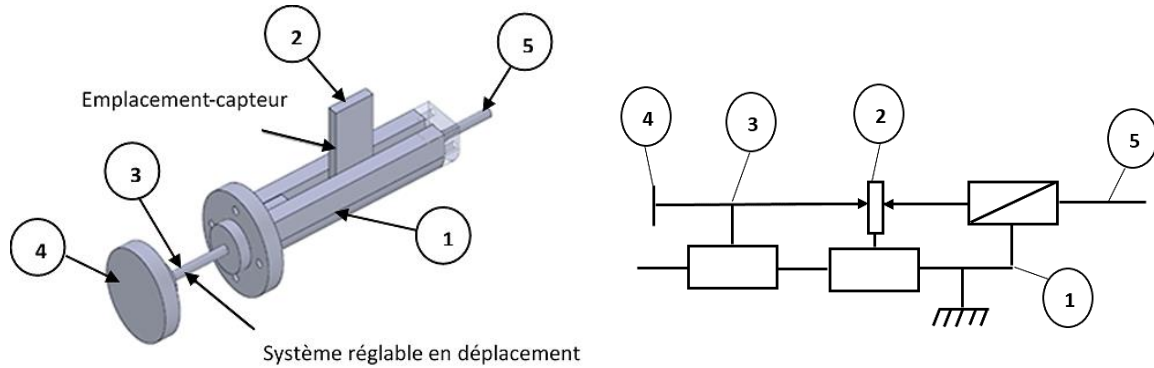


Figure 72 : Support-capteur à gauche et Schéma cinématique du support-capteur à droite

Le support-capteur est composé de 5 pièces principales :

1) Corps principal vissé dans le corset (Figure 73)

Cette composante sert principalement à fixer le capteur sur le corset à l'aide des vis de fixation. Sa longueur permet le réglage en position pour imposer la correction souhaitée.

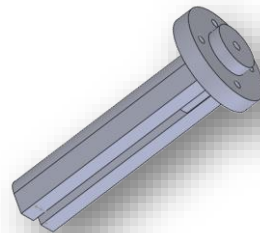


Figure 73: Corps principal

2) Porte-capteur (Figure 74)

Positionné à l'intérieur du corps principal et possédant une forme adaptable au capteur, c'est la pièce sur laquelle le capteur va se fixer. Le trou au-dessous permet de positionner le capteur selon la correction souhaitée à l'aide de la vis de réglage de déplacement du capteur.

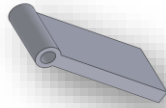


Figure 74: Porte-capteur

3) Tige (Figure 75)

Elle permet le transfert de la force au capteur. L'une des extrémités de la tige est en contact direct avec le capteur, l'autre est fixée dans la pièce de contact avec le corps.

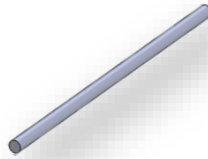


Figure 75: Tige

4) Pièce de contact avec le corps (Figure 76)

C'est la pièce qui sera en contact avec le corps par l'intermédiaire d'une mousse.

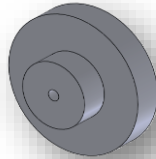


Figure 76: Pièce de contact avec le corps

5) Vis de réglage du déplacement du capteur (Figure 77)

Elle permet de régler le déplacement selon la correction souhaitée. Elle est en contact direct avec le porte-capteur.



Figure 77: Vis de réglage

2.2.3 Nombre et emplacements des support-capteurs sur le corset

Le nombre et les emplacements des supports-capteurs sur le corset sont déterminés par le médecin orthopédiste et l'orthoprothésiste. 14 capteurs sont montés sur le corset dont les positions et les orientations sont définies pour avoir une symétrie même si elle n'est pas tout à fait parfaite.

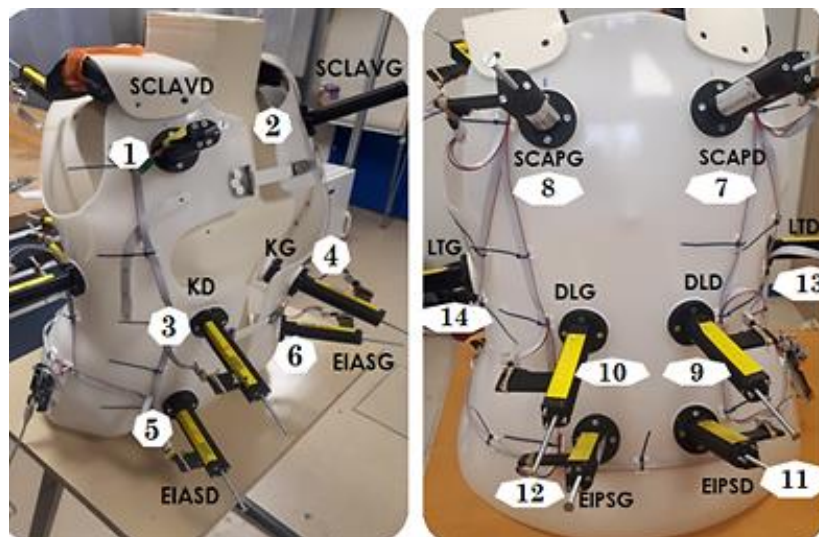


Figure 78 : Positions des supports-capteurs : faces avant et arrière du corset

D'après la Figure 78, les 14 capteurs sont répartis sur le corset comme suit :

- Capteur1 : Sous claviculaire droite : SCLAVD
- Capteur2 : Sous claviculaire gauche : SCLAVG
- Capteur3 : Côte droite KD
- Capteur4 : Côte gauche KG
- Capteur5 : Épine iliaque antéro supérieure droite : EIASD
- Capteur6 : Épine iliaque antéro supérieure gauche : EIASG
- Capteur7 : Scapula omoplate droite : SCAPD
- Capteur8 : Scapula omoplate gauche : DCAPG
- Capteur9 : Dorso lombaire droite : DLD
- Capteur10 : Dorso lombaire gauche : DLG
- Capteur11 : Épine iliaque postéro : supérieure droite EIPSD
- Capteur12 : Épine iliaque postéro : supérieure gauche EIPSG
- Capteur13 : Latéral thorax droite : LTD
- Capteur14 : Latéral thorax gauche : LTG

Les emplacements des capteurs permettent aussi au sujet de libérer des mouvements tels que la flexion, la torsion...Par exemple, si le médecin souhaite imposer une torsion au tronc du patient, il peut bloquer le bas du corps en mettant les capteurs 3, 4, 5, 6, 9, 10, 11, 12 en contact avec la peau du sujet, puis appuyer sur le haut du corps par l'intermédiaire des capteurs 1 et 8 pour imposer la détorsion. De la même manière, une flexion vers l'avant pourrait être réalisée en bloquant le bas du corps et en appuyant par l'intermédiaire des capteurs 7 et 8. La rangée de capteurs à mi-hauteur (3, 4, 9, 10) peut permettre d'imposer des cambrures au tronc, alors que les capteurs 13 et 14 sont disponibles pour générer des mouvements latéraux de la partie centrale de la colonne vertébrale. L'ensemble de ces capteurs permet donc d'évaluer les efforts nécessaires pour reproduire chacune des postures précédemment décrites, seules ou combinées.

2.3 Instrumentation : Installation et connexion électronique des capteurs

Concernant la partie électronique, afin de connecter tous les 14 capteurs, un programme a été développé sur Arduino. Les capteurs utilisés sont capacitifs, et sont fournis avec une carte électronique de mesure (MCU) transformant le signal capacitif en tension dépendant de la valeur de la force appliquée, à condition de l'alimenter en tension continue. Le programme réalisé via la bibliothèques Arduino récupère l'ensemble des tensions de sorties synchronisées pour les 14 capteurs (voir Figure 79), et permet alors d'afficher les mesures en fonction du temps. Nous avons rencontré des problèmes lors de l'installation électronique des capteurs, à cause de l'importante longueur des nappes utilisées pour connecter les 14 capteurs, sachant que nous avons utilisé 2 nappes de 5m chacune pour 7 capteurs. Nous avons résolu ce problème par la suite en ajoutant des résistances adaptées en parallèle des dispositifs de mesure, afin de diminuer la résistance globale du circuit.

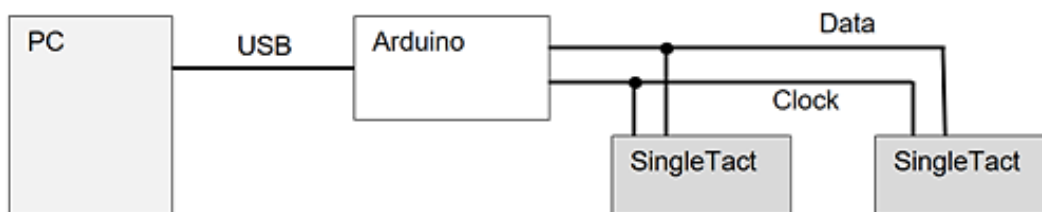


Figure 79 : Connexion électronique des capteurs

La Figure 80 présente un schéma descriptif résumé de la connexion électroniques pour 2 capteurs de type Single Tact.

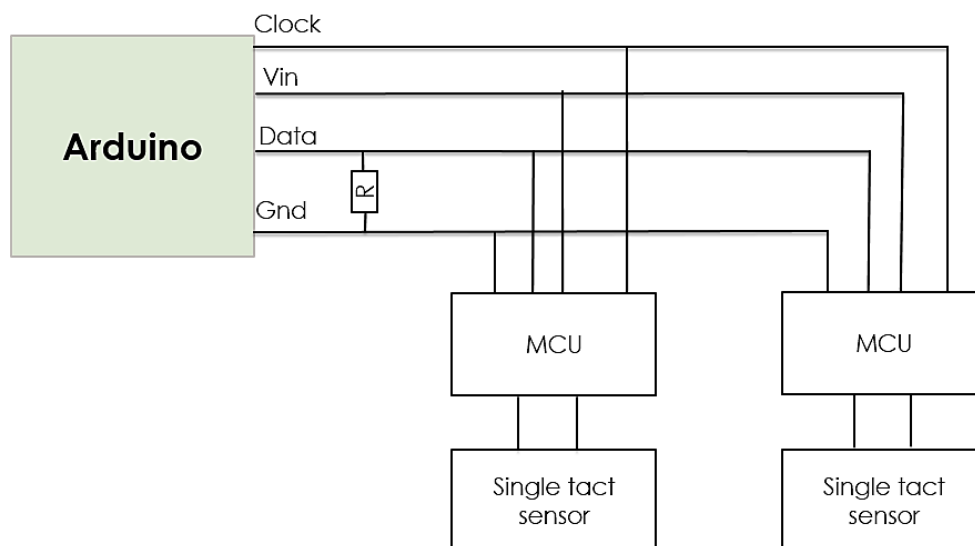


Figure 80 : Schéma explicatif de la connexion électronique des capteurs en utilisant Arduino

2.4 Calibration des capteurs

2.4.1 Détermination des orientations réelles des capteurs

Les positions et les orientations réelles des capteurs par rapport au buste ont besoin d'être identifiés dans le but de déterminer les orientations des forces par rapport au corps. Pour ce faire, une méthodologie a été proposée en utilisant un scanner optique. La méthodologie d'identification proposée utilise un buste usiné dans un bloc de polyester qui a la même géométrie que celui qui a servi de référence lors de la conception. Celui-ci est alors placé à l'intérieur du corset instrumenté, et la position et l'orientation des capteurs est alors marquées en insérant des tiges dans la mousse. Le buste est alors extrait du système et les tiges sont insérés aux positions repérées. L'ensemble est alors observé par une caméra qui est déplacée autour de l'objet. Cette procédure est illustrée dans la Figure 81.

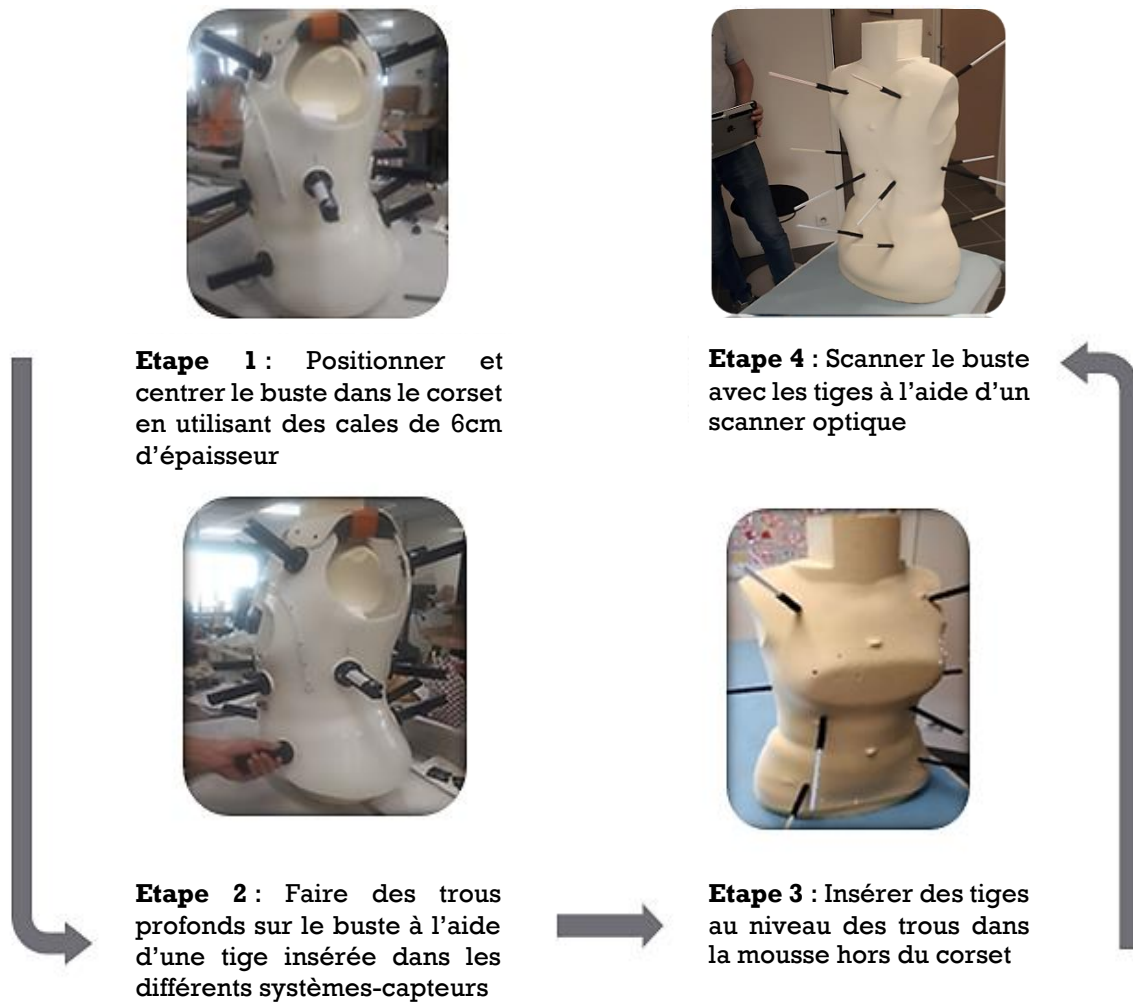


Figure 81: Les différentes étapes de détermination des orientations des forces

En utilisant cette méthodologie, nous avons pu obtenir la géométrie 3D (Figure 82) et par la suite déterminer les orientations des vecteurs forces.

A l'aide d'un logiciel de conception, les coordonnées de chaque position des capteurs ont été déterminées. Chaque position est définie par un point de départ (Start point) et un vecteur directeur.

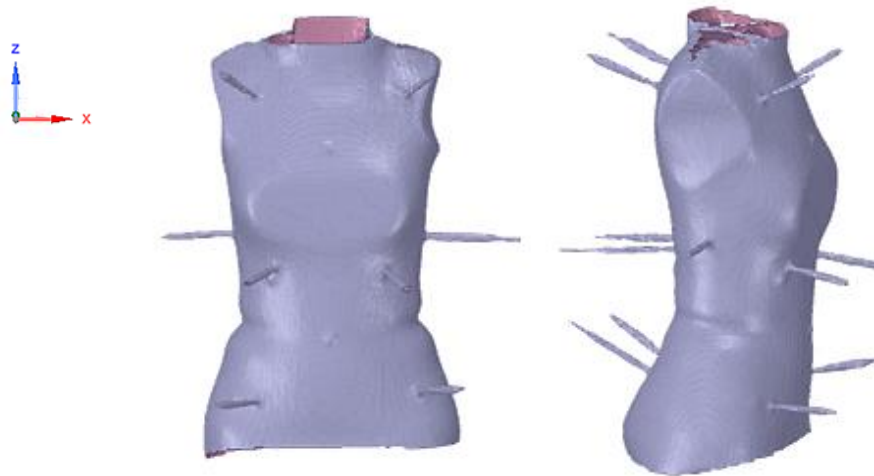


Figure 82: Géométrie obtenue par scan

Pour l'étape suivante, le buste et les vecteurs directeurs ont été reconstruits à l'aide de Matlab. La Figure 83 présente la reconstitution du buste par segmentations ainsi que les différents vecteurs directeurs. Le corset n'est pas représenté dans la figure.

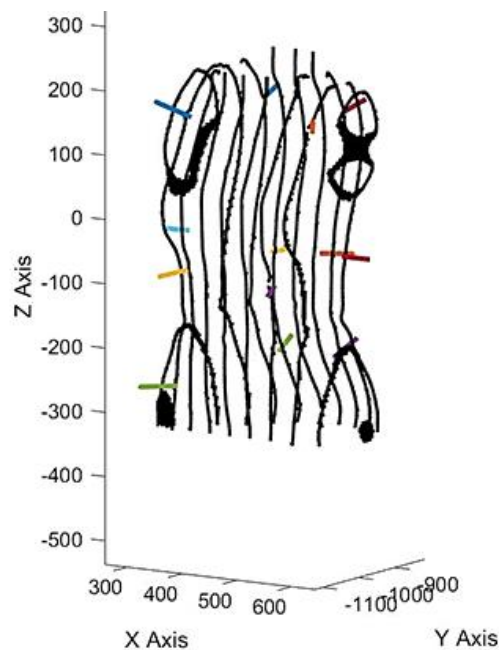


Figure 83 : Reconstruction 3D du buste avec les orientations des différents capteurs

Les positions et les orientations des vecteurs directeurs déterminées par cette méthode sont représentées par le Tableau 18.

Tableau 18 : Positions et orientations des vecteurs forces déterminées

Capteur	Positions			Orientations		
	X	Y	Z	X	Y	Z
1	354,8	-1027,2	153,92	-0,452	-0,782	0,429
2	573,42	-1023,47	149,67	0,502	-0,730	0,463
3	379,48	-1072,26	-73,76	-0,398	-0,912	-0,100
4	537,55	-1072,38	-82,05	0,363	-0,918	-0,158
5	350,7	-1058,35	-259,53	-0,490	-0,870	0,054
6	583,12	-1014,37	-260,81	0,561	-0,805	0,204
7	527,46	-865,6	155,69	0,193	0,943	0,271
8	379,78	-865,51	161,98	-0,056	0,951	0,303
9	500	-892,25	-63,86	0,286	0,950	-0,126
10	407,66	-889,67	-72,19	-0,132	0,989	-0,073
11	508,38	-867,05	-229,5	0,227	0,860	0,456
12	404,66	-862,88	-231,56	-0,056	0,899	0,434
13	309,14	-963,9	-36,65	-0,993	0,111	-0,051
14	595,5	-974,73	-46,08	0,999	0,053	-0,001

2.4.2 Évaluation de la symétrie réelle des capteurs

Après avoir placé et installé les 14 capteurs sur le corset ainsi que déterminé les orientations de chaque capteur (orientations des vecteurs directeurs normés) comme le montre la Figure 84, nous avons évalué la symétrie des capteurs.

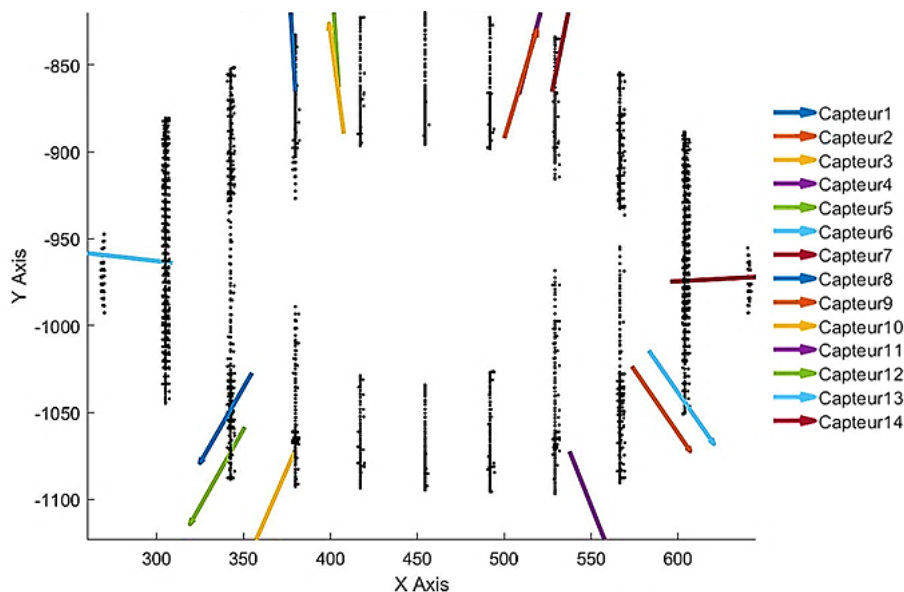


Figure 84 : Positions des efforts sur le buste : vue de dessus

En effet, il sera nécessaire pour l'expérimentateur de contrôler cette dernière, un défaut de symétrie trop important pouvant engendrer une correction inappropriée. Pour ce faire, nous avons choisi d'étudier la symétrie par groupe des capteurs opposés. Quatre groupes de capteurs ont été sélectionnés comme le montre le Tableau 19. Nous avons essayé d'étudier la symétrie par rapport à chaque axe : X, Y et Z. L'évaluation de la symétrie est déterminée en utilisant la projection de vecteurs position normés de chaque capteur, identifiés par la méthodologie décrite dans le paragraphe précédent, dans chaque axe : U_{xi} , U_{yi} et U_{zi} . Si la somme des U_i est proche de 0 dans les trois directions, les capteurs sont plutôt symétriques. Le critère d'acceptation proposé est arbitrairement fixé à une valeur maximale de 0,1 (soit 10% de la somme des normes). Dans le Tableau 19, pour les capteurs 13 et 14 par exemple, la somme des U_{xi} est évaluée à 0,006 (pour une norme de chaque vecteur valant 1) ce qui est considéré comme proche de 0. On peut alors considérer les capteurs 13 et 14 comme raisonnablement symétriques par rapport au plan YZ. Par contre, pour les capteurs 1,2,7 et 8, la somme des U_{zi} est évaluée à 1,46. Ils ne sont alors pas symétriques par rapport au plan XY.

Tableau 19 : Évaluation de la symétrie des capteur

Somme des projections /n	Capteurs sélectionnés			
	13, 14	1, 2, 7 et 8	3, 4, 9 et 10	5, 6, 11 et 12
$\sum_i U_{xi}/n$	0,006	0,18	0,12	-0,8
$\sum_i U_{yi}/n$	0,164	0,382	0,108	0,02
$\sum_i U_{zi}/n$	-0,051	1,46	-0,457	0,99

2.4.3 Étalonnage des capteurs

Une fois l'orientation et la position des capteurs identifiées, il est nécessaire de connaître la réponse des capteurs sous une force connue.

Dans notre étude, et comme il est mentionné précédemment, le capteur ne peut être dissocié du système-capteur. On doit considérer le capteur et le système-capteur comme un nouveau capteur. Dans la suite du texte le mot capteur est utilisé pour nommer l'ensemble capteur+système-capteur.

Il a été mené une étude d'étalonnage du capteur, afin d'identifier leur réponse ainsi qu'étudier la reproductibilité et la répétabilité des mesures.

2.4.3.1 Système de calibrage utilisé

L'étalonnage des capteurs est une étape primordiale avant l'utilisation du dispositif développé. Pour ce faire, un système de calibrage a été réalisé, décrit sur la Figure 85. Possédant une forme adaptée aux systèmes-capteurs, le système développé permet alors de calibrer les capteurs dans leurs propres supports sans les démonter du corset.

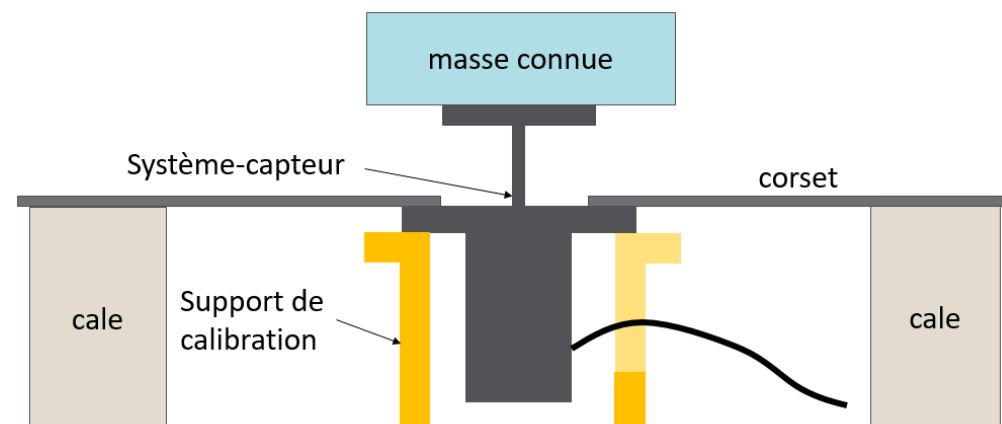


Figure 85 : Système de calibrage développé

Pour étalonner les capteurs, il faut tout d'abord positionner le corps principal du support capteur dans le système de calibrage et maintenir le corset en utilisant des cales. Par la suite on vérifie l'horizontalité du système-capteur en utilisant un niveau à bulle par exemple comme il est présenté dans la Figure 86 dans le but d'avoir toujours une force dans la direction du vecteur directeur.



Figure 86 : Calibrage-capteurs : vérification de l'horizontalité des systèmes-capteurs

Ensuite, des masses allant de 0,5 à 4,5kg sont positionnées sur le système-capteur. Il est à noter qu'il faut attendre un certain temps avant d'ajouter une deuxième masse afin d'éviter l'effet du bruit sur la réponse des capteurs, probablement lié à des oscillations des éléments les plus souples du système, tels que le corset. En effet, pour un intervalle de temps très réduit, le signal obtenu est très bruité. Le temps nécessaire pour avoir un minimum de bruit a été évalué expérimentalement à environ 50 s. L'étalonnage est fait en charge et en décharge. La Figure 87 résume les différentes étapes de l'étalonnage des systèmes-capteurs.

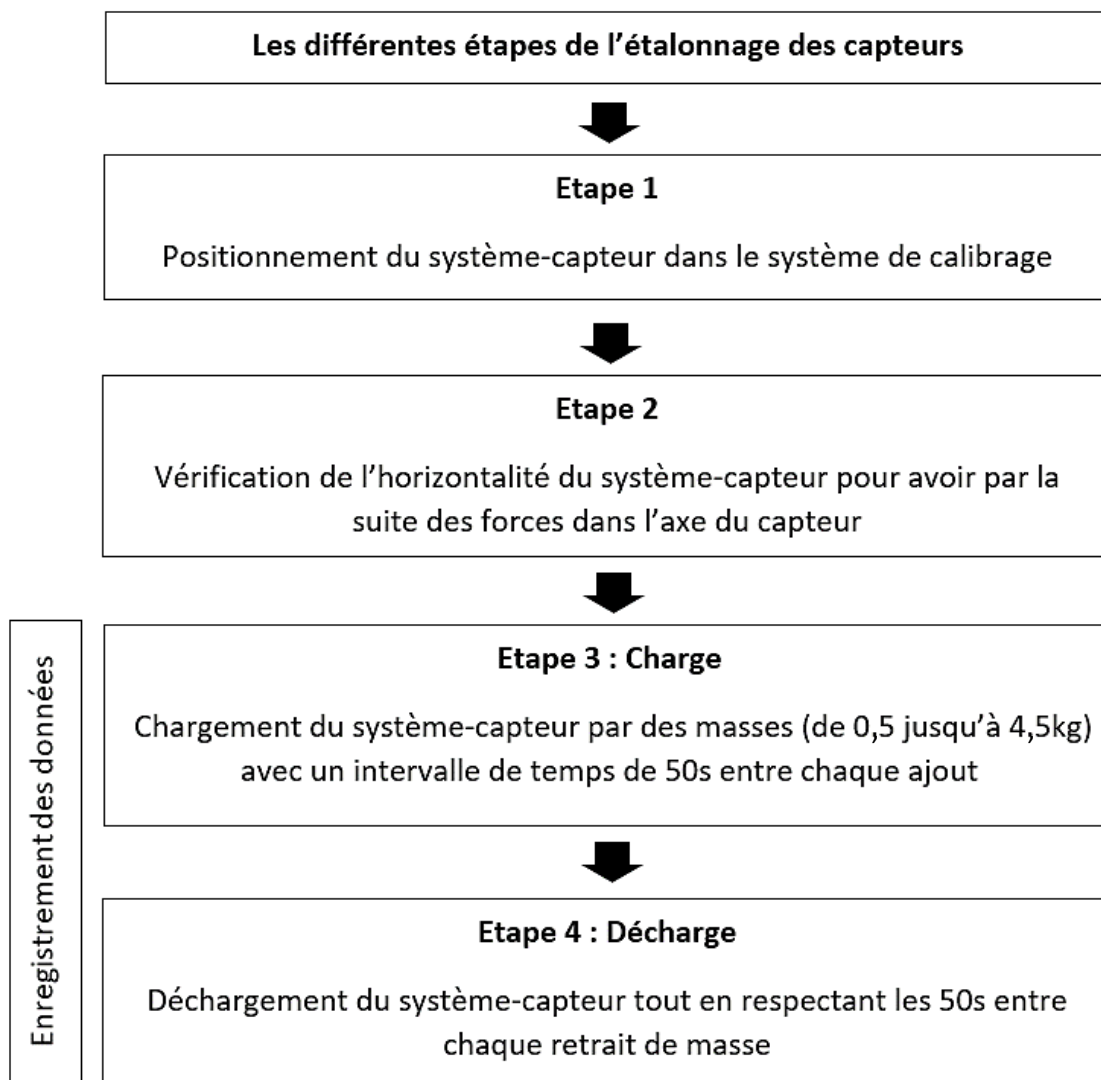


Figure 87 : Schéma explicatif des étapes de l'étalonnage des systèmes-capteur

2.4.3.2 Résultat de l'étalonnage

Après avoir étalonné le capteur (9) en charge et décharge, le résultat est représenté sur la courbe illustrant le signal numérique mesuré en fonction du temps (Figure 88).

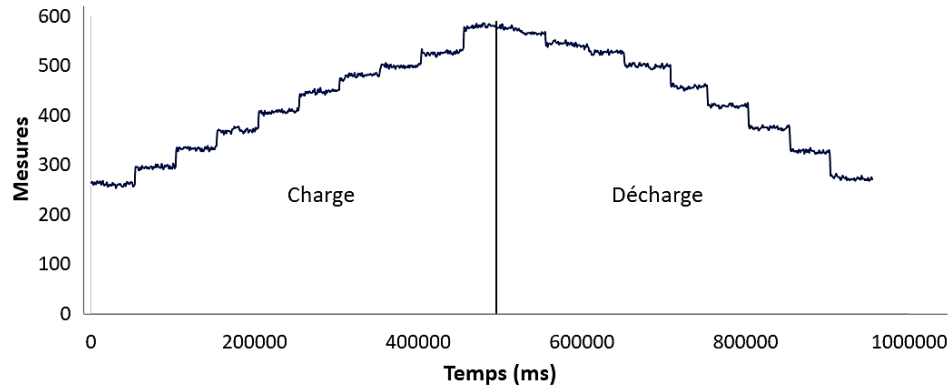


Figure 88 : Premier résultat d'étalonnage du capteur 9 : $Mesures=f(Temps)$

Afin de mieux visualiser la symétrie de la charge et la décharge, la Figure 89 représente le signal numérique mesuré en fonction de la force appliquée. La charge est représentée en bleu et la décharge en orange. Lors de la charge, la réponse est linéaire. Par contre la décharge présente une non linéarité, notamment sur la première moitié de la décharge (haut de la courbe orange). Les deux droites noires représentent des approximations linéaires des mesures, en prenant en compte tous les points pour la charge, et la partie linéaire uniquement pour la décharge. Cette non linéarité peut être due à plusieurs sources : la réponse du capteur en lui-même, mais plus probablement la présence de frottements au niveau du système-capteur.

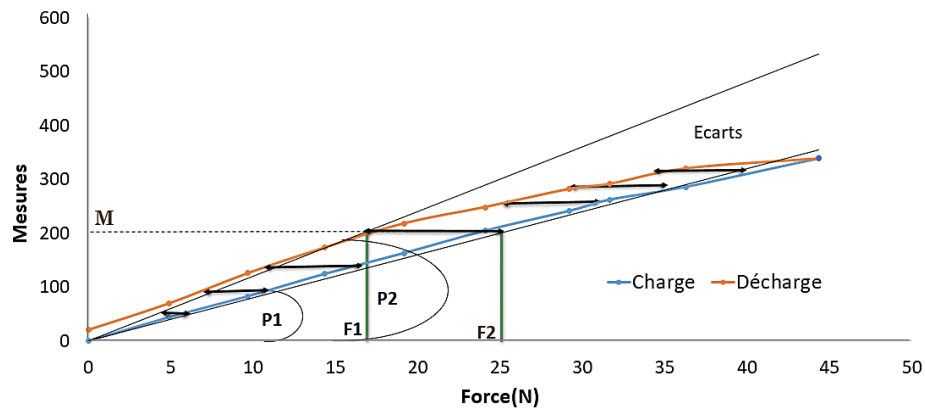


Figure 89 : Premier résultat d'étalonnage du capteur 9 : $Mesures=f(Forces)$

Ces écarts entre la charge et la décharge sont pris en considération lors de la détermination des forces de correction du tronc. Nous avons pensé alors à utiliser les deux pentes à la charge et à la décharge dans le calcul des efforts. A titre d'exemple (voir Figure 89) : Soient P1 et P2 les deux pentes déterminées à la charge et la décharge. Pour une mesure M donnée, la force va être comprise entre F1 et F2 avec $F1 = M/P1$ et $F2 = M/P2$. Donc pour une mesure M, la force équivalente $F \in [F1, F2]$.

2.4.4 Étude de la reproductibilité des mesures

Dans le but d'étudier la répétabilité des mesures, une étude de reproductibilité a été mise en place. Sept tests en charge et décharge pour un même capteur (9) ont été réalisés. Les résultats sont présentés dans la Figure 90.

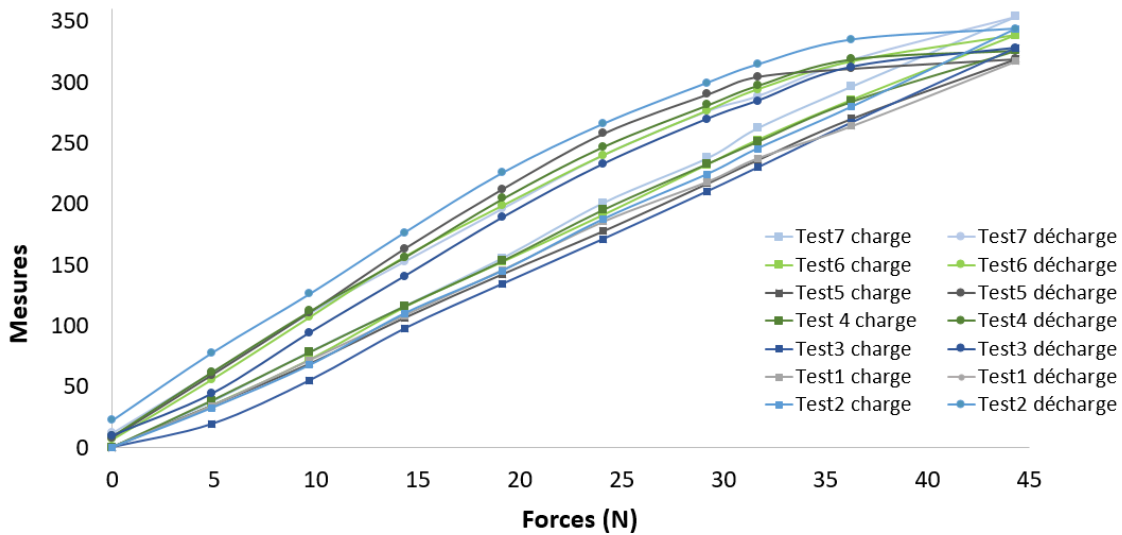


Figure 90 : Tests de reproductibilité réalisés sur capteur 9 : courbes charge/décharge

En analysant le graphe ci-dessus, on peut constater que les courbes ont pratiquement le même comportement : réponse linéaire en charge et retour non linéaire en décharge. Le Tableau 20 présente la variation des pentes en charge et décharge pour les sept tests de reproductibilité. Les écarts entre charge et décharge sont calculés comme suit :

$$Ecart(\%) = \frac{P2 - P1}{P2} \times 100 \quad (24)$$

Avec P1 la pente à la charge et P2 à la décharge. Les résultats présentent un écart maximal estimé à 33,9% pour le test numéro 2. Les écarts maxi entre les pentes de tous les tests en charge et décharge sont calculés comme suit :

$$Ecart(\%) = \frac{Max - min}{max} \times 100 \quad (25)$$

En comparant ces résultats, l'écart maximal en charge est évalué à 11%, celui en décharge est évalué à 13%

Tableau 20 : Écarts entre les pentes en charge et décharge pour les différents tests de reproductibilité

Test n°	Pente à la charge (N ⁻¹)	Pente à la décharge P2 (N ⁻¹)	Ecart entre charge et décharge (%)
1	7,3	10,7	31,7
2	7,6	11,5	33,9
3	7,2	10	28
4	7,7	11	30
5	7,35	10,9	32,5
6	7,9	10,5	24,7
7	8.11	10,5	22,7
Ecart maxi (%)	11	13	

Étant donné que ces écarts sont non négligeables, tous les capteurs utilisés lors des essais expérimentaux ont été étalonnés séparément afin d'évaluer les erreurs de mesures pour chaque capteur et d'en prendre en considération lors du calcul des forces de correction.

2.4.5 Étude comparative des capteurs

La première étude d'étalonnage et de reproductibilité du capteur 9 a montré que l'ensemble capteur+support-capteur présente des erreurs importantes au niveau des mesures. C'est la raison pour laquelle une étude de calibrage de tous les capteurs qui seront utilisés lors des tests a été par la suite mise en place. Les capteurs étalonnés dans cette étude sont dans un premier temps les suivants : 1, 2, 5, 6, 9, 10, 13 et 14 qui sont présentés dans la Figure 91. Ces derniers seront, en effet, ceux utilisés par la suite dans les premiers tests expérimentaux.

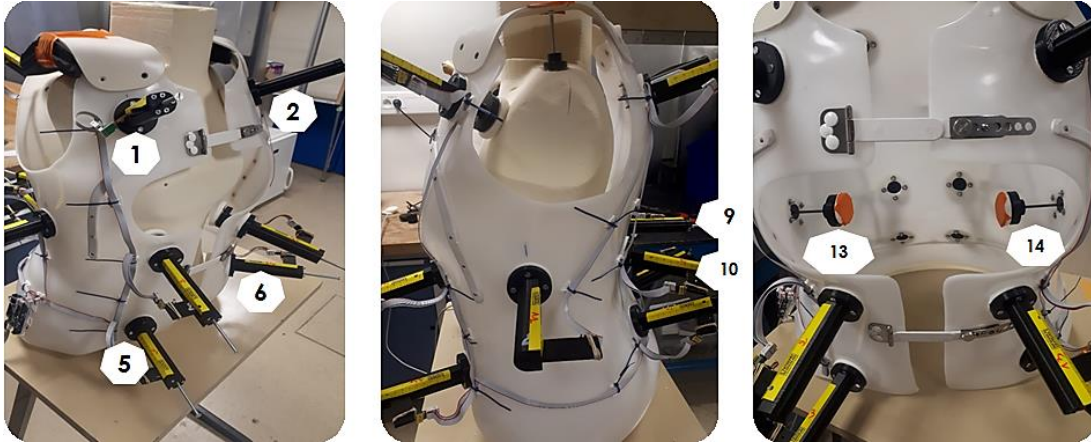


Figure 91 : Capteurs étalonnés

Les capteurs sont étalonnés avec la même procédure de calibration. Les résultats obtenus sont présentés dans la Figure 92. Les courbes des mesures en fonction de forces ont été déterminés en charge et décharge pour chaque capteur. Le tracé en bleu présente la réponse en charge quant à celui en orange présente celle en décharge. Les tracés en noir présentent les droites des pentes pour chaque courbe. On peut remarquer que tous les capteurs possèdent le même comportement : réponse purement linéaire en charge et retour non linéaire en décharge.

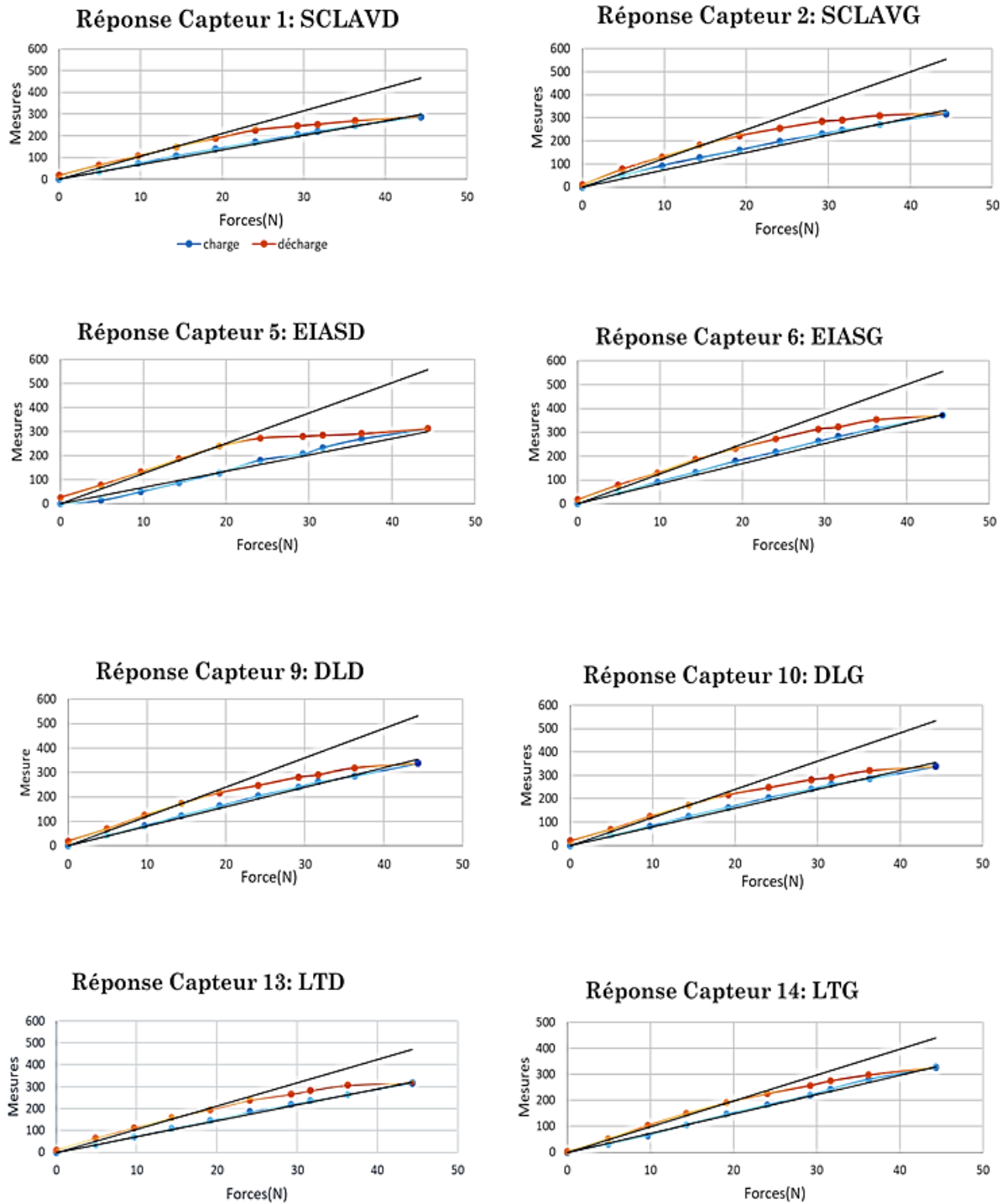


Figure 92 : Réponses des capteurs suite à l'étalonnage, courbes $Mesures=f(Forces)$ à la charge et la décharge

Une étude comparative a été ensuite effectuée en comparant les pentes en charge et décharge pour les différents capteurs. Le Tableau 21 présente la variation des pentes des courbes de calibrage en charge et décharge pour les huit capteurs. L'écart maximal sur la pente de charge de l'ensemble des capteurs est estimé à 20,7%, et est de 21,4% sur les pentes identifiées en décharge. Ces écarts sont assez considérables.

Tableau 21 : Variation des pentes en charge et décharge pour les différents capteurs étalonnés

Capteur n°	Pente à la charge P1 (N^{-1})	Pente à la décharge P2 (N^{-1})	Ecart entre charge et décharge (%)
1	6,7	10,5	36,2
2	7,5	12,5	40
5	6,8	12,6	46
6	8,5	12,5	32,4
9	7,3	10,7	31,8
10	8	12	33,3
13	7,3	11	33,9
14	7,4	9,9	25,2
Ecart maxi entre les pentes (%)	20,7	21,4	

Dans le but de mieux observer les différences entre les réponses des capteurs en charge et décharge, nous avons tracé les écarts déterminés pour chaque capteur, présentés dans la Figure 93.

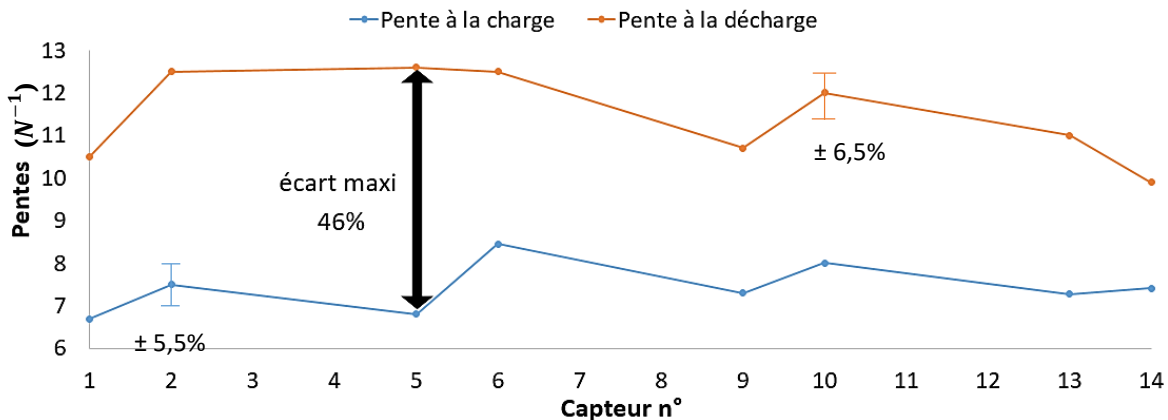


Figure 93 : Variation de la pente pour chaque capteur à la charge et la décharge

Le capteur 5 possède l'écart le plus élevé entre charge et décharge. Ce dernier est évalué à 46%.

Cette étude nous a permis alors d'évaluer la précision des capteurs dans leurs systèmes-capteurs. Les résultats obtenus montrent que les capteurs SingleTact ne sont pas efficaces et surtout quand ils sont nombreux car la somme des imprécisions de mesures affecte énormément les résultats.

La prise en considération des erreurs quantifiées durant le calibrage de tous les capteurs est alors obligatoire pour les mesures expérimentales sur un sujet sain. Dans la suite de notre étude, nous donnerons systématiquement la plage de valeurs dans laquelle se situera la force réelle en indiquant le min, max et médian de cet intervalle. A long terme et dans le but d'améliorer la procédure et la répétabilité des mesures, l'ensemble capteur+support-capteur doit être modifié. Il faut impérativement changer les capteurs par d'autres plus précis.

3 Conclusion

Ce chapitre permet de décrire une technologie expérimentale développée dans le but de mesurer les forces de corrections imposées par un corset sur le tronc d'un sujet scoliotique en lien avec la valeur de la correction appliquée (ΔL local).

Dans un premier temps, nous avons établi l'état de l'art relatif aux différentes méthodes expérimentales de mesures des efforts de corrections d'un corset de scoliose. A nos connaissances et à l'heure actuelle, aucune étude n'a permis de mesurer les valeurs de forces de correction avec un corset de scoliose, en lien avec le niveau de correction imposé. Le dispositif que nous avons développé, est inspiré du premier système conçu pour le doigt. Nous avons utilisé le même type de capteur pour la quantification de l'effort de correction. Le système est basé sur 14 capteurs répartis de manière réfléchie et symétrique afin de caractériser les différentes sollicitations possibles dans les essais expérimentaux.

Nous avons proposé une méthodologie de détermination de l'orientation des capteurs à l'aide d'un scanner optique pour déterminer les orientations des vecteurs directeurs. Ensuite, une méthodologie de calibration des capteurs était nécessaire. En passant du doigt au tronc nous avons trouvé que les capteurs SingleTact ne sont pas si efficaces et quand ils sont nombreux la somme des imprécisions de mesures rend le montage inexploitable. Ce qui

met en évidence que l'ensemble capteur + support doit être adapté afin d'améliorer la procédure et la répétabilité des mesures.

La validation du dispositif développé sera détaillée dans le chapitre suivant qui présentera aussi les différents tests expérimentaux réalisés sur un sujet sain.

Chapitre V. Campagne de mesures des efforts de corrections du tronc sur un sujet sain

Après avoir décrit le dispositif expérimental développé dans le but de mesurer les efforts de corrections du tronc avec un corset de scoliose dans le Chapitre IV, une étude de validation expérimentale du dispositif sera présentée. Cette validation se fera par des tests préliminaires mené sur un buste de mannequin. Par la suite, une campagne des tests réalisés sur un sujet sain sera détaillée tout en présentant les différents résultats obtenus. Les erreurs quantifiées durant le calibrage de tous les capteurs dans le chapitre précédent seront prises en considération dans la détermination des forces de correction.

1 Tests préliminaires sur buste

1.1 Description des tests réalisés

Avant de procéder à un essai du dispositif de mesure sur un sujet, une campagne de réglage du système sur un buste de mannequin a été réalisée. Le buste en question est ayant servi de référence géométrique pour la conception du corset, et est basé sur des mesures par scanner optique du sujet sain qui sera le cobaye de la dernière partie de ce chapitre.

Les objectifs de cette campagne de mesure sur buste mannequin avaient pour premier objectif de démontrer qu'il est possible de placer le corset instrumenté en position de mesure, tout en essayant d'évaluer, dans la mesure de ce qui est possible sur un mannequin, si la mise en position du corset et l'application des déplacements pourraient imposer des contraintes ou des mouvements douloureux au futur sujet humain. Dans un deuxième temps, ces essais de validations doivent démontrer qu'il est possible de mettre en contact les capteurs avec le buste, et faire tenir celui-ci sur le tronc par l'intermédiaire des seuls capteurs, sans imposer de correction. Le troisième objectif de cette campagne d'essais sur mannequin est d'élaborer la procédure de mise en place de la correction tout en mesurant l'ensemble des signaux des capteurs de force simultanément. Et enfin, le dernier objectif est de démontrer que les signaux mesurés ont un sens physique, tout en prenant en compte l'erreur intrinsèque au système-capteur mise en évidence dans le chapitre précédent. En effet, par manque de temps, il n'a pas été possible dans ce travail de reprendre à zéro la conception du système capteur. Cette

première campagne est donc une campagne de validation de la faisabilité du concept, qui ne pourra qu'être amélioré par la modification des systèmes capteurs.

1.1.1 Mise en place du corset

Le premier objectif de cette phase d'essais préliminaires sur buste est de démontrer qu'il est possible d'habiller le futur sujet avec le corset instrumenté sans risquer de le blesser ou de lui imposer des mouvements inconfortables. Cette phase doit valider la valeur du décalage de 6cm qui a été sélectionnée entre la peau du sujet et le corset. En effet, un des objectifs de ce décalage est de permettre de reculer les capteurs en butée (rentrés au maximum), afin qu'ils n'interfèrent pas dans la phase d'habillage, ou qu'ils ne subissent pas durant cette phase une contrainte supérieure à leur capacité maximale, qui les détériorerait. La première étape de cette phase d'habillage consiste en retirer tous les capteurs qui ne seront pas utilisés pour la correction sélectionnée, pour rendre l'ensemble plus facilement manipulable. Pour les capteurs restants, placés en position écartée de la future surface de contact avec le buste, on vérifie que le signal mesuré est nul. Le corset est approché du buste latéralement. Tout contact entre les capteurs et la peau est évitée. Le corset est ouvert au maximum pour laisser passer le second bras, puis refermé sur le buste, tout en étant maintenu en permanence à distance de la peau du buste par les opérateurs. Pour réussir à enfiler le corset tout en évitant tout contact avec le buste, il est nécessaire de travailler à deux opérateurs. Enfin, le corset est mis en place définitive par l'insertion de six petites cales en mousse de 6cm de part et d'autre du buste, qui viennent permettre son centrage, et son maintien le temps de venir positionner les capteurs en contact.

1.1.2 Mise en contact des systèmes capteurs

Une fois le corset correctement positionné sur le buste, la seconde phase consiste à mettre en contact l'extrémité de palpation du système capteur avec la peau du buste, sans appliquer de correction (Figure 94). Pour cela, les capteurs sont approchés l'un après l'autre en serrant la vis à l'arrière des systèmes, qui a pour conséquence de faire avancer le porte capteur et la tige à l'intérieur du corps principal. Les systèmes capteurs et le corset sont conçus de manière à ce que ce mouvement d'avancée soit d'environ trois centimètres. Cette mise en contact est faite en mesurant en permanence le signal délivré par le capteur considéré. En effet, le contact est détecté dès que le signal mesuré présente une variation, supérieure au bruit de mesure. Le capteur est alors laissé dans cette position. Une légère précontrainte, de l'ordre de quelques dixièmes de Newton, est donc présente sous la tête du

capteur, garantissant que le capteur soit bien en contact avec le sujet. On procède alors à la mise en position successive de l'ensemble des capteurs utilisés pour la correction envisagée. Enfin, les blocs de mousse de pré-positionnement de 6cm sont retirés, pour laisser les capteurs seuls faire l'interface buste-corset. Seuls subsistent deux blocs de mousse au niveau des épaules, qui reprennent le poids propre du corset, lequel n'est donc pas reporté sur les capteurs.

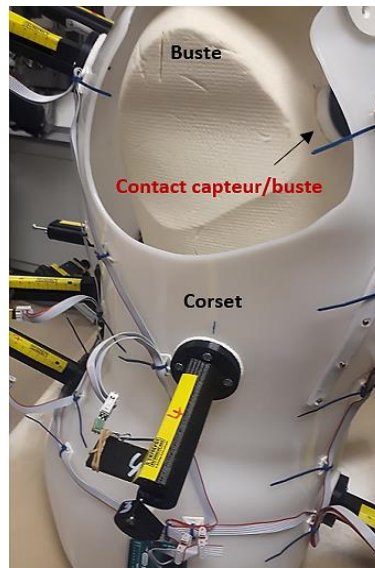


Figure 94 : Mise en contact des systèmes-capteurs avec le buste

1.1.3 Application de la correction

La phase de mise en place de la correction débute le lancement des mesures d'efforts synchronisés. Le signal de chacun des capteurs juste avant l'application de la correction est alors considéré comme la référence de mesure pour chacun d'eux. La fréquence d'interrogation et d'enregistrement des points de mesure est réglée à 1Hz. La correction sélectionnée est alors imposée en vissant l'extrémité des systèmes capteurs concernés. Cette correction est imposée via un mouvement lent et régulier, d'autant plus lent que le buste présente une rigidité bien supérieure au tronc d'un sujet réel. Si plusieurs capteurs sont nécessaires pour imposer la correction, il faut tenter de synchroniser au mieux la vitesse d'avancée de chacun des points de poussées, surtout dans le cas où les systèmes capteurs utilisés sont sensiblement parallèles. Le déplacement imposé est contrôlé soit avec une mesure de distance linéaire avec un outil de type réglet, soit en comptant le nombre de tours imposés à la vis, dont le pas est connu. Une fois la correction désirée obtenue, la position est maintenue pendant plusieurs dizaines de secondes (environ 50), pour laisser le temps au

signal de se stabiliser, et faire disparaître des variations probablement liées à des oscillations des parties les plus souples du système. Ces oscillations sont probablement liées aux patins souples qui permettront le contact sans douleur de la tête des capteurs sur le corps du sujet, le buste et le corset étant très rigide par ailleurs.

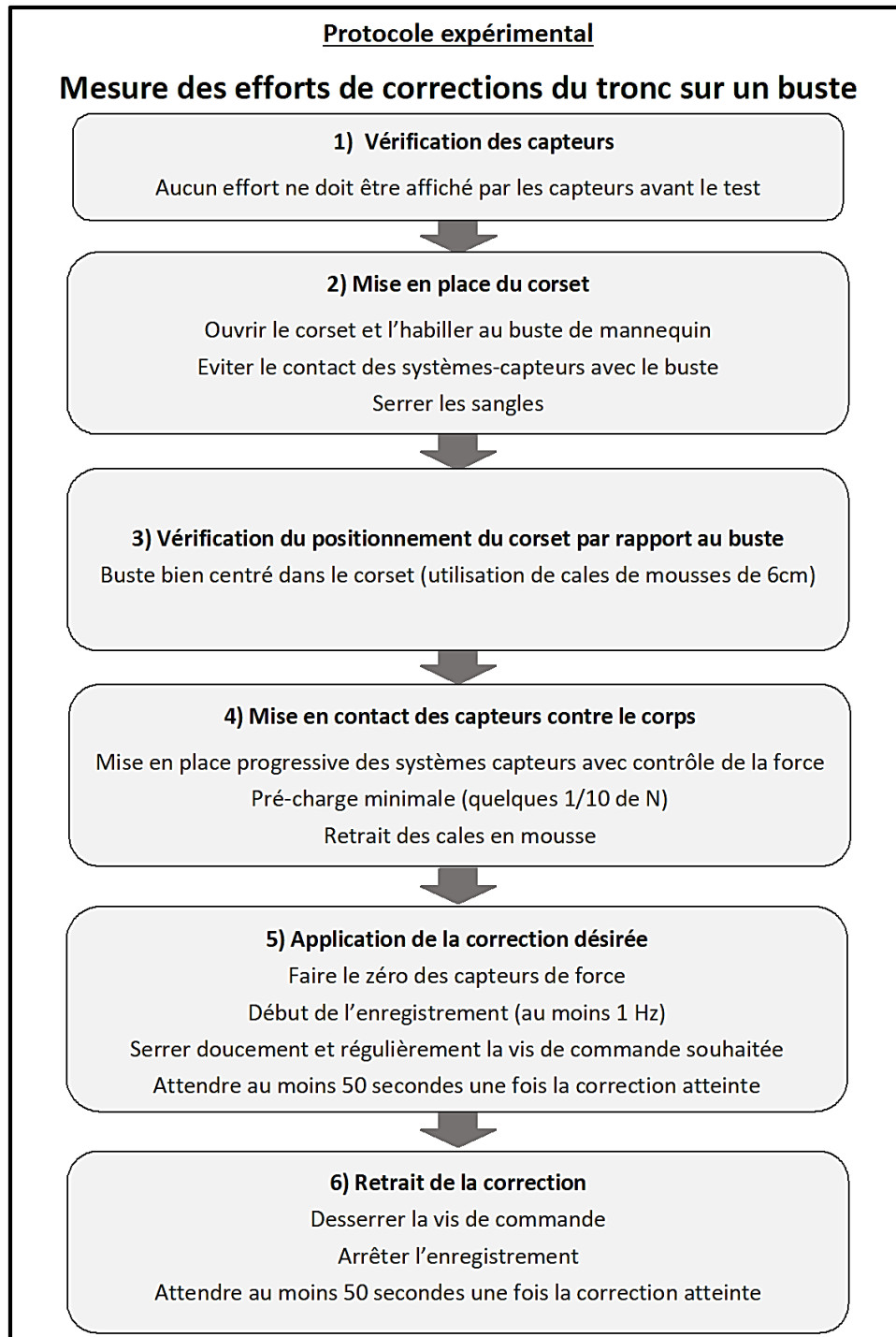


Figure 95 : Protocole expérimentale : tests sur buste

1.1.4 Tests réalisés

Dans le but de mettre en place une méthodologie de mesure et valider le dispositif expérimental développé pour mesurer les efforts de correction du tronc, deux types de correction ont été réalisés sur un buste de mannequin. Les deux essais nécessitent l'utilisation des capteurs 1 et 2 (sous claviculaire droite et gauche), 5 et 6 (épine iliaque antéro supérieure droite et gauche) et les corrections sont imposées par le système capteur 9 (dorso lombaire droite) pour le premier test (cambrure dissymétrique à droite) et le système capteur 10 (dorso lombaire gauche, cambrure dissymétrique à gauche) pour le deuxième test. La Figure 96 résume les deux essais effectués sur le buste.

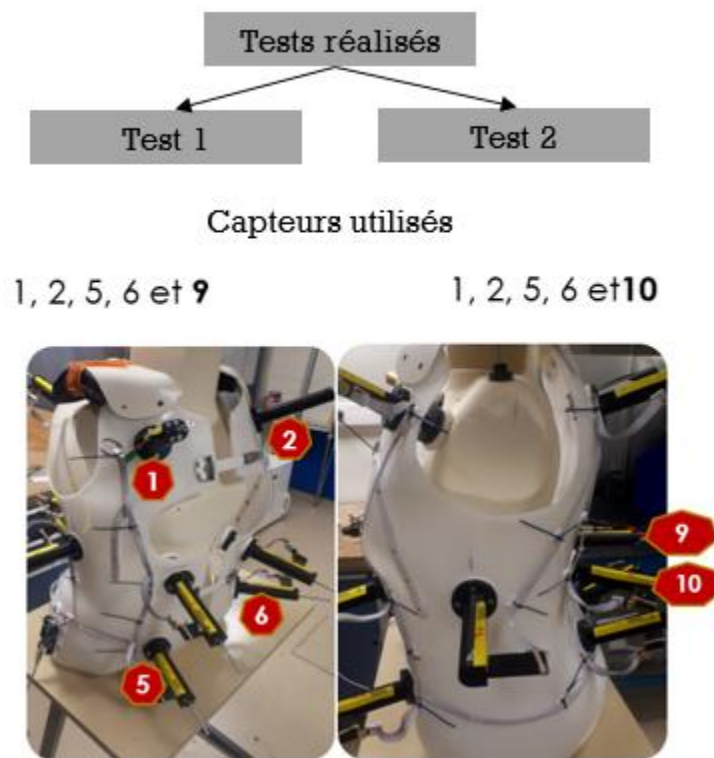


Figure 96 : Tests réalisés sur buste

Les tests ont été réalisés en suivant les différentes étapes du protocole expérimental mis en place (voir Figure 95).

1.2 Résultats et discussions

Les essais sur buste de mannequin avaient pour objectif de démontrer la faisabilité d'application de la correction tout en mesurant continuellement les signaux électriques, mais également d'évaluer la cohérence des signaux mesurés. Mais cette dernière phase est rendue

très délicate par la réponse des systèmes capteurs mise en évidence durant la phase d'étalonnage, décrite au chapitre précédent. En effet, en l'état, la force subit par le capteur se situe quelque part entre deux valeurs minimales et maximales, identifiées pour chaque niveau de signal électronique, mais assez distantes les unes des autres (jusqu'à 30% d'écart). De plus, le situation d'étalonnage pourrait être améliorée.

Les efforts moyens mesurés par les capteurs d'application de la correction (9 puis 10) et les capteurs placés sur les points fixes (1, 2, 5 et 6) pour les deux essais de validation réalisés sont présentés dans le Tableau 22, en considérant que lors de ces essais la charge ne fait qu'augmenter pour chacun, donc en utilisant la pente à la charge identifiée lors de l'étalonnage des capteurs.

Tableau 22 : Forces mesurées dans chaque capteur pour les deux essais

	Essai 1				Essai 2			
Force moyenne appliquée (N)	68				94			
[Fmin (N) , Fmax (N)]	[57 , 83]				[78 ,117]			
Force moyenne mesurée (N)	Capteur 1	Capteur 2	Capteur 5	Capteur 6	Capteur 1	Capteur 2	Capteur 5	Capteur 6
	20	11	18	22	21	30	13	28
[Fmin (N) , Fmax (N)]	[16,25]	[8.8,14]	[13.8,25]	[18,27]	[17,26]	[24,40]	[10,18]	[23,34]
Somme des forces moyennes (N)	71				92			

En première approximation les résultats paraissent très cohérents. En effet, la somme des valeurs des forces moyennes mesurées par les capteurs fixes est très proche de la valeur appliquée par le capteur en vis à vis de ceux-ci. Lors de l'essai 1, le système capteur dorsal 9 appliquait une charge de 68N, et la somme des signaux relevés par les capteurs disposés sur la face antérieure (1, 2, 5 et 6) est de 71N. Pour l'essai 2, la somme des forces vues par les capteurs 1, 2, 5 et 6 est de 92N pour un effort de 94N appliqué par le capteur 10. Ce premier signe paraît donc assez encourageant quant à la cohérence des signaux enregistrés.

Malheureusement, les capteurs en question ne sont pas parallèles. Ils sont tous orientés de manière à être perpendiculaires à la peau au niveau du point de contact avec le buste. La somme des forces ne doit donc pas être envisagées sous la forme de la somme des normes,

mais celle des projections. La figure suivante présente la somme des normes en X et Y pour les quatre capteurs fixes (1,2,5 et 6) pour les deux essais réalisés, comparée aux efforts appliqués par les capteurs 9 (essai 1) puis 10 (essai 2).

Tableau 23 : Somme des forces projetées sur X et Y

Projections	Essai 1		Essai 2	
	Sur X	Sur Y	Sur X	Sur Y
Somme des forces mesurées (N)	19.5	8	3	20
Ecart(%)	28	11	3.2	21

Les écarts entre les projections appliquées et les somme des projections mesurées dépassent les 25% de la charge appliquée dans certains cas (Tableau 23). Cette analyse est donc moins concluante que le laissaient espérer les sommes des normes.

Une des causes de ces soucis semble être celle identifiée lors de la phase d'étalonnage : la réponse des capteurs n'est pas simple à évaluer, et la valeur lue en l'état ne peut être interprétée qu'en terme d'ordre de grandeur assez imprécis, la valeur réelle étant comprise entre deux valeurs assez éloignées. Autre cause possible et cumulative, la conception actuelle des systèmes capteurs ne garantit pas que l'effort transmis soit parfaitement orienté suivant les vecteurs directeurs identifiés pour chaque capteur, une composante tangentielle transmise par frottement de la peau du buste sur la tête du capteur étant possible.

Cet essai de validation confirme à la fois la faisabilité de mesures continues d'effort pendant la phase d'application de la correction, mais également la nécessité de repenser à terme l'ensemble système-capteur pour le prochain prototype de corset instrumenté. Cependant, si la valeur d'effort mesurée est effectivement assez imprécise en l'état, nous disposons malgré tout d'un ordre de grandeur de ces efforts, ce qui démontre qu'un premier palier d'informations a été franchi par la réalisation de ce premier prototype de corset instrumenté. Ces ordres de grandeurs représentent déjà un apport par rapport aux études présentes dans la littérature ouverte.

Afin de déterminer si les niveaux d'effort mesurés présentent une logique entre eux, il a été choisi de tenter d'évaluer analytiquement les niveaux d'efforts attendus sur les systèmes

capteurs fixes pour les deux essais décrits précédemment, en fonction de la charge appliquée sur le système capteur d'application de la correction. Pour réaliser cela, on a considéré le buste comme un solide infiniment rigide, soumis à une force connue et 4 forces inconnues. Les points d'application et les directions d'application sont disponibles, identifiés lors de la phase de scan optique décrite dans le chapitre précédent.

Les équations classiques du principe fondamental de la statique sont alors appliquées au système. Il est à noter que, lors de ces essais comme lors des essais ultérieurs sur sujets, le buste reste maintenu au niveau des épaules par des petits blocs de mousse. Il y a donc présence de deux efforts non mesurés dans la direction Z. Pour cette raison, seules quatre équations du principe fondamental de la statique sont conservées : les signaux sur les quatre capteurs inconnus doivent garantir que la somme des forces en X et en Y ainsi que la somme des moments autour de X et Z soient nuls.

Si sur le principe cette démarche est simple, avec quatre équations linéaires pour quatre inconnues, sa mise en pratique se heurte à quelques difficultés. La principale cause de cette difficulté réside dans le type de signaux lus par chaque capteur : la conception du système capteur ne peut transmettre que des efforts de poussée, et ne peut lire d'efforts de traction.

En effet, la solution analytique au problème décrit ici est une solution qui ne peut correspondre à la réalité physique de notre système. Elle mène à des efforts appliqués par le buste sur les capteurs positifs (vers la normale sortante) pour deux des capteurs, et à des efforts négatifs (vers la normale entrante) pour les deux autres. Or ce dernier signal est impossible pour notre système, qui ne permet d'appliquer que des efforts du buste vers le capteur, puisqu'ils sont juste posés et non collés contre la peau.

Afin de résoudre ce problème, le système en question n'est pas résolu linéairement de manière directe, mais par une phase d'optimisation sous contraintes. Il est en effet alors recherché les quatre signaux de capteurs qui satisfassent au mieux au principe fondamental de la statique, tout en étant dirigés depuis le buste vers le capteur.

La résolution de ce problème d'optimisation est faite à l'aide du logiciel Matlab, avec la commande « fmincon » recherchant le minimum de la fonction décrite dans l'équation suivante, avec une contrainte de valeur minimale des signaux à 0. Dans cette équation, A est une matrice dont les termes permettent de calculer les projections des forces et des moments,

X est un vecteur inconnu contenant les quatre efforts recherchés, et R est un vecteur contenant les forces et moments appliqués par le système capteur utilisé lors de la phase de charge.

$$f(X) = A.X - R \quad (26)$$

Après la procédure d'optimisation, les valeurs prédites par la procédure numérique sont assez proches des valeurs mesurées pour les deux capteurs dans la zone de l'épine iliaque. En effet, par exemple pour le cas de l'essai 2, la procédure d'optimisation numérique nous prédit que pour un effort de 68 N appliqué sur le système capteur 9, et sous l'hypothèse de corps infiniment rigides, des valeurs d'effort valant 14 et 24N sont attendues respectivement pour les capteurs 5 et 6, pour 13 et 28N mesurés expérimentalement. En revanche, pour les deux capteurs les plus éloignés du point d'application de la charge, la procédure d'optimisation prédit des valeurs de 36 et 44N au niveau des capteurs 1 et 2, contre 21 et 30N obtenus expérimentalement. Deux causes semblent se dégager pour expliquer ces valeurs expérimentales sous estimées : La réponse imprécise des capteurs identifiée lors de la phase de calibration. Mais le fait que les capteurs qui donnent le signal le plus éloigné de la valeur attendue conduit à penser que les blocs de maintien sous les épaules reprennent la partie d'efforts manquant par frottement. Cette comparaison entre valeurs attendues et valeurs observées nous guide donc sur l'analyse des écarts observés entre forces appliquées et forces mesurées, et conduit à préconiser une modification du système au niveau du maintien sur les épaules pour un prochain prototype de corset instrumenté.

2 Tests expérimentaux sur un sujet sain

2.1 Description des tests réalisés

Après avoir utilisé un buste de mannequin pour mettre en place une méthodologie de mesure et valider le dispositif expérimental développé pour mesurer les efforts de correction du tronc, une campagne de tests a été réalisée sur un sujet sain féminin de 29 ans mesurant 1m72 pour 60 kg. Il est à noter que les tests ont été effectués pour une seule posture : le sujet se tient en position debout et maintient ses bras soulevés, ceci afin d'éviter l'ajout des efforts inconnus par un contact non désiré au niveau des ouvertures des bras (voir Figure 97). Deux types de correction ont été appliquées, nécessitant l'utilisation des capteurs 1 et 2 (sous claviculaire droite et gauche), 5 et 6 (épine iliaque antéro supérieure droite et gauche) et les corrections sont imposées par les systèmes capteurs 9 et 10 (dorso lombaire droite et gauche).



Figure 97 : Sujet portant le corset en position debout avec les bras soulevés

Les tests ont été réalisés en suivant les mêmes étapes que celles décrites pour le buste :

2.1.1 Mise en place du corset

La mise en place du corset consiste en la phase d'habillement du sujet. Le corset est alors inséré en commençant par passer le premier bras (gauche dans notre cas), puis ensuite le deuxième, tout en évitant les contacts parasites et involontaires entre les systèmes capteurs et le sujet. Pour parvenir à cette fin, il est plus aisé de travailler à deux opérateurs. Au bout de quelques tentatives et une fois les deux opérateurs habitués à travailler avec le sujet, cette phase de mise en place s'avère aisée. Le corset doit être bien positionné et centré autour du tronc, ce qui est encore une fois réalisé à l'aide de bloc de mousses de 6cm, afin de garder toujours la même distance entre la peau du sujet et le corset. Une fois l'équipe habituée à la mise en place, cette phase demande moins de deux minutes, serrage des sangles compris.

2.1.2 Mise en contact des systèmes-capteurs

La mise en contact des systèmes-capteurs avec la peau du sujet suit la même procédure que celle imaginée lors des essais sur buste : une fois le sujet habillé avec le corset, les systèmes-capteurs sélectionnés sont approchés un par un jusqu'au contact avec le tronc, tout en contrôlant les efforts mesurés durant le test, pour s'assurer qu'il y a une pré-charge initiale

minimale appliquée par les systèmes-capteurs. Aucun contact à part le palpeur des systèmes-capteurs n'est permis, sauf sous les épaules.

2.1.3 Application de la correction

Une fois les systèmes-capteurs en contact avec le corps, on commence à appliquer la/les correction(s) en imposant le déplacement souhaité, estimé soit grâce à une mesure linéaire sur le corps principal du système-capteur, soit en comptant le nombre de tours appliqués aux vis qui déplacent les systèmes-capteurs. Si la correction est appliquée par deux capteurs, un deuxième opérateur doit être présent pour le test. Les données expérimentales sont enregistrées durant tout le test avec une fréquence d'enregistrement d'un hertz pour l'ensemble des capteurs utilisés. Il est à noter que le sujet doit essayer de ne pas bouger durant toute la durée du test, ce qui s'avère être une des parties les plus délicates de l'opération.

Durant les essais, les corrections ont été imposées par des déplacements appliquées par le(s) capteur(s) 9 et/ou 10. Il est à noter que sur un être humain, la vitesse de chargement peut être légèrement plus rapide que pour le buste, le sujet étant moins rigide. Cependant, pour le confort de ce dernier, il est tout de même conseillé d'avancer les capteurs à une vitesse lente, qu'on peut estimer autour de 5mm/s (environ 10 secondes pour approcher le capteur en contact). Il faut identifier un compromis entre durée du test, désagréable et fatiguant pour le sujet, et vitesse de correction lente pour le protéger.

Toutes les étapes des tests décrites ci-dessus sont résumées dans le protocole expérimental présenté par la Figure 98.

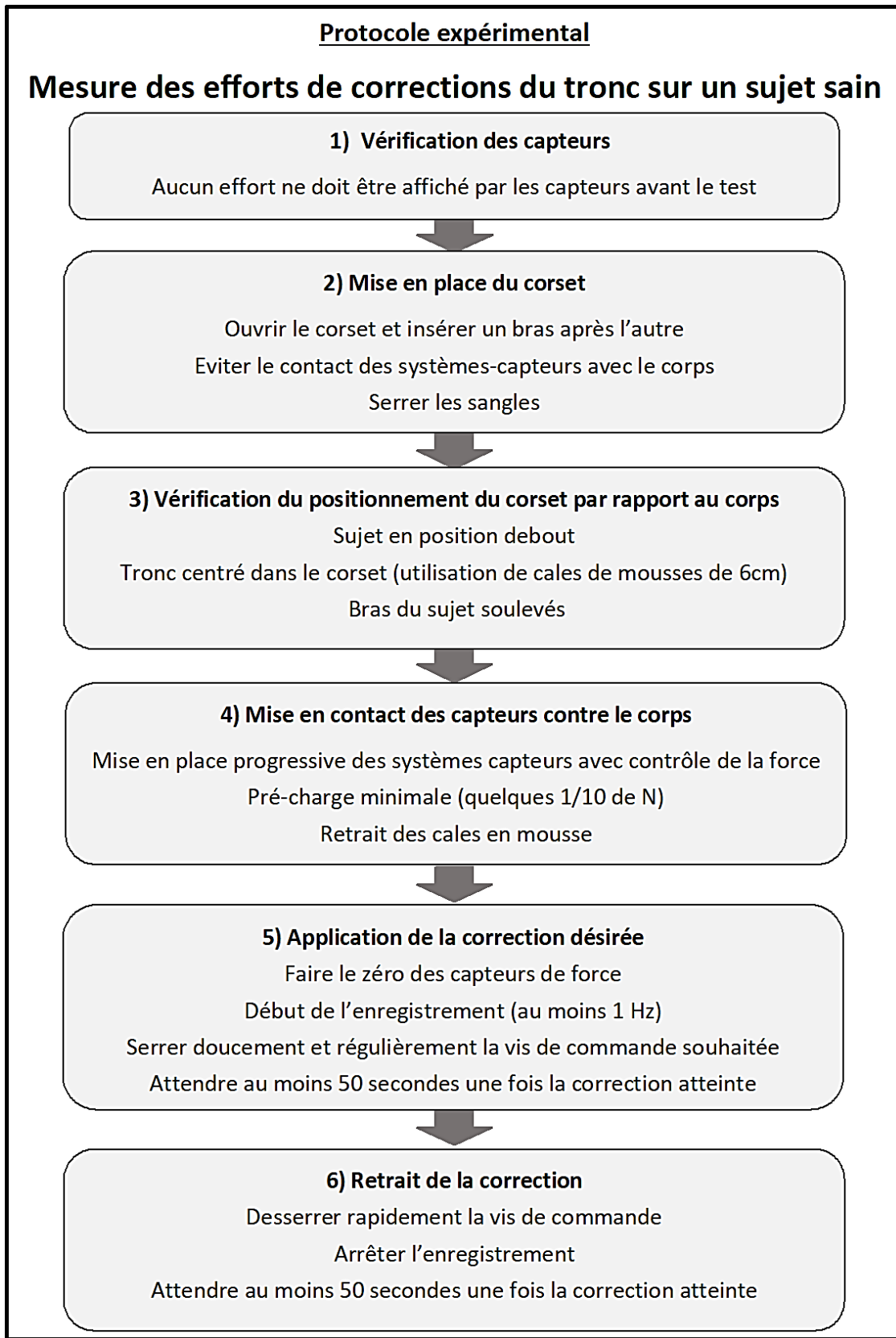


Figure 98 : Protocole expérimental de mesure des efforts de corrections du tronc sur un sujet sain

2.1.4 Tests réalisés

En suivant le protocole expérimental mis en place, deux tests ont été réalisés en utilisant les capteurs 1, 2, 5, 6 et 10 pour le premier et 1, 2, 5, 6, 9 et 10 pour le deuxième. Pour les deux expériences effectuées, trois niveaux de corrections successifs ont été appliqués.



Tests réalisés	Capteur utilisé	Correction totale (mm)
Test 1	9	30
	10	28
Test 2	10	28

Figure 99 : Tests réalisés sur le sujet sain

2.1.4.1 Test 1 : Cambrure symétrique

La première expérience sélectionnée a été d'imposer au sujet sain une cambrure symétrique du tronc telle qu'elle pourrait être imposée pour corriger une malformation de type "dos plat" de la colonne vertébrale d'un patient.

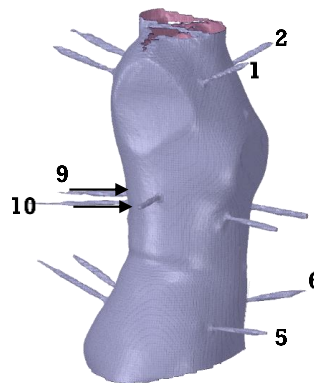


Figure 100: Capteurs utilisés pour le test1: cambrure symétrique

Pour ce test, trois niveaux de corrections ont été imposées successivement, par déplacements simultanés des systèmes-capteurs 9 et 10 : dorso-lombaire droite et dorso-lombaire gauche, qui sont symétriques par rapport au plan de symétrie du corps (YZ) (Figure 99 et Figure 100).

Les deux premiers niveaux de correction ont été identiquement appliqués par les deux systèmes-capteurs. Ils sont évalués à 10 mm par phase de déplacement. Quant à la troisième phase de correction, celle-ci est évaluée à 8mm pour le capteur 10 et 10mm pour le capteur 9. Le capteur 10 est en effet arrivé en fin de course avant d'avoir pu imposer le déplacement souhaité. Les valeurs imposées ont été vérifiées par des orthoprothésistes afin de ne pas blesser le sujet, et le ressenti du sujet, lui-même également orthoprothésiste, est pris en compte tout au long de l'application de la correction.

2.1.4.2 Test 2 : Cambrure dissymétrique

Pour le deuxième test, les corrections sont imposées uniquement par le capteur dorso-lombaire gauche 10 (Figure 99 et Figure 101). La correction a été imposée en trois phases : une première correction de 10mm, une pause de 50 secondes, une deuxième de 10mm suivie par une pause de 50 secondes, et une ultime correction de 6mm suivie d'une pause de 50 secondes, et du retrait de toute la correction. Cette correction impose une cambrure dissymétrique dans cette seconde expérience. Le capteur 10 est en effet situé à environ 50 mm à gauche de la colonne vertébrale du sujet.

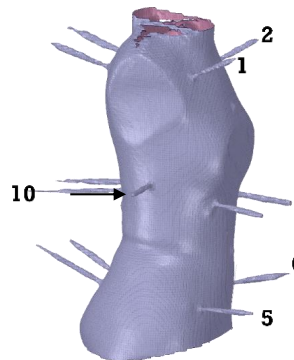


Figure 101: Capteurs utilisés pour le test2: cambrure dissymétrique

2.2 Résultats et discussions

2.2.1 Résultats du test 1

Les résultats obtenus pour le test de cambrure symétrique (poussée par les systèmes capteurs 9 et 10) présentent une estimation de l'ordre de grandeur des niveaux de forces au niveau de chaque système-capteur, pendant les applications successives des trois niveaux corrections.

La Figure 102 représente les courbes de la force estimée (les barres d'erreurs n'étant pas représentées) en fonction du temps pour les capteurs d'étude. La réponse du capteur 9 est présentée par la courbe en bleu foncé, le capteur 10 est celle en vert, le capteur 6 en orangé, le capteur 5 en gris, le capteur 2 en rouge et finalement le capteur 1 en bleu clair.

Dans la figure ci-dessous, on peut remarquer que les corrections imposées ne semblent pas tout à fait simultanées malgré les efforts des opérateurs pour charger à la même vitesse : les courbes bleue et verte des capteurs 9 et 10 sont en effet légèrement déphasées. Ce décalage pourrait être lié au fait que les deux corrections ne sont pas appliquées par la même personne. Une motorisation des systèmes capteurs pourraient à terme résoudre ce problème.

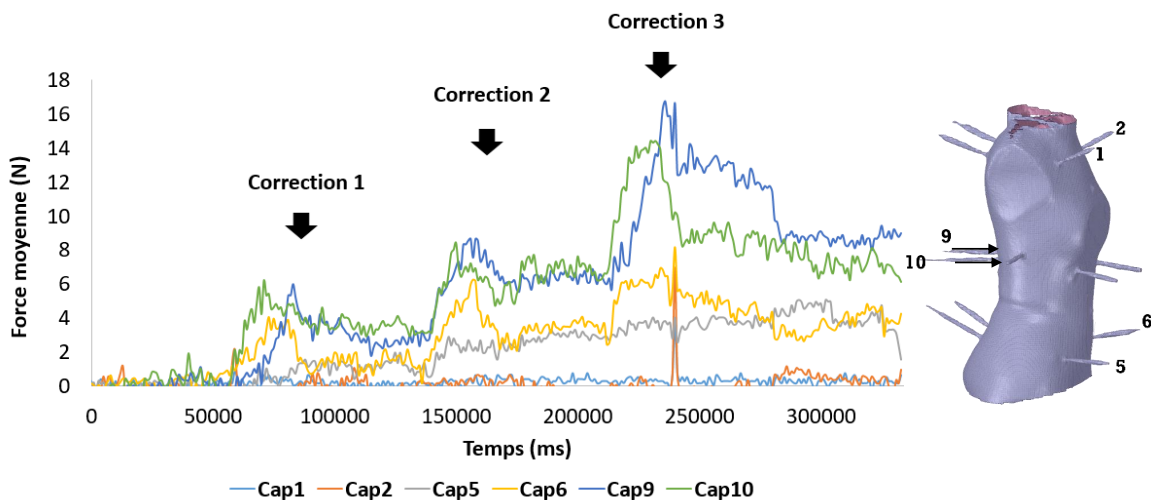


Figure 102 : Évolution de la force estimée au cours du temps durant tout le test

Le Tableau 24 résume les forces déterminées au niveau de chaque capteur pour les différentes corrections appliquées.

Tableau 24 : Forces estimées des capteurs pour les différentes corrections appliquées

Correction	Forces moyennes (N)					
	Capteur 1	Capteur 2	Capteur 5	Capteur 6	Capteur 9	Capteur 10
1	0,11	0,03	1,12	1,37	3,15	3,40
2	0,35	0,08	2,64	3,42	6,55	6,49
3	0,33	0,35	3,75	4,73	12,75	8,79

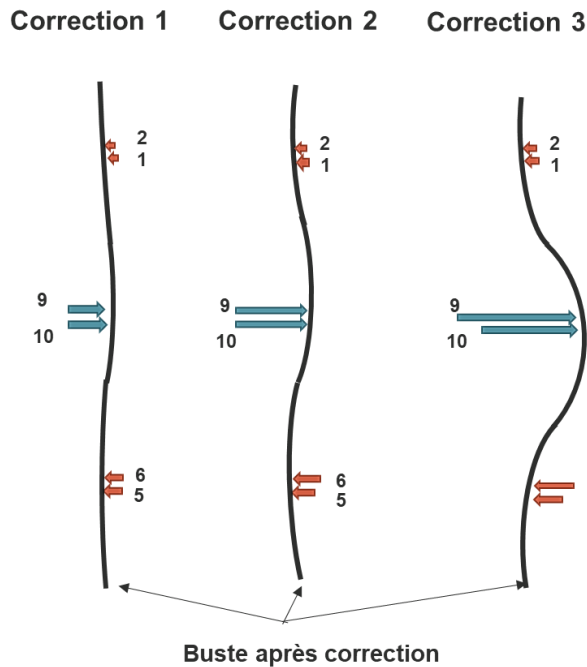


Figure 103: Représentation schématique du buste après chaque correction (test1)

Pour un premier niveau de correction de 10 mm, la force moyenne équivalente est évaluée au niveau du capteur 9 à 3,15N, celle évaluée au niveau du capteur 10 est de 3,4N (Figure 103). Cette correction a engendré des forces au niveau de la zone épine iliaque antéro-supérieure estimées par les capteurs 5 et 6 à 1,12 et 1,37N. Les efforts estimés au niveau de la zone sous-claviculaire par les capteurs 1 et 2 sont négligeables. Une interprétation de l'absence d'efforts mesurés dans la zone sous-claviculaire pourrait être qu'en appliquant un effort au niveau de la zone dorso-lombaire, le sujet semble avoir tendance à reculer les épaules par une réaction biologique naturelle. A ce stade, il apparaît qu'il aurait pu être pertinent de monter les capteurs de la zone scapula omoplates (7 et 8). Il est en effet probable que les systèmes capteurs 1 et 2 ne soient plus en contact avec la peau du sujet, par le recul des épaules, et il aurait été intéressant d'évaluer l'effort engendré par ce recul.

Lors de l'application du deuxième niveau correction de 10 mm supplémentaires, les niveaux d'augmentation des forces sont cohérents avec ceux évalués lors de la première phase de correction, à l'exception du signal évalué par le capteur 6 qui lui présente une augmentation légèrement supérieure à celle mesurée lors de l'application des 10 premiers mm de correction. Les valeurs d'efforts mesurés semblent cohérentes par couples de capteurs symétrique. Il est à noter que pour des valeurs de correction non négligeable (20 mm d'avancée de la zone dorso lombaire par rapport à l'épine iliaque), les efforts évalués par les capteurs sont relativement faibles : 6N pour les deux points de pression, et 3N relevés dans les points fixes de la zone iliaque antérieure. Ces premières valeurs permettent d'estimer la raideur de la colonne vertébrale entre ces deux zones, malgré des systèmes capteurs que l'on sait perfectibles. La zone sous claviculaire est toujours désactivée : les efforts mesurés par les systèmes capteurs 1 et 2 sont toujours négligeables, et les zones sous-claviculaires sont probablement décollées des systèmes capteurs.

La troisième phase de correction présente les mêmes caractéristiques, mais on peut noter une évolution plus rapide de la force mesurée par les deux systèmes d'application de la correction. La colonne vertébrale du sujet présente donc un comportement non linéaire en flexion pour cette plage de correction assez importante (jusqu'à 30mm). Il est à noter une dissymétrie des valeurs relevées sur les deux points d'application. Cette dissymétrie est en partie liée à la légère dissymétrie du déplacement total imposé (30 mm pour le système capteur 9 et 28 mm pour le système capteur 10), mais probablement aussi par une dissymétrie de la réponse naturelle du corps humain.

Toutes les valeurs d'efforts citées précédemment sont des valeurs approchées, à cause des difficultés présentées dans la partie étalonnage des capteurs du chapitre précédent. Il a en effet été montré que l'ensemble système-capteur conçu au cours de ce travail présente un comportement non-linéaire en décharge, mais surtout une boucle d'hystérésis lors des cycles charge-décharge, qui mène à une mauvaise connaissance de la valeur de l'effort correspondant à un niveau de signal électronique mesuré. À ce stade de notre étude et tant que de nouveaux systèmes capteurs ne sont pas disponibles, nous pouvons fournir une plage de valeurs de la force mesurée, en utilisant les valeurs minimales et maximales de force identifiées pour chaque niveau de signal électronique mesuré. Afin d'être complets dans la présentation des résultats, les valeurs maximales, minimales et moyenne (moyenne des mini et maxi) sont fournies pour l'ensemble des capteurs par Figure 104 et Figure 105.

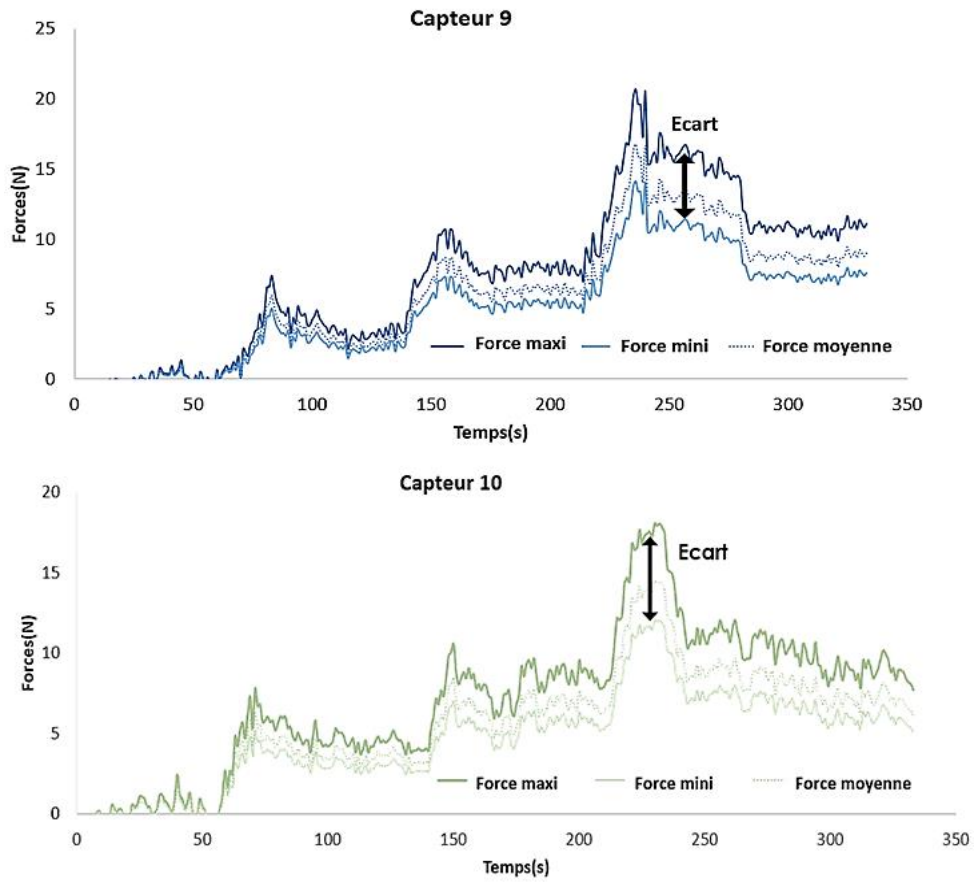


Figure 104 : Réponse des capteurs d'application de la correction 9 et 10

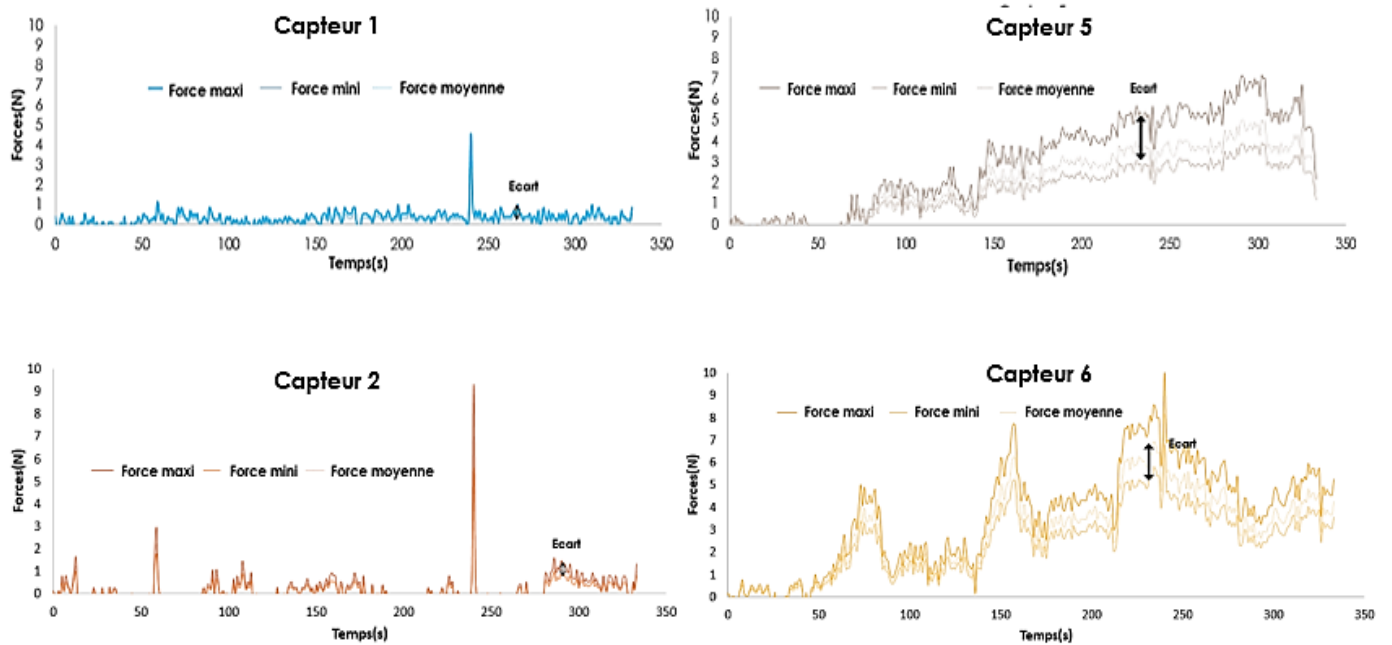


Figure 105 : Réponse des capteurs 1, 2, 5 et 6

Les efforts pour la correction maximale sont ainsi compris entre 10,7 et 15,7N pour le capteur 9, et entre 7,3 et 11N pour le capteur 10. Si ces étendues de plages de valeur sont trop importantes pour être satisfaisantes et doivent être réduites à l'avenir, il est cependant à noter que ce premier essai est malgré tout un succès. En effet, malgré le coté perfectible de ce premier prototype de corset instrumenté, il a été démontré dans cette étude qu'il est possible d'habiller un sujet avec un corset instrumenté, d'appliquer une correction non seulement connue mais choisie par l'opérateur parmi une grande variété de corrections possibles, et de déterminer les niveaux d'efforts associés à la correction sélectionnée.

De plus, il a été démontré lors de l'essai sur buste que lors de l'application de ce type de correction, les capteurs dans la zone iliaque donnent des résultats très cohérents avec les valeurs attendues malgré la somme de problèmes décrite précédemment. En effet, lors des essais sur buste de mannequin, les capteurs qui divergeaient entre signal attendu et signal mesuré étaient ceux qui ne mesurent rien lors de l'essai sur sujet sain. La valeur des efforts mesurés dans les zones dorso lombaire et épine iliaque semble donc présenter un certain niveau de confiance pour les deux essais présentés ici.

La Figure 106 est une représentation résumant les résultats obtenus au cours de cette expérience. Elle représente la force estimée (valeur centrale de la plage de valeur) pour chacun des capteurs utilisés par une distance à l'hexagone central. Chaque niveau de correction est représenté par une courbe fermée de couleur (bleu puis orange puis gris).

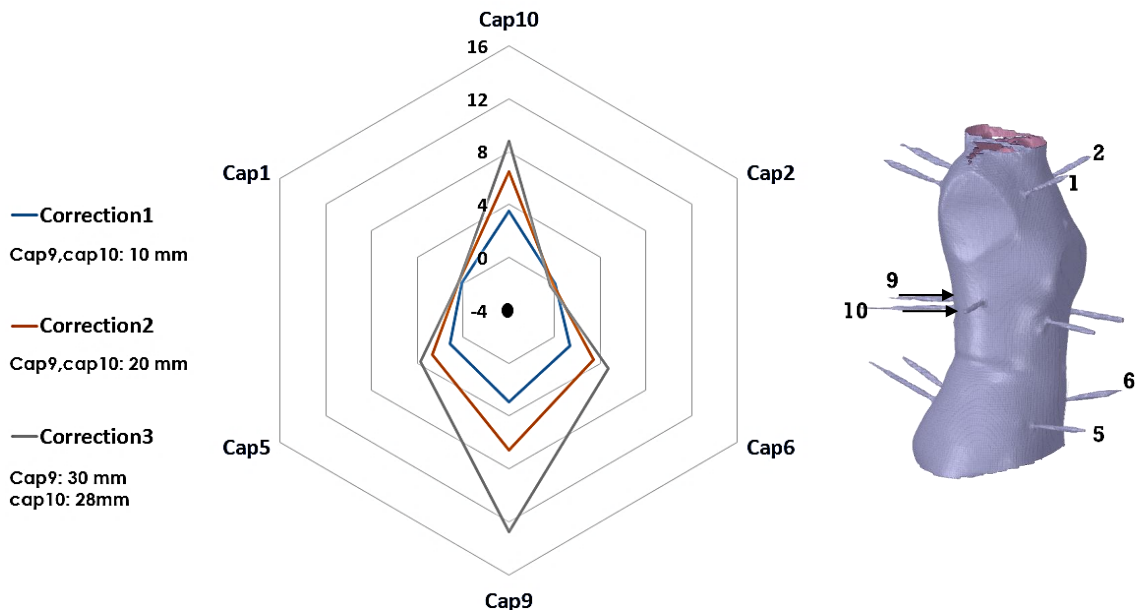


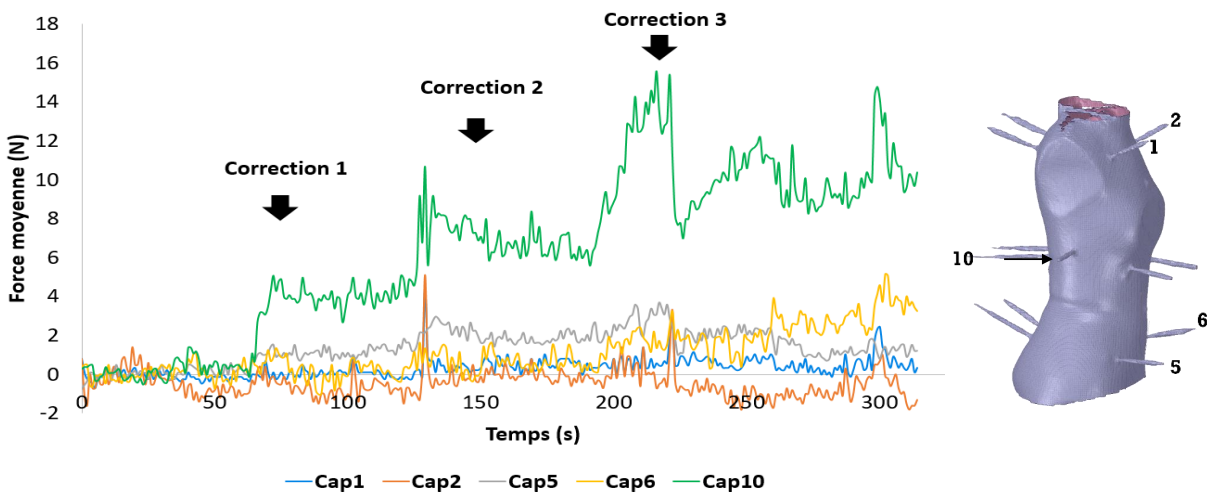
Figure 106 : Variation de la force moyenne en fonction de la correction appliquée dans chaque capteur

Sur cette représentation, on note dans un premier temps l'absence de signal mesuré par les capteurs sous claviculaires. L'évolution des signaux des capteurs 5 et 6 (zone iliaque antérieure) semble régulière vers l'extérieure, là où l'évolution des forces mesurées sur les points d'application de la correction semble de son côté non proportionnel au déplacement imposé, surtout pour le capteur 9. La dissymétrie finale entre le capteur 9 et 10 apparaît clairement sur cette figure.

2.2.2 Résultats du test 2

Les résultats obtenus pour le test de cambrure dissymétrique permettent de déterminer une plage de forces pour chaque capteur suite aux trois corrections successives appliquées par le capteur 10.

La Figure 107 représente les courbes de la force moyenne estimée en fonction du temps pour les capteurs d'étude. La réponse du capteur 10 est présentée par la courbe en vert, le capteur 6 en jaune, le capteur 5 en gris, le capteur 2 en orangé et finalement le capteur 1 en bleu clair.



Le Tableau 25 résume les forces estimées déterminées au niveau de chaque système-capteur pour les différentes corrections appliquées.

Tableau 25 : Forces estimées des capteurs pour les différentes corrections appliquées

Correction	Forces moyennes (N)				
	Capteur 1	Capteur 2	Capteur 5	Capteur 6	Capteur 10
1	0,08	0,08	1,15	0,03	3,99
2	0,44	0,43	1,84	0,60	6,95
3	0,50	0,65	1,94	2,04	10,13

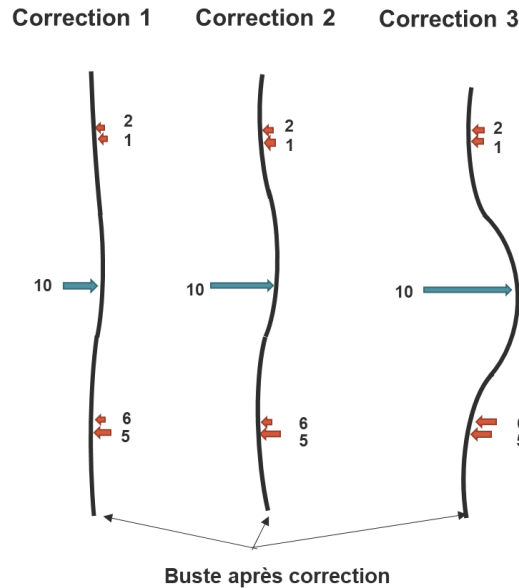


Figure 108: Représentation schématique du buste après chaque correction (test2)

Pour un premier niveau de correction de 10 mm, la force moyenne équivalente est évaluée au niveau du capteur 10 est de 3,9 N (Figure 108). Cette correction a engendré des forces au niveau de la zone épine iliaque antéro supérieure estimées par les capteurs 5 et 6 à 1,15 et 0,03 N. Les efforts estimés au niveau de la zone sous claviculaire par les capteurs 1 et 2 sont négligeables. De plus, on peut remarquer que lors de l'essai, le capteur 5 dans la zone iliaque droite donne des résultats cohérents en terme de mesures vu la position de ce capteur qui est légèrement symétrique par rapport au capteur d'application de la correction (10). Contrairement au capteur 6 dans la zone iliaque gauche qui présente des résultats incohérents. En effet, lors des deux premières corrections les efforts déterminés sont négligeables (0,03 et 0,6 N). Pour la troisième correction, une augmentation de l'effort (2,04 N) a été remarquée. Ceci peut être expliqué par le fait que lors de la troisième correction, le sujet a bougé involontairement. Comme pour le premier essai, et afin d'être complet dans la présentation des résultats, les valeurs maximales, minimales et moyennes sont fournies.

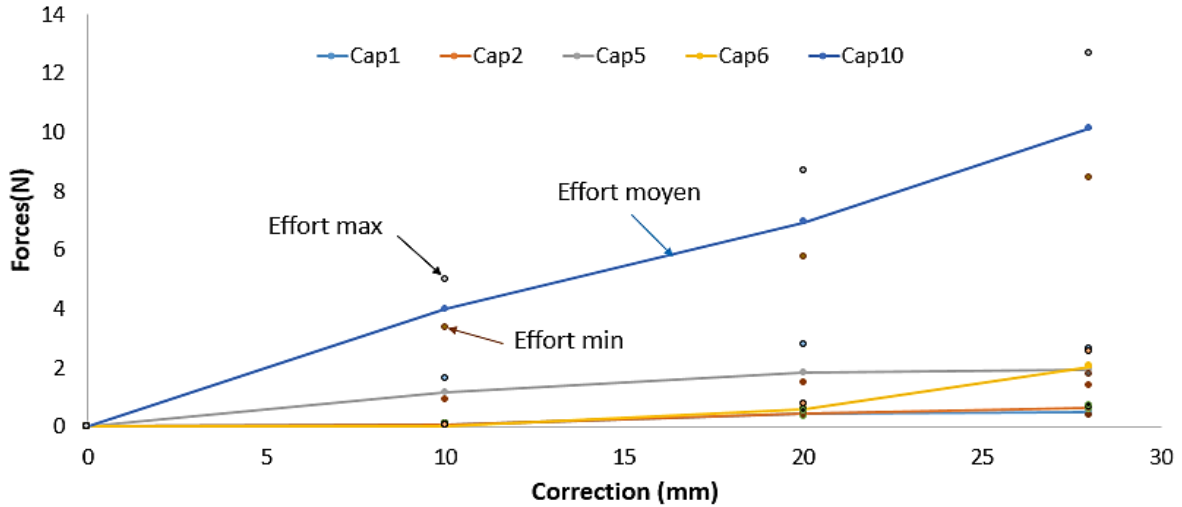


Figure 109 : Réponse des capteurs pour chaque correction

La Figure 109 présente les résultats obtenus pour les différents capteurs pour chaque correction. Les efforts pour la correction maximale sont ainsi compris entre 8,4 et 12,6 N pour le capteur 10, entre 1,74 et 2,55 N pour le capteur 6 et entre 1,39 2,6 N pour le capteur 5. Ces écarts doivent être réduits à terme pour avoir des résultats plus satisfaisant malgré l'originalité du dispositif développé à fournir des données de forces pour des corrections bien définies.

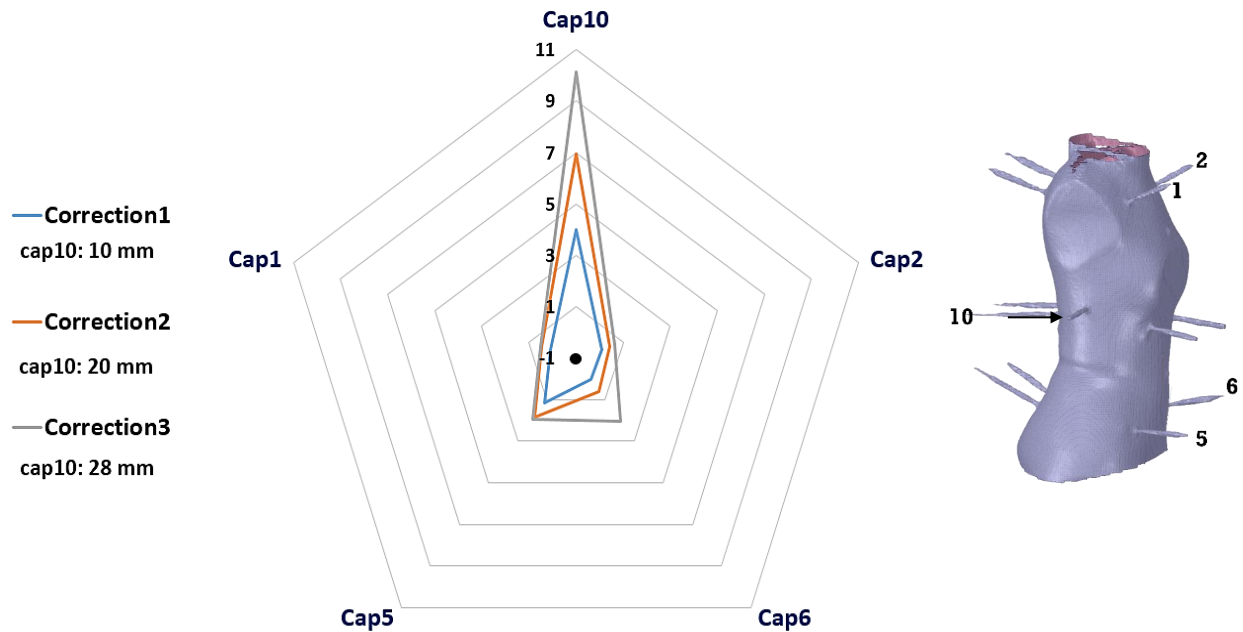


Figure 110 : Variation de la force moyenne en fonction de la correction appliquée dans chaque capteur

La Figure 110 est une représentation résumant les résultats obtenus au cours de cette expérience. Elle représente la force estimée pour chacun des capteurs utilisés par une

distance à l'hexagone central. Chaque niveau de correction est représenté par une courbe fermée de couleur (bleu puis orange puis gris).

Sur cette représentation, on remarque dans un premier temps, comme pour le premier essai, l'absence de signal mesuré par les capteurs sous claviculaires. L'évolution de signal de capteurs 5 (zone iliaque antérieure droite) semble régulière vers l'extérieure. Alors que celle de capteur 6 (zone iliaque antérieure gauche) est irrégulière. Une évolution importante du signal a été remarquée pour la troisième correction.

3 Conclusion

Ce chapitre de thèse permet de démontrer la faisabilité d'un dispositif développé pour mesurer les efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose. Une étude de validation du système développé a été mise en place par des premiers tests effectués sur un buste de mannequin. Cet essai de validation nous a permis de mettre en place un protocole expérimental applicable également pour les tests avec un sujet sain. Il nous a permis aussi de confirmer la faisabilité de mesures continues d'effort pendant la phase d'application de la correction. Par la suite, une campagne d'essais a été réalisé sur un sujet sain afin de déterminer les efforts en fonction des corrections appliquées.

Malgré le défaut de précision des systèmes-capteurs, nous avons pu démontrer que la procédure fonctionne et nous sommes capables de donner un ordre de grandeur de force à appliquer pour une correction donnée de 30 mm de déplacement relatif de la zone dorso-lombaire par rapport aux omoplates et à la zone iliaque. À nos connaissances, ce dispositif développé est le premier à mesurer les valeurs de forces de correction avec un corset de scoliose, en lien avec le niveau de correction imposé. Ce dispositif pourra être exploitable si la précision des mesures sera améliorée. Aussi les trois composantes des forces doivent être identifiées en chaque point. Il faut notamment préconiser des changements au niveau du dispositif tels que des capteurs plus précis, système-capteur repensé ou encore des épaules instrumentées.

Conclusion générale et perspectives

Les premières orthèses connues datent de 2000 ans avant notre ère. Depuis, elles ont beaucoup évolué mais leur finalité reste la même, c'est-à-dire, améliorer la qualité de vie des patients présentant des déficiences articulaires : en soutenant la correction de l'alignement, en rétablissant la mobilité, en assurant la protection, l'immobilisation et la stabilisation des membres.

Au cours de dernières décennies, depuis que les chercheurs ont commencé à explorer des méthodes pour les créer, les orthèses sont passées de dispositifs de recherche complexes à des produits presque commercialisés. Et si de nombreux défis liés à leur développement restent encore à relever, les progrès dans le domaine ont été énormes. Idéalement, ces dispositifs devraient être personnalisés pour chaque patient pour améliorer le confort et les performances. Certes les coûts de production sont l'une des principales contraintes pour la production d'orthèses personnalisées. Mais la compréhension des phénomènes mécaniques qui entrent en jeu restera le principal défi, afin de fournir le dispositif le mieux adapté à un patient (orthèse patient-spécifique). Et c'est dans ce cadre-là que j'ai situé mon travail de thèse dont l'objectif principal est de fournir des mesures biomécaniques par le développement de nouveaux dispositifs de mesures fiables et précis pour l'aide à la conception des orthèses articulaires patient-spécifiques. Comme il est plus facile d'étudier un système à un seul degré de liberté qu'un système à plusieurs degrés de liberté, nous avons choisi de travailler d'abord sur un système simple tel que le doigt pour finir avec un système complexe tel que le tronc. Les travaux de thèse sont donc divisés essentiellement en deux grandes parties : mesures biomécaniques du doigt et mesures biomécaniques du tronc.

Dans un premier temps, nous avons passé en revue les différents dispositifs de mesure des forces et/ou des moments de flexion dans les articulations en s'intéressant uniquement aux articulations à 1 seul degré de liberté avec le mouvement de flexion/extension d'un doigt. Ce qui nous a permis de prendre conscience de leurs limitations en ce qui concerne la précision des mesures, le manque d'informations, le mode d'emploi ou encore le coût. C'est alors la raison pour laquelle nous avons conçu un dispositif qui mesure le moment de flexion maximal au niveau de l'articulation interphalangienne proximale (IPP) du doigt dans différentes positions angulaires allant de la position de repos vers la limite articulaire. Ensuite,

nous sommes passés au développement du dispositif de mesure des moments de flexion maximaux dans l'articulation IPP.

Tout d'abord, nous avons effectué une étude de conception en commençant par l'analyse fonctionnelle afin de déterminer le cahier des charges fonctionnel de notre système expérimental, ce qui nous a permis par la suite de définir des critères objectifs et avoir une idée des besoins essentiels à satisfaire. En se basant sur le cahier des charges, nous avons conçu notre système expérimental. Nous avons démontré la faisabilité d'un système expérimental simple, économique et fournissant des résultats robustes, en terme d'effort ; de moment, d'angle de flexion, via notamment l'identification du centre de rotation réel de chaque sujet d'étude. Un protocole expérimental précis a été défini suite aux premiers tests, afin de pouvoir par la suite mener des études systématiques et répétables sur une population de sujets sains. Ainsi, nous avons effectué des tests sur 30 sujets sains. Nous avons montré que le moment de flexion maximal dépend à la fois des spécifications du sujet et de l'angle du PIP, de la morphologie, du sexe, de l'âge, de la fatigue et de la psychologie de l'individu au moment de la mesure. Il est donc spécifique à chaque sujet, d'où le terme « patient-spécifique ». Et grâce à la méthode statistique ACP, nous avons pu mettre en place un outil algorithmique qui servira à filtrer les bruits des mesures prises par le concepteur de l'orthèse patient-spécifique.

Dans un second temps, nous nous sommes intéressés à l'étude des forces de corrections imposées par un corset sur le tronc d'un sujet scoliotique en lien avec la valeur de la correction appliquée. En effet, les complexités de la mécanique vertébrale posent de nombreux défis pour la fabrication d'orthèses tant en termes d'effet thérapeutique que de confort. Les avancées dans notre compréhension de la biomécanique et des fonctions de la colonne vertébrale contribueront à promouvoir des changements spécifiques dans la conception de l'orthèse qui permet un bénéfice thérapeutique maximal de la manière la moins restrictive. Soutenir ou immobiliser la colonne vertébrale, malgré les avantages, peut souvent créer des problèmes pénibles chez les patients, tels que des conflits douloureux sur leurs tissus mous, une apparence sociale compromise ou des obstacles gênants à leurs mouvements quotidiens. Toute information doit être utile et informative afin d'aider le clinicien dans l'objectif d'une prise en charge optimale des affections de la colonne vertébrale.

D'abord, nous avons passé en revue les différentes méthodes expérimentales de mesures des efforts au niveau du tronc. Nous avons pu conclure, qu'à notre connaissance,

aucune étude n'a permis de mesurer les valeurs de forces de correction avec un corset de scoliose en lien avec le niveau de correction imposé. C'est dans cet esprit que nous avons essayé de compléter, les informations existantes dans la littérature en développant un dispositif expérimental de mesure des efforts de correction du tronc avec un corset de scoliose, en lien avec la valeur effective de correction imposée. Le dispositif que nous avons développé, dont la conception est inspirée du premier système de doigt, est basé sur 14 capteurs répartis de manière réfléchie et symétrique afin de caractériser les différentes sollicitations possibles dans les essais expérimentaux. Nous avons proposé une méthodologie de détermination de l'orientation des capteurs à l'aide d'un scanner optique pour déterminer les orientations des vecteurs forces. Ensuite, une méthodologie de calibration des capteurs dans le corset était nécessaire. Celle-ci a mis en évidence que l'ensemble capteur + support doit être adapté afin d'améliorer la procédure et la répétabilité des mesures. Suite à la validation de ce dispositif expérimental sur un sujet sain, nous avons démontré que la procédure fonctionne et que nous sommes capables de donner un ordre de grandeur de force à appliquer pour une correction donnée de 30 mm de déplacement relatif de la zone dorso-lombaire par rapport aux omoplates et à la zone iliaque. Le dispositif conçu est capable alors de donner un ordre de grandeur de force cependant, les erreurs engendrées par les capteurs utilisés limitent la fiabilité du système. Dans le but d'améliorer la précision des mesures, je préconise plusieurs changements pour le système : Il faut tout d'abord changer les capteurs par d'autres plus précis tel que les jauges de déformation. Le système-capteur doit être par la suite repensé puisqu'il a été conçu par rapport aux dimensions et fonctionnement du capteur. Instrumenter l'épaule pour avoir toutes les informations nécessaires pour déterminer la force de correction du tronc avec le corset de scoliose. Enfin, valider la répétitivité de l'expérience pour avoir des mesures plus précises.

A terme, nos mesures biomécaniques seront utilisées comme données d'entrée dans la modélisation numérique de l'orthèse afin de déterminer ses propriétés mécaniques et le choix de matériau adéquat.

Références

- [1] J. Chalfoun, E. Massemejean, B. Mouhamed, F. B. Ouezdou, R. Younès, «Anatomie de la main et relation tendon couple articulaire,» chez *Congrès International de Modélisation Numérique Appliquée (CIMNA)*, Beyrouth, Liban, 2003.
- [2] E. Roulot, «Les maladies de la main et du poignet,» [En ligne]. Available: <https://eric-roulot.com/maladies-de-la-main-et-du-poignet/>.
- [3] Cours IFSI, Orthopédie-Traumatologie, «Anatomie du squelette,» 11 Août 2019. [En ligne]. Available: <https://www.soins-infirmiers.com/discipline/orthopedie-traumatologie/anatomie-du-squelette>.
- [4] G. Versier, «Biomécanique de la main,» Service de chirurgie orthopédique, Hia Begin 94160 Saint-Mande, 2011.
- [5] F. Hernoux, Conception et évaluation d'un système transparent de capture de mouvements des mains pour l'interaction 3D temps réel en environnements virtuels, Paris, France: École doctorale n°432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur, Déc. 2011.
- [6] C. Kénési, «Les articulations interphalangiennes des doigts,» *Anatomia Clinica*, vol. 3, pp. 39-47, 1981.
- [7] Nicard, Quentin, «Passeport santé,» Juillet 2016. [En ligne]. Available: <https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx?doc=doigt>.
- [8] R. Younès, S. Fayyad, F. B. Ouezdou, «Modèle biomécanique pour les muscles et les tendons de l'index humain,» *Science, Biologie, Kinésologie*, pp. 1-7, 2018.
- [9] E. N. Marieb, Anatomie et physiologie humaines, 3 éd., St. Laurent (QC): Renouveau Pédagogique Inc., 2004.

- [10] C. Nnadi, J. Fairbank, «Scoliosis: a review,» *Paediatrics and Child Health*, vol. 20, pp. 2015-220, 2010.
- [11] W. P. Bunnell, L. A. Piermattie, «When does scoliosis need referral?,» *Patient Care*, vol. 21, pp. 53-60, 1987.
- [12] J. T. Meranda, «Evaluation and management of idiopathic scoliosis,» *Physician Assitant*, pp. 99-112, 1989.
- [13] M. F. O'Brien, T. R. Kuklo, K. M. Blanke, L. G. Lenke, Spinal Deformity Study Group: Radiographic Measurement Manual, Medtronic Sofamor Danek USA, Inc., 2008.
- [14] C. Israel, «Les orthèses,» [En ligne]. Available: https://streaming-canal-u.fmsch.fr/vod/media/canalu/documents/cutms/50.me.semaine.m.dicale.de.lorraine.nancy.2015.les.orth.ses_20647/orthes.et.attelles.israel.pdf.
- [15] H. Tourniaire, Les orthèses dynamiques des interphalangiennes proximales, Université J. Fourier, Grenoble, France: D.I.U, Rééducation et appareillage de la main, 2001.
- [16] H. Dorfmann, J. Dubousset, Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte, Paris, France: Elsevier, 2004.
- [17] J. Cottalorda, R. Kohler, C. Garin, P. Lecante, «Orthopedic treatment of scoliosis: new technique using impression by optic procedure,» *Archives de pédiatrie : organe officiel de la Société française de pédiatrie*, vol. 4(5), pp. 464-467, Mai 1997.
- [18] D. Fort, «Appareillage des déformations rachidiennes,» Cofemer, Université Henri Poincaré, Nancy, France, Avril 2006.
- [19] A-V. Bruyneel, P. Chavet, S. Mesure, «Corset et scoliose idiopathique de l'adolescence,» *Kinésithérapie la Revue*, vol. 8, pp. 80-81, Sep. 2008.
- [20] J. D. Kennedy, C. F. Robertson, I. Hudson, «Effect of bracing on respiratory mechanics in mild idiopathic scoliosis,» *Thorax*, pp. 548-553, 1989.

- [21] Blount, P. Walter, Schmidt, «Making the Milwaukee Brace,» *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 40, pp. 526-624, 1958.
- [22] J. Chêneau, H. H. Matthiass, J. Gaubert, «Premiers résultats du traitement de la scoliose idiopathique par lecorset CTM,» chez *Entretiens de Bichat, Journées de rééducation*, Paris, 1985.
- [23] Gabos, G. Peter, A. John, «Long-Term Follow-up of Female Patients with Idiopathic Scoliosis Treated with the Wilmington Orthosis,» *The journal of bone and joint surgery*, vol. 86, pp. 1891-1899, 2004.
- [24] C. J. Goldberg, F. E. Dowling, J. E. Hall, «A statistical comparison between natural history of idiopathic scoliosis and brace treatment in skeletally immature adolescent girls,» *Europe PMC*, vol. 18, pp. 902-908, 1993.
- [25] V. Vachon, «Efficacité du Corset Dynamique de Correction \$pineCor pour le traitement conservateur de la scoliose idiopathique de l'adolescent,» Université de Montréal, Montréal, 2006.
- [26] X. Li, R. Wen, Z. Shen, Z. Wang, K. D. K. Luk, Y. Hu, «A Wearable Detector for Simultaneous Finger Joint Motion Measurement,» *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 12(3), pp. 644-654, Juin 2018.
- [27] G. Saggio, S. Bocchetti, C. A. Pinto, G. Orengo, F. Giannini, «A novel application method for wearable bend sensors,» chez *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies*, Déc. 2009.
- [28] L. C. Miller, R. Ruiz-Torres, A. H. Stienen, J. P. Dewald, «A wrist and finger force sensor module for use during movements of the upper limb in chronic hemiparetic stroke,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56(9), pp. 2312-2317, Sep. 2009.
- [29] A. Ikeda, Y. Kurita, T. Ogasawara, «A tendon skeletal finger model for evaluation of pinching effort,» chez *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, St. Louis, MO, USA, Oct. 2009.

- [30] K. Makino, N. Sato, K. Fujita, T. Kanagawa, M. Miyamamoto, T. Sasaki, H. Haro, Y. Kondo, H. Terada, «Development of a Dynamometer to Measure Grip Strength of Each Finger,» chez *IEEE 27th International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*, Cairns, QLD, Australia, Juin 2018.
- [31] K. Hyeon-Min, Y. Jounghwon, S. Hee-Suk, K. Gab-Soon, «Development of cylindrical-type finger force measuring system using force sensors and its characteristics evaluation,» *Mechanical Systems and Signal Processing*, vol. 27, pp. 513-522, Fév. 2012.
- [32] T. Keller, M.R. Popovic, M. Ammann, C. Andereggen, C. Dumont, «A System For Measuring Finger Forces During Grasping,» chez *Proceedings of IFESS*, Aalborg, Denmark, Août 2000.
- [33] Károly János Bretz, Ákos Jobbágy, Károly Bretz, «Force measurement of hand and fingers,» *Biomechanica Hungarica*, vol. III(1), pp. 61-66, Avril 2010.
- [34] K. L. Kilgore, R. T. Lauer, P. H. Peckham, «A transducer for the measurement of finger joint moments,» *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6(4), pp. 424-429, Déc. 1998.
- [35] P. Heo, S. J. Kim, J. Kim, «Powered finger exoskeleton having partially open fingerpad for flexion force assistance,» chez *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Wollongong, NSW, Australia, Juil. 2013.
- [36] A. H. A. Stienen, T. S. Moulton, L. C. Miller, J. P. A. Dewald, «Wrist and Finger Torque Sensor for the quantification of upper limb motor impairments following brain injury,» chez *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland, Juin-Juil. 2011.
- [37] R. F. Kirsch, A. M. Acosta, E. J. Perreault, M. W. Keith, «Measurement of isometric elbow and shoulder moments: position-dependent strength of posterior deltoid-to-triceps muscle tendon transfer in tetraplegia,» *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 4(4), pp. 403-409, Déc. 1996.

- [38] R. S. McGinnis, S. Patel, I. Silva, N. Mahadevan, S. DiCristofaro, E. Jortberg, M. Ceruolo, A. J. Aranyosi, «Skin mounted accelerometer system for measuring knee range of motion,» chez *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Août 2016.
- [39] D. Crescini, E. Sardini, M. Serpelloni, «An Autonomous Sensor for Force Measurements in Human Knee Implants,» *Procedia Chemistry*, vol. 1(1), pp. 718-721, Sep. 2009.
- [40] R. Singh, H. Singh, A. Godiyal, «Wearable knee joint angle measurement system based on force sensitive resistors,» chez *IEEE Long Island Systems, Applications and Technology Conference (LISAT)*, Farmingdale State College, USA, Mai 2018.
- [41] L. Saccares, A. Brygo, I. Sarakoglou, N. G. Tsagarakis, «A novel human effort estimation method for knee assistive exoskeletons,» chez *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, London, GB, Juil. 2017.
- [42] G. Azémar, *L'homme asymétrique*, Paris: CNRS Editions, 2003.
- [43] M. A. Tarnopolsky, W. H. M. Saris, «Evaluation of gender differences in physiology: an introduction,» *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, vol. 4, pp. 489-492, Avr. 2001.
- [44] K. Pearson, «On Lines and Planes of Closest Fit to Systems of Points in Space,» *Philosophical Magazine, Series 6*, vol. 2(11), pp. 559-572, 1901.
- [45] H. Hotelling, «Analysis of a Complex of Statistical Variables into Principal Components,» *Journal of Educational Psychology*, vol. 24(6&7), pp. 417-441 & 498-520, 1933.
- [46] I. T. Jolliffe, *Principal Component Analysis*, New York, USA: Springer-Verlag, 2002.

- [47] M. Kovtun, «PCA in Finance: Friendly Introduction to Main Linear Technique for Dimensionality Reduction,» Perfectial, [En ligne]. Available: <https://perfectial.com/blog/pca-in-finance/>.
- [48] D. Berner, «Size correction in biology: how reliable are approaches based on (common) principal component analysis?,» *Oecologia*, vol. 166, pp. 961-971, 2011.
- [49] S. Norena, «PCA (Principal Components Analysis) applied to images of faces,» Avril 2018. [En ligne]. Available: <https://medium.com/@sebastiannorena/pca-principal-components-analysis-applied-to-images-of-faces-d2fc2c083371>.
- [50] J. Shlens, «A tutorial on Principal Component Analysis: Derivation, Discussion and Singular Value Decomposition,» *Princeton University*, vol. 1, pp. 1-16, Mars 2003.
- [51] M. Sewell, «Principal Component Analysis,» *University College London*, Août 2008.
- [52] K. A. Yeomans, P. A. Golder, «The Guttman-Kaiser Criterion as a Predictor of the Number of Common Factors,» *The Statistician*, vol. 31(3), pp. 221-229, 1982.
- [53] J. M. Mac-Thiong, Y. Petit, C. E. Aubin, S. Delorme, J. Dansereau, H. Labelle, «Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces,» *Spine*, vol. 29(1), pp. 26-32, Jan. 2004.
- [54] C. E. Aubin, H. Labelle, A. Ruszkowski, Y. Petit, D. Gignac, J. Joncas, J. Dansereau, «Variability of strap tension in brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis,» *Spine*, vol. 24(4), pp. 349-354, Fév. 1999.
- [55] J. A. A. M. van den Hout, L. W. van Rhijn, R. J. H. van den Munckhof, A. van Ooy, «Interface corrective force measurements in Boston brace treatment,» *European Spine Journal*, vol. 11(4), pp. 332-335, Août 2002.

- [56] V. M. Pham, A. Houilliez, A. Schill, A. Carpentier, B. Herbaux, A. Thevenon, «Study of the pressures applied by a Chêneau brace for correction of adolescent idiopathic scoliosis,» *Prosthetics & Orthotics International*, vol. 32(3), pp. 345-355, Sep. 2008.
- [57] I. Loukos, C. Zachariou, C. Nikolopoulos, D. Korres, N. Efstathopoulos, «Analysis of the corrective forces exerted by a dynamic derotation brace (DDB),» *Prosthetics & Orthotics International*, vol. 35(4), pp. 365-372, Sep. 2011.
- [58] T. Babaei, M. Kamyab, A. Ahmadi, M. A. Sanjari, M. S. Ganjavian, «Measurement of Milwaukee Brace Pad Pressure in Adolescent Round Back Deformity Treatment,» *Asian Spine Journal*, vol. 11(4), pp. 627-633, Août 2017.
- [59] C. L. Chung, D. M. Kelly, J. R. Steele, D. J. DiAngelo, «A mechanical analog thoracolumbar spine model for the evaluation of scoliosis bracing technology,» *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, vol. 5, pp. 1-9, Déc. 2018.
- [60] D. Visser, D. Xue, J. L. Ronsky, J. Harder, R. F. Zernicke, «Computer-aided optimal design of custom scoliosis braces considering clinical and patient evaluations,» *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 107(3), pp. 478-489, Sep. 2012.
- [61] «UMAP vs ACP vs Parcoursup,» [En ligne]. Available: <https://data.nozav.org/post/2019-umap-vs-acp-vs-parcoursup/>.
- [62] J. Neto, «Principal Component Analysis,» Déc. 2013. [En ligne]. Available: <http://www.di.fc.ul.pt/~jpn/r/pca/pca.html>.

Annexe 1

Force

Une force est une action qui est tentée de causer ou cause un mouvement ou un changement de mouvement. La force est représentée par un vecteur (flèche) définissant :

- Sa direction (axe)
- Son point d'application (O : origine)
- Son sens (flèche)
- Son intensité (longueur)

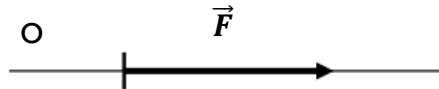


Figure 111: Représentation schématique d'une force

Lorsque l'on étudie une posture d'équilibre, ou un mouvement, il convient de définir précisément le système étudié ainsi que les forces en présence. Quel que soit le système, les forces sont classées en forces externes ou internes. Ces dernières peuvent être décomposées afin que leurs actions soient spécifiquement déterminées.

Les forces externes correspondent aux forces qui sont exercées par le milieu extérieur sur le système étudié. Les forces internes correspondent, quant à elles, aux forces exercées par une partie du système sur une autre partie du système telles que les actions musculaires.

Moment d'une force

Les forces, seules, sont insuffisantes pour caractériser l'ensemble des actions mécaniques. Les moments (ou couples) de force créent les mouvements de rotation. Le moment d'une force en un point est la tendance que possède cette force à faire tourner un corps rigide autour de ce point. Le moment d'une force est une donnée essentielle en biomécanique. En effet, l'action des muscles se fait au travers des leviers articulaires, ce qui engendre des mouvements angulaires.

Si l'on considère une force \vec{F} s'appliquant au point M (Figure 112), le moment de \vec{F} par rapport au point O est défini par le produit vectoriel :

$$\vec{M}_O(\vec{F}) = \vec{OM} \wedge \vec{F} = \vec{F} \wedge \vec{MO} \quad (27)$$

Ce vecteur $\vec{M}_O(\vec{F})$ est perpendiculaire au plan formé par les vecteurs \vec{OM} et \vec{F} , son sens est tel qu'il forme un trièdre direct (comme $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$), et son intensité est définie par :

$$\vec{M}_O(\vec{F}) = OM \times F \times \sin(\overline{OM}, \vec{F}) \quad (28)$$

Si l'on considère la distance d qui est définie par :

$$d = OM \times \sin(\overline{OM}, \vec{F}) \quad (29)$$

Alors, l'intensité du moment de \vec{F} par rapport à O devient :

$$M_O(\vec{F}) = F \times d \quad (30)$$

d représente le bras de levier de la force \vec{F} par rapport à O .

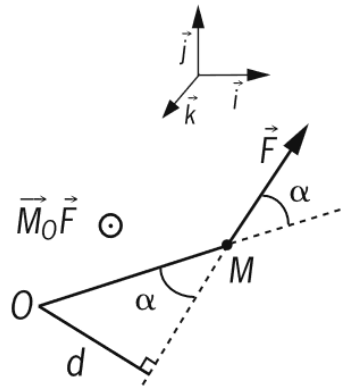


Figure 112 : Moment d'une force \vec{F} par rapport à un point M

Annexe 2



CER Grenoble Alpes

Comité d’Ethique pour les Recherches Grenoble Alpes

Objet : Avis sur le projet « Mesure des couples statiques maximaux en flexion dans l’articulation interphalangienne proximale de l’index en fonction de la position angulaire (Index Effort)» présenté par Aurélien Courvoisier du CHUGA Université Grenoble-Alpes à Grenoble.

Compte tenu des éléments fournis dans la demande par Aurélien Courvoisier, le Comité d’Ethique pour les Recherches Grenoble Alpes émet un AVIS FAVORABLE.

Il relève de la responsabilité des chercheurs de se conformer à leurs obligations légales notamment en ce qui concerne les aspects informatiques et libertés, ou encore l’homologation du lieu de recherche.

Numéro de l’avis : CER Grenoble Alpes-Avis-2019-06-11-2

A Grenoble, le 11/09/19

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Olivier Pascalis', is written over a horizontal line.

Le Président du CER Grenoble Alpes,
Olivier Pascalis
Université Grenoble Alpes

Annexe 3

Données ACP :

Matrice de jeu de données expérimentales de la MD :

MD	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
obs1	1598,023	1494,824	1495,280	1573,830	1715,026	2031,792	2250,607	2070,899	1876,192
obs2	1918,298	1917,448	1890,030	1761,313	1710,453	1672,582	1662,104	1693,452	1628,274
obs3	1933,680	2178,151	2276,675	2391,509	2488,936	2589,706	2691,953	2495,351	2374,181
obs4	1739,322	1651,548	1623,559	1738,715	1664,693	1734,640	2044,281	1975,261	1818,630
obs5	2548,455	2498,897	2221,451	2018,151	1992,385	2148,679	2565,954	2112,778	2010,318
obs6	2396,688	2438,378	2420,582	2569,451	2505,435	2550,399	2551,987	2552,941	2385,962
obs7	1574,501	1550,144	1559,096	1475,216	1552,238	1665,808	1663,536	1601,310	1528,433
obs8	1748,173	1673,490	1678,146	1706,683	1713,480	1628,871	1461,346	1537,606	1473,546
obs9	1634,550	1553,177	1346,153	1313,640	1394,534	1287,430	1077,019	960,984	911,890
obs10	1908,596	1835,349	1643,771	2072,076	2197,907	2677,002	2602,152	2170,437	2026,374
obs11	2029,467	2382,856	2571,751	2548,895	2580,230	3071,139	2865,485	3688,813	3610,588
obs12	2043,468	1794,077	1740,069	1650,084	1643,992	1647,766	1561,602	1249,378	1131,702
obs13	2055,921	2341,822	2378,281	2369,082	2634,627	2097,060	1803,261	1681,269	1549,977
obs14	1793,037	1718,005	1592,283	2059,484	2753,581	3170,929	3319,396	2119,931	1910,525
obs15	2562,643	2461,274	2353,385	2205,713	2200,301	2094,192	2507,655	2838,904	2773,713
obs16	2391,791	2415,168	2374,230	2290,931	2510,273	2742,046	2474,934	2159,426	2081,398
obs17	1728,511	1724,293	1800,912	1830,197	1983,954	2137,419	1999,582	1545,541	1394,728
obs18	2250,251	2020,555	2272,165	2244,683	2290,942	2247,247	2431,146	3487,823	3060,329
obs19	978,085	1086,667	1123,081	1223,055	1316,728	1245,093	992,900	1029,410	1093,044
obs20	1231,737	1191,542	1122,298	1329,393	1392,971	1354,256	1272,370	1075,479	982,200
obs21	1223,577	1199,302	1152,759	1127,497	1093,200	1157,878	1184,632	1046,173	1005,000
obs22	888,141	800,987	936,208	1128,035	1198,026	1138,928	953,066	803,427	753,819
obs23	1344,717	1212,032	1144,631	1074,442	1151,081	1191,655	1164,280	1164,162	1134,248
obs24	2120,269	2293,720	2176,977	2136,804	2209,139	1863,903	1655,217	1468,708	1301,622
obs25	1109,431	1056,262	883,880	776,581	808,349	793,101	813,964	785,764	721,281
obs26	1409,931	1436,240	1410,138	1417,131	1529,505	1583,450	1534,810	1442,347	1332,710
obs27	2043,468	1794,077	1740,069	1650,084	1643,992	1647,766	1561,602	1249,378	1131,702
obs28	1057,200	1100,973	1085,074	1110,752	1187,165	1306,111	1217,642	1070,539	959,686
obs29	1607,694	1592,604	1524,299	1550,207	1698,062	1758,835	1715,587	1576,020	1528,760
obs30	1394,256	1301,002	1263,300	1208,115	1165,130	1237,430	1038,201	857,084	819,028

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
10°	30	0	30	888,141	2562,643	1742,129	462,963
20°	30	0	30	800,987	2498,897	1723,829	489,129
30°	30	0	30	883,880	2571,751	1693,351	499,792
40°	30	0	30	776,581	2569,451	1718,392	493,122
50°	30	0	30	808,349	2753,581	1797,544	536,027
60°	30	0	30	793,101	3170,929	1849,104	606,290
70°	30	0	30	813,964	3319,396	1821,276	666,629
80°	30	0	30	785,764	3688,813	1717,020	748,360
90°	30	0	30	721,281	3610,588	1610,329	705,419

Matrice de jeu de données normalisées de la MD :

MD	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
obs1	-0,311	-0,468	-0,396	-0,293	-0,154	0,301	0,644	0,473	0,377
obs2	0,381	0,396	0,394	0,087	-0,162	-0,291	-0,239	-0,031	0,025
obs3	0,414	0,929	1,167	1,365	1,290	1,222	1,306	1,040	1,083
obs4	-0,006	-0,148	-0,140	0,041	-0,248	-0,189	0,335	0,345	0,295
obs5	1,742	1,585	1,057	0,608	0,363	0,494	1,117	0,529	0,567
obs6	1,414	1,461	1,455	1,726	1,321	1,157	1,096	1,117	1,100
obs7	-0,362	-0,355	-0,269	-0,493	-0,458	-0,302	-0,237	-0,155	-0,116
obs8	0,013	-0,103	-0,030	-0,024	-0,157	-0,363	-0,540	-0,240	-0,194
obs9	-0,232	-0,349	-0,695	-0,821	-0,752	-0,926	-1,116	-1,010	-0,990
obs10	0,360	0,228	-0,099	0,717	0,747	1,366	1,171	0,606	0,590
obs11	0,621	1,347	1,758	1,684	1,460	2,016	1,566	2,635	2,836
obs12	0,651	0,144	0,093	-0,139	-0,286	-0,332	-0,390	-0,625	-0,679
obs13	0,678	1,263	1,370	1,320	1,562	0,409	-0,027	-0,048	-0,086
obs14	0,110	-0,012	-0,202	0,692	1,784	2,180	2,247	0,538	0,426
obs15	1,772	1,508	1,321	0,988	0,751	0,404	1,030	1,499	1,649
obs16	1,403	1,413	1,362	1,161	1,330	1,473	0,981	0,591	0,668
obs17	-0,029	0,001	0,215	0,227	0,348	0,476	0,267	-0,229	-0,306
obs18	1,098	0,607	1,158	1,067	0,920	0,657	0,915	2,366	2,056
obs19	-1,650	-1,303	-1,141	-1,004	-0,897	-0,996	-1,243	-0,919	-0,733
obs20	-1,102	-1,088	-1,143	-0,789	-0,755	-0,816	-0,823	-0,857	-0,890
obs21	-1,120	-1,072	-1,082	-1,198	-1,314	-1,140	-0,955	-0,896	-0,858
obs22	-1,845	-1,887	-1,515	-1,197	-1,118	-1,171	-1,302	-1,221	-1,214
obs23	-0,858	-1,046	-1,098	-1,306	-1,206	-1,084	-0,986	-0,739	-0,675
obs24	0,817	1,165	0,968	0,848	0,768	0,024	-0,249	-0,332	-0,438
obs25	-1,367	-1,365	-1,620	-1,910	-1,845	-1,742	-1,511	-1,244	-1,260
obs26	-0,718	-0,588	-0,567	-0,611	-0,500	-0,438	-0,430	-0,367	-0,394
obs27	0,651	0,144	0,093	-0,139	-0,286	-0,332	-0,390	-0,625	-0,679
obs28	-1,479	-1,273	-1,217	-1,232	-1,139	-0,896	-0,906	-0,864	-0,922
obs29	-0,290	-0,268	-0,338	-0,341	-0,186	-0,149	-0,159	-0,188	-0,116
obs30	-0,751	-0,864	-0,860	-1,035	-1,180	-1,009	-1,175	-1,149	-1,122

Matrice de jeu de données expérimentales de la MND :

MND	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
obs1	1714,097	1777,897	1824,498	1974,477	1982,563	1670,558	1557,464	1491,989	1407,587
obs2	1700,141	1575,769	1521,954	1444,066	1449,079	1371,892	1225,621	1196,036	1206,340
obs3	1917,689	1926,439	1792,311	1690,641	1785,989	1875,917	1795,701	1617,814	1622,023
obs4	1599,701	1534,865	1505,812	1554,507	1524,733	1502,712	1513,359	1362,187	1210,777
obs5	2225,602	2053,035	1971,336	1879,889	1822,503	1859,875	1995,257	2015,970	1979,397
obs6	1925,407	1762,606	1861,860	2155,240	2197,987	2045,086	1762,383	1647,776	1576,692
obs7	1462,364	1338,029	1333,162	1365,644	1463,150	1487,303	1472,066	1335,661	1212,070
obs8	1444,471	1425,131	1411,085	1435,330	1438,562	1263,405	1072,191	877,960	764,019
obs9	1387,677	1300,868	1145,527	1142,275	1115,576	1048,081	1044,951	944,395	900,978
obs10	2408,809	2365,389	2234,414	2219,245	2103,518	1971,681	2211,829	2458,756	2218,257
obs11	1775,834	1673,564	1654,102	1619,005	1593,941	1475,563	1530,663	1543,776	1431,940
obs12	1587,744	1546,081	1428,459	1384,976	1408,139	1331,851	1285,284	1194,906	1032,889
obs13	1674,360	1566,615	1454,122	1673,726	1742,992	1700,622	1467,933	1339,028	1326,596
obs14	1456,699	1492,037	1548,706	1658,498	1811,976	2114,866	2185,056	1453,094	1416,545
obs15	2430,704	2234,048	2149,541	2177,551	2159,457	2351,529	2452,986	1887,018	1797,695
obs16	1980,544	1862,443	1729,673	1594,599	1509,085	1455,507	1441,441	1490,646	1446,124
obs17	1591,599	1534,213	1462,678	1488,954	1576,965	1550,207	1309,567	1101,446	997,316
obs18	2346,651	2271,222	2233,656	2216,184	2082,266	1987,956	2205,507	2458,756	2218,257
obs19	889,665	902,019	934,192	940,071	1047,119	850,665	899,996	941,499	938,507
obs20	1176,687	1070,829	1213,623	1202,639	1163,276	1139,810	963,216	754,057	719,508
obs21	1090,880	1017,267	940,946	973,509	1018,529	1025,174	1062,390	1090,539	1095,458
obs22	916,792	890,495	930,416	865,965	876,832	968,659	991,600	838,426	772,717
obs23	1074,403	1007,221	984,774	963,776	977,816	995,419	1035,621	1163,413	1127,475
obs24	1497,316	1432,100	1421,012	1507,246	1683,342	1661,044	1453,112	1122,126	1034,053
obs25	1025,764	891,855	833,030	782,660	714,515	651,288	634,906	617,158	602,688
obs26	1445,619	1554,620	1578,799	1588,951	1304,428	1274,782	1256,762	1178,620	1144,852
obs27	1363,247	1338,525	1261,005	1268,086	1245,982	1196,936	1143,555	995,702	916,116
obs28	1146,619	1045,529	987,961	991,428	964,118	1012,046	932,508	767,342	713,239
obs29	1173,227	1199,393	1159,742	1221,610	1259,943	1103,163	1066,704	965,373	902,099
obs30	903,130	889,010	1011,165	870,195	979,268	953,335	812,716	739,403	729,899

Variable	Observations	Obs. avec données manquantes	Obs. sans données manquantes	Minimum	Maximum	Moyenne	Ecart-type
10°	30	0	30	889,665	2430,704	1544,448	443,346
20°	30	0	30	889,010	2365,389	1482,637	424,180
30°	30	0	30	833,030	2234,414	1450,652	400,672
40°	30	0	30	782,660	2219,245	1461,698	423,707
50°	30	0	30	714,515	2197,987	1466,788	412,198
60°	30	0	30	651,288	2351,529	1429,898	425,917
70°	30	0	30	634,906	2452,986	1392,745	463,439
80°	30	0	30	617,158	2458,756	1286,362	466,275
90°	30	0	30	602,688	2218,257	1215,404	432,838

Matrice de jeu de données normalisées de la MND

MND	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
obs1	0,383	0,696	0,933	1,210	1,251	0,565	0,355	0,441	0,444
obs2	0,351	0,220	0,178	-0,042	-0,043	-0,136	-0,361	-0,194	-0,021
obs3	0,842	1,046	0,853	0,540	0,774	1,047	0,869	0,711	0,939
obs4	0,125	0,123	0,138	0,219	0,141	0,171	0,260	0,163	-0,011
obs5	1,536	1,345	1,300	0,987	0,863	1,010	1,300	1,565	1,765
obs6	0,859	0,660	1,026	1,637	1,774	1,444	0,798	0,775	0,835
obs7	-0,185	-0,341	-0,293	-0,227	-0,009	0,135	0,171	0,106	-0,008
obs8	-0,226	-0,136	-0,099	-0,062	-0,068	-0,391	-0,692	-0,876	-1,043
obs9	-0,354	-0,429	-0,762	-0,754	-0,852	-0,896	-0,750	-0,733	-0,726
obs10	1,950	2,081	1,956	1,788	1,545	1,272	1,767	2,514	2,317
obs11	0,522	0,450	0,508	0,371	0,308	0,107	0,298	0,552	0,500
obs12	0,098	0,150	-0,055	-0,181	-0,142	-0,230	-0,232	-0,196	-0,422
obs13	0,293	0,198	0,009	0,500	0,670	0,636	0,162	0,113	0,257
obs14	-0,198	0,022	0,245	0,464	0,837	1,608	1,710	0,358	0,465
obs15	1,999	1,771	1,744	1,690	1,680	2,164	2,288	1,288	1,345
obs16	0,984	0,895	0,696	0,314	0,103	0,060	0,105	0,438	0,533
obs17	0,106	0,122	0,030	0,064	0,267	0,282	-0,179	-0,397	-0,504
obs18	1,809	1,859	1,954	1,781	1,493	1,310	1,754	2,514	2,317
obs19	-1,477	-1,369	-1,289	-1,231	-1,018	-1,360	-1,063	-0,740	-0,640
obs20	-0,830	-0,971	-0,592	-0,611	-0,736	-0,681	-0,927	-1,142	-1,146
obs21	-1,023	-1,097	-1,272	-1,152	-1,087	-0,950	-0,713	-0,420	-0,277
obs22	-1,416	-1,396	-1,298	-1,406	-1,431	-1,083	-0,866	-0,961	-1,023
obs23	-1,060	-1,121	-1,163	-1,175	-1,186	-1,020	-0,771	-0,264	-0,203
obs24	-0,106	-0,119	-0,074	0,107	0,525	0,543	0,130	-0,352	-0,419
obs25	-1,170	-1,393	-1,541	-1,603	-1,825	-1,828	-1,635	-1,435	-1,416
obs26	-0,223	0,170	0,320	0,300	-0,394	-0,364	-0,293	-0,231	-0,163
obs27	-0,409	-0,340	-0,473	-0,457	-0,536	-0,547	-0,538	-0,623	-0,691
obs28	-0,897	-1,030	-1,155	-1,110	-1,219	-0,981	-0,993	-1,113	-1,160
obs29	-0,837	-0,668	-0,726	-0,567	-0,502	-0,767	-0,704	-0,688	-0,724
obs30	-1,447	-1,399	-1,097	-1,396	-1,183	-1,119	-1,252	-1,173	-1,122

Résumé

L'orthèse est un dispositif médical qui permet de compenser, soutenir ou protéger une partie du corps. Jusqu'à ce jour, les orthèses articulaires sont réalisées avec une méthode empirique, utilisant des matériaux rigides qui bloquent toute articulation dans une position donnée, ce qui procure un inconfort aux patients. La conception d'orthèses souples à propriétés adaptées présente cependant une difficulté : il est difficile de définir une souplesse de l'orthèse pour être adaptée à tous les patients. L'orthèse souple doit être patient-spécifique, conçue à partir d'informations sur les capacités physiques de chaque patient. L'objectif de ce travail de thèse est de fournir des moyens expérimentaux de mesures biomécaniques qui permettront à terme de concevoir de nouvelles orthèses patient-spécifique. Comme il est plus facile d'étudier un système à un seul degré de liberté qu'un système à plusieurs degrés de liberté, nous avons choisi de travailler d'abord sur un système simple tel que le doigt pour finir avec un système complexe tel que le tronc. Les travaux de cette thèse sont donc divisés essentiellement en deux grandes parties : mesures biomécaniques du doigt et mesures biomécaniques du tronc. Pour le doigt, nous avons conçu un système expérimental capable de mesurer les moments de flexion maximaux dans l'articulation InterPhalangienne Proximale (IPP), en fonction de la configuration angulaire. Il a été démontré que le moment de flexion maximal dépend à la fois des spécifications du sujet, de l'angle de l'IPP et du sexe. Par contre, les mesures cliniques observées contiennent de bruits qui faussent les données. Grâce à la méthode statistique ACP, nous avons pu mettre en place un outil qui servira à filtrer les bruits des mesures prises par le concepteur de l'orthèse patient-spécifique. Concernant l'étude sur le tronc, un dispositif a été développé pour déterminer les forces de corrections imposées par un corset sur le tronc d'un sujet scoliotique en lien avec la valeur de la correction appliquée. Il est capable de donner un ordre de grandeur de force. Cependant, les erreurs engendrées par les capteurs utilisés limitent la fiabilité du système. Dans le but d'améliorer le système, il est nécessaire d'utiliser d'autres types de capteurs. Les deux dispositifs conçus pour le doigt et le tronc permettent de fournir des mesures biomécaniques nécessaires pour la conception de nouvelles orthèses souples patient-spécifiques. Ces mesures seront utilisées comme données d'entrée dans la modélisation numérique de l'orthèse afin de déterminer ses propriétés mécaniques et le choix de matériau adéquat.

Abstract

The orthosis is a medical device that compensates, supports or protects a part of the body. Nowadays, joint orthoses have been made using an empirical method, using rigid materials that block any joint in a given position, causing discomfort to patients. However, the design of flexible orthosis with adapted properties presents a difficulty: define a flexibility which is suitable for all patients at once. The flexible orthosis must be patient-specific, designed from information about the physical capabilities of each patient. The goal of this thesis work is to provide experimental means of biomechanical measurements that will ultimately allow the design of new patient-specific orthotics. As it's easier to study a system in 1DOF than a system with multi-degree-of-freedom, we chose to work first on a simple system such as the finger to end with a complex system such as trunk. Therefore, this work is essentially divided into two main parts: biomechanical measurements of the finger and biomechanical measurements of the trunk. For the finger, we have designed an experimental system capable of measuring the maximum bending moments in the Proximal InterPhalangeal Joint (PIP), as a function of the angular configuration. It has been shown that the maximum bending moment depends simultaneously on subject specification, PIP angle, and gender. On the other hand, the clinical measurements observed contain noises which distort the data. Thanks to the ACP statistical method, we were able to set up a tool which filter the noise of the measurements taken by the designer of the patient-specific orthosis. Regarding the trunk study, a device was developed to determine the correction forces imposed by a corset on the trunk of a scoliotic subject in relation to the value of the applied correction. He's able to give an order of magnitude of force. However, the errors generated by the used sensors limit the reliability of the system. In order to improve the system, it's necessary to use other types of sensors. The two devices designed for the finger and the trunk provide biomechanical measurements which are necessary for the design of new patient-specific flexible orthotics. These measurements will be used as input data in the digital modeling of the orthosis to determine its mechanical properties and the choice of suitable material.