



Université Lille 2
Droit et Santé

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE - LILLE 2

FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2013

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**ANALYSE EXPERIMENTALE
DE LA MOBILITE PASSIVE ET ACTIVE
DU COUDE ET DE L'AVANT BRAS
AU MOYEN D'UN SYSTEME OPTO-ELECTRONIQUE
D'ANALYSE DU MOUVEMENT VICON®
CHEZ 30 SUJETS SAINS**

Présentée et soutenue publiquement le 12 juin 2013

Pôle Recherche de la Faculté de Médecine de Lille

Par Pascale LARONDE

Jury

Président : Monsieur le Professeur Christian FONTAINE

Assesseurs : Monsieur le Professeur Christophe CHANTELOT

Monsieur le Professeur Julien GIRARD

Monsieur le Docteur Arnaud DELVAL

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Guillaume WAVREILLE

TABLE DES MATIERES

1.	INTRODUCTION	1
2.	CHAPITRE PRELIMINAIRE : BASES BIOMECANIQUES ACTUELLES.....	2
2.1.	Le rôle fonctionnel du coude.....	2
2.2.	Le valgus physiologique.....	2
2.3.	La flexion extension.....	3
2.3.1.	Les amplitudes articulaires.....	3
2.3.2.	L'axe de flexion extension	3
2.3.3.	Les muscles moteurs de la flexion extension	5
2.4.	La pronation supination	5
2.4.1.	Les amplitudes articulaires.....	5
2.4.2.	Description du mouvement.....	6
2.4.3.	Les muscles moteurs de la pronation supination.....	8
2.5.	La stabilité du coude.....	8
2.5.1.	La capsule articulaire	8
2.5.2.	Les ligaments	9
2.5.3.	Une charnière lâche	10
3.	MATERIEL ET METHODE	11
3.1.	Matériel	11
3.1.1.	Population	11
3.1.2.	Instrumentation.....	12
3.2.	Méthode.....	15
3.2.1.	Réalisation des manipulations.....	15
3.2.2.	Méthode de calcul du changement de repère	16
3.2.3.	Centres de gravité des objets	19
3.2.4.	Angles de flexion	19

3.2.5.	Calcul des centres de rotation (CDR).....	20
3.2.6.	Analyse du mouvement de pronation supination de l'avant bras.....	21
3.2.6.1.	Angle de pronation supination.....	21
3.2.6.2.	Angle de pronation supination clinique.....	22
3.2.6.3.	Angle de déviation angulaire de l'ulna.....	23
3.2.6.4.	Mouvement de cisaillement de l'ulna.....	24
3.2.7.	Fiabilité, répétabilité, reproductibilité, concordance et statistiques.....	25
3.2.7.1.	Précision des mesures.....	25
3.2.7.2.	Fiabilité.....	26
3.2.7.2.1.1.	Répétabilité.....	26
3.2.7.2.1.2.	Reproductibilité.....	27
3.2.7.3.	Concordance des mesures.....	27
3.2.7.4.	Analyses statistiques.....	28
4.	RESULTATS.....	30
4.1.	Données exclues de l'étude.....	30
4.2.	Répétabilité et concordance.....	31
4.3.	Localisation des centres de rotation dans le repère orthonormé X, Y, Z.....	31
4.3.1.1.	Localisation des centres de rotation sur l'axe des x.....	31
4.3.1.2.	Localisation des centres de rotation sur l'axe des y.....	34
4.3.1.3.	Localisation des centres de rotation sur l'axe des Z.....	37
4.4.	Pronation.....	40
4.4.1.	Angle de flexion du coude lors du mouvement de pronation.....	40
4.4.2.	Angle de déviation angulaire de l'ulna lors du mouvement de pronation.....	41
4.4.3.	Distance de cisaillement de l'ulna C au cours du mouvement de pronation.....	42
5.	DISCUSSION.....	44
5.1.	Analyse du matériel et méthode.....	44
5.1.1.	La population.....	44

5.1.2.	Matériel	44
5.1.3.	Méthode	46
5.2.	Interprétation des résultats	48
5.2.1.	Données exclues pour les centres de rotation	48
5.2.2.	Centres de rotation lors de la flexion	48
5.2.2.1.	Localisation des centres de rotation sur l'axe (x)	52
5.2.2.2.	Localisation des centres de rotation sur l'axe (y)	53
5.2.2.3.	Localisation des centres de rotation sur l'axe (z)	54
5.2.3.	Pronation supination	56
5.2.3.1.	Angle de flexion du coude	56
5.2.3.2.	Angle de déviation angulaire de l'ulna	56
5.2.3.3.	Distance de cisaillement de l'ulna	58
6.	CONCLUSION	60
	BIBLIOGRAPHIE	61
	ANNEXES	68

1. INTRODUCTION

La cinématique est un domaine de la mécanique qui étudie les mouvements des corps en faisant abstraction des causes des mouvements. Elle entre dans le cadre de la biomécanique qui a pour rôle l'exploration des propriétés mécaniques des organismes vivants, ainsi que l'analyse des principes d'ingénierie des systèmes biologiques comme les articulations. Elle met en évidence les relations entre structure et fonction.

La plupart des études actuelles concernant la cinématique sont réalisées sur cadavres (1–4), ou par l'intermédiaire d'examen statiques ensuite extrapolés tels que l'IRM ou le scanner (1).

L'utilisation du système d'analyse opto-électronique VICON® permet la réalisation des mesures à partir de marqueurs de surface, technique non invasive permettant une étude in vivo et dans les 3 dimensions de l'espace grâce un repérage des objets dans une base orthonormée. Cette technique a été utilisée initialement pour l'étude du mouvement du membre inférieur, elle est actuellement étendue au membre supérieur et en particulier au coude.

Grâce à la modélisation mathématique, il est possible de définir les axes et centres de rotation des articulations, de décrire le mouvement des surfaces articulaires les unes par rapport aux autres, de rapprocher les formes anatomiques à des objets géométriques connus avec comme objectif final la compréhension de la mécanique articulaire et l'aide à la conception de prothèses.

Dans ce travail, nous avons étudié l'articulation du coude chez 30 sujets sains.

L'objectif était d'analyser les mouvements angulaires et linéaires du radius et de l'ulna afin de modéliser le fonctionnement du coude, et en particulier :

- Localiser les centres de rotations (CDR) du coude lors de la flexion
- Analyser les mouvements du radius et de l'ulna lors de la pronation

Cela permettrait de définir les points essentiels auxquels l'arthroplastie de coude se doit de répondre et ainsi de définir un concept prothétique.

En effet, la fréquence élevée des descellements aseptiques précoces (survie inférieure à 10 ans) d'origine mécanique suggère que les prothèses de coude actuelles ne répondent pas correctement au cahier des charges de l'articulation (5).

2. CHAPITRE PRELIMINAIRE : BASES BIOMECANIQUES ACTUELLES

2.1. Le rôle fonctionnel du coude

Le coude constitue l'articulation intermédiaire entre le bras et l'avant bras et permet d'orienter dans l'espace son extrémité active qui est la main.

On lui distingue 2 fonctions séparées :

- La flexion extension qui implique 2 articulations : l'articulation huméro ulnaire et l'articulation huméro radiale. Elle a un rôle de rapprochement et d'éloignement de la main par rapport au corps.
- La pronation supination (rotation axiale) qui concerne l'articulation radio ulnaire proximale. Elle a un rôle dans l'orientation de la paume de la main dans l'espace.

2.2. Le valgus physiologique

On définit le valgus physiologique, « carryng angle », par l'angle formé, dans le plan frontal, entre l'axe du bras et l'axe de l'avant bras comme représenté dans la figure 1.a (1,2,5-8).

Ceci est dû à l'orientation de la gorge de la trochlée qui n'est pas strictement verticale. En effet celle-ci est verticale sur une vue antérieure et oblique en bas et en dehors sur une vue postérieure (figure 1.b) (9). Il en résulte qu'en extension complète l'avant bras se porte en valgus alors que lors de la flexion celui-ci vient se projeter en dedans du bras (1,2,5,7).

Il existe donc un mouvement de varus valgus lors de la flexion extension du coude. Le valgus physiologique est variable de 9 à 14°, plus important chez la femme (15°) que chez l'homme (11°) (6-12).

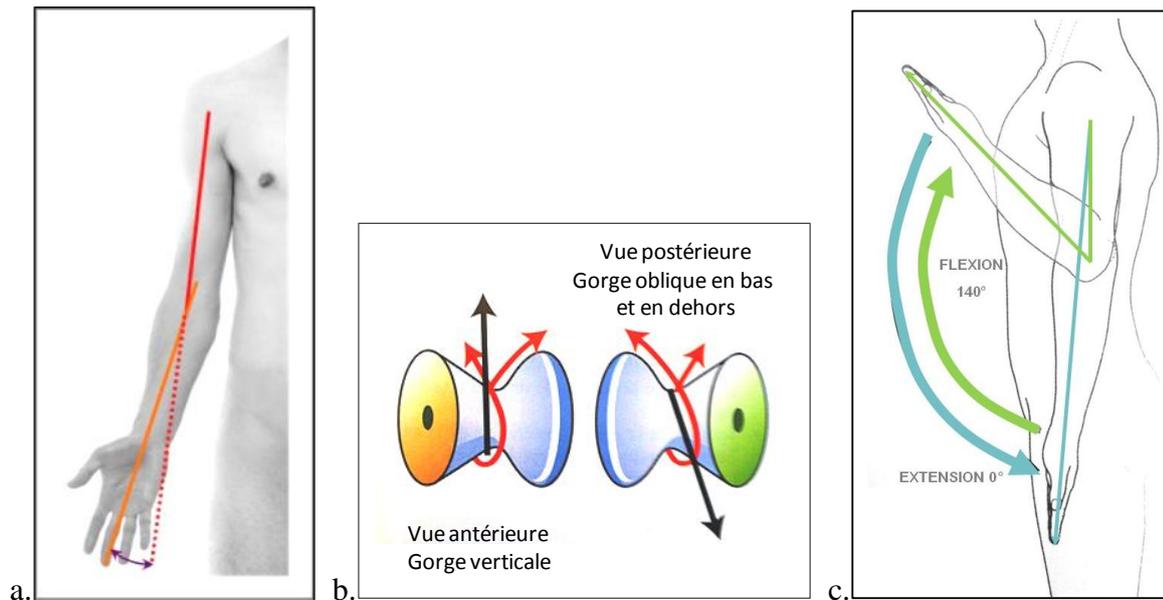


Figure 1 : Trochlée humérale

a. Valgus physiologique. En rouge est représenté l'axe du bras, en orange l'axe de l'avant bras
 b. Représentation schématique de la trochlée et de l'orientation de la gorge (d'après Kapandji (9))
 c. Amplitudes de flexion et d'extension.

2.3. La flexion extension

2.3.1. Les amplitudes articulaires

L'extension complète est de 0° . Au-delà, on parle d'hyper extension ($5-10^{\circ}$).

La flexion complète passive est de 160° . La flexion complète active est de 140° , limitée par le volume des masses musculaires en contraction (figure 1.c) (13–15).

Il existe une notion de secteur minimum de flexion extension (entre 70 et 100°), de secteur utile (entre 30 et 130°) et secteur de « luxe » (entre 0 et 30° et entre 130 et 140°) (13,14,16).

2.3.2. L'axe de flexion extension

Schématiquement l'articulation du coude peut être considérée comme une charnière. En effet, le mouvement de flexion extension du coude est une rotation de l'olécrane autour de la trochlée, selon un axe.

Un pré-requis pour comprendre la biomécanique du coude est de connaître la position de l'axe de flexion extension du coude, autrement appelé axe de rotation.

Initialement, l'axe de rotation du coude était considéré comme fixe (1,3,5) et correspondait approximativement à l'axe passant par le centre de la trochlée et par le centre du capitulum et se projetant distalement et ventralement aux deux épicondyles (figure 2) (1,3,13,17-19).

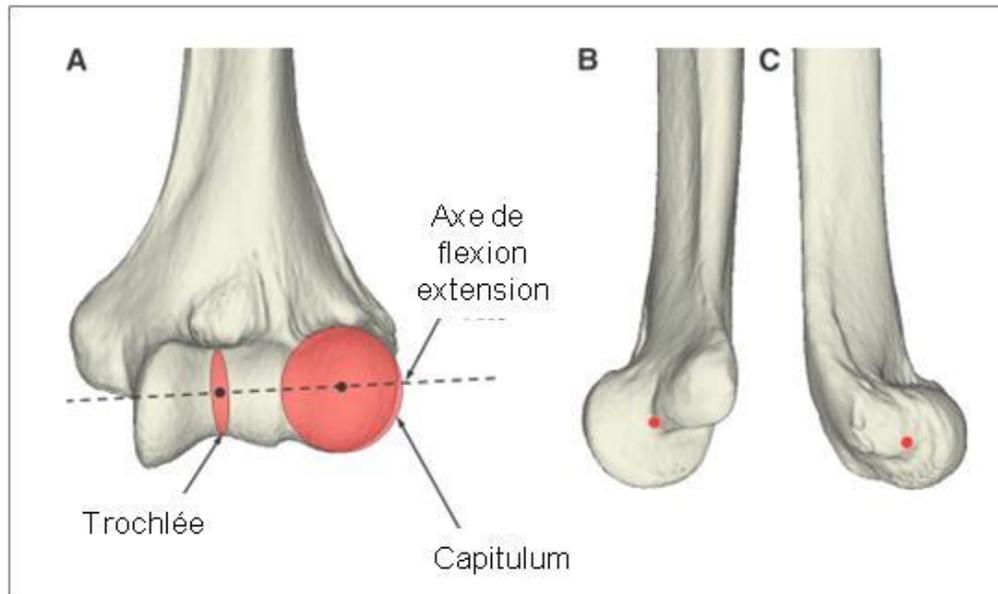


Figure 2 : Axe de rotation du coude d'après Mc Donald en 2010 (20).

A. Axe vu de face, l'axe de rotation passe par le centre de la trochlée et le centre du capitulum.

B. Vue médiale.

C. Vue latérale.

En réalité, l'axe de rotation n'est pas fixe : le déplacement des surfaces articulaires associe un mouvement de glissement et de roulement, en particulier dans les mouvements extrêmes (1,8,17). Cet axe est qualifié de « screw displacement axes » (SDA) (15,17,21). Il en découle donc une succession d'axes instantanés de rotation qui changent d'orientation et de position pendant le mouvement de flexion (figure 3). Ces axes sont perpendiculaires à l'axe de l'avant bras entre 2 positions : flexion et extension extrême (8). Ce mouvement n'est pas uniquement guidé par la géométrie des surfaces articulaires mais est aussi sous la dépendance des muscles, des ligaments et de la capsule articulaire (21,22).

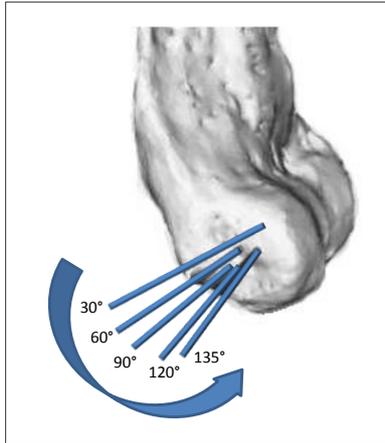


Figure 3 : Représentation du déplacement de l'axe de rotation au cours de la flexion selon Goto-2004 (8).

2.3.3. Les muscles moteurs de la flexion extension

La flexion du coude est sous la dépendance de 3 muscles principaux :

- Le muscle biceps brachial
- Le muscle brachial
- Le muscle brachioradial

Il existe des muscles fléchisseurs accessoires représentés par les épicondyliens médiaux.

L'extension du coude est due à l'action du triceps brachial. L'anconé et les épicondyliens latéraux ne jouent qu'un rôle accessoire.

2.4. La pronation supination

2.4.1. Les amplitudes articulaires

La pronation supination s'étudie coude au corps, fléchi à 90°. On définit la position neutre comme une pronation supination à 0° c'est-à-dire pouce orienté vers le haut (figure 4).

La pronation est réalisée lorsque la paume de la main est dirigée vers le bas, pouce en dedans. Son amplitude est de 85° (7,13,14).

La supination est réalisée lorsque la paume de la main est dirigée vers le haut, pouce en dehors. Son amplitude est de 90° (7,13,14).

Un déficit de pronation peut être compensé par l'articulation scapulo humérale.

Il existe une notion de secteur fonctionnel utile de 50° en pronation et 50° en supination (14).

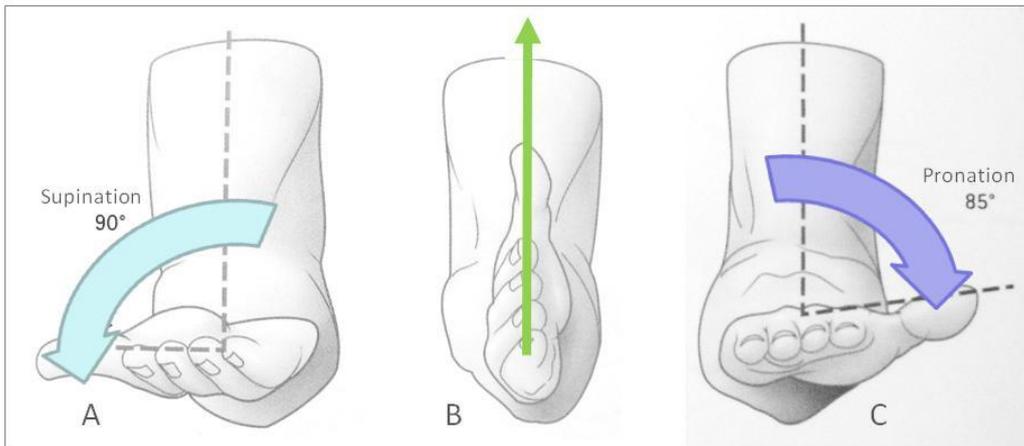


Figure 4 : Amplitudes de pronation et supination. A Supination. B Position neutre. C Pronation (D'après Kapandji (9))

2.4.2. Description du mouvement

Le mouvement de pronation supination se définit comme une rotation de l'avant bras autour de son axe longitudinal (figure 5). Cet axe est défini par la droite passant par l'articulation radio ulnaire proximale (RUP) et par l'articulation radio ulnaire distale (RUD) (23–27).

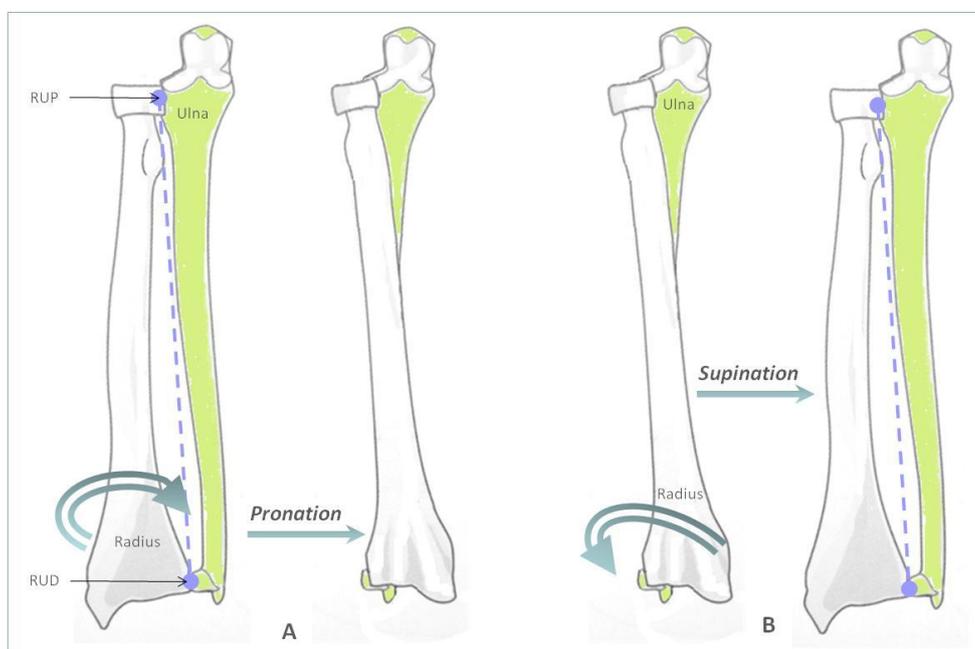


Figure 5 : A : Mouvement de pronation.
B : Mouvement de supination. En violet, l'axe de pronation supination.

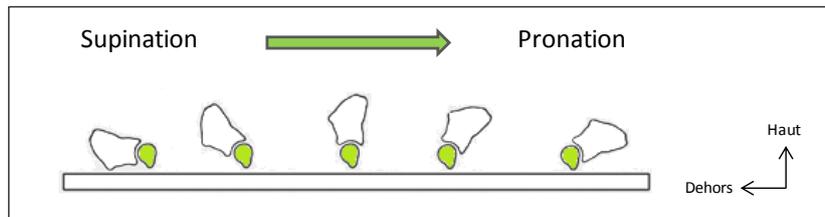


Figure 6 : Représentation du mouvement de pronation. L'ulna est en vert.

Plus récemment, le mouvement de pronation a été décrit non pas comme un simple enjambement de l'ulna par le radius autour de l'axe longitudinal (figure 6), mais comme un mouvement combiné de valgus rotation interne de l'ulna et de varus rotation interne du radius (figure 7) (4,5,26,28–30).

La translation en valgus de la tête de l'ulna lors de la pronation représente l'angle de déviation angulaire de l'ulna. Ce mouvement de translation de l'ulna et du radius n'est pas rectiligne mais dessine une courbe à concavité inférieure pour le radius et supérieure pour l'ulna (9,28,29), entraînant une dorsalisation de la tête de l'ulna en pronation complète (23,25,27).

Tout comme l'axe de rotation du coude, l'axe de rotation de l'avant bras n'est pas fixe mais évolue au cours du mouvement (25–27).

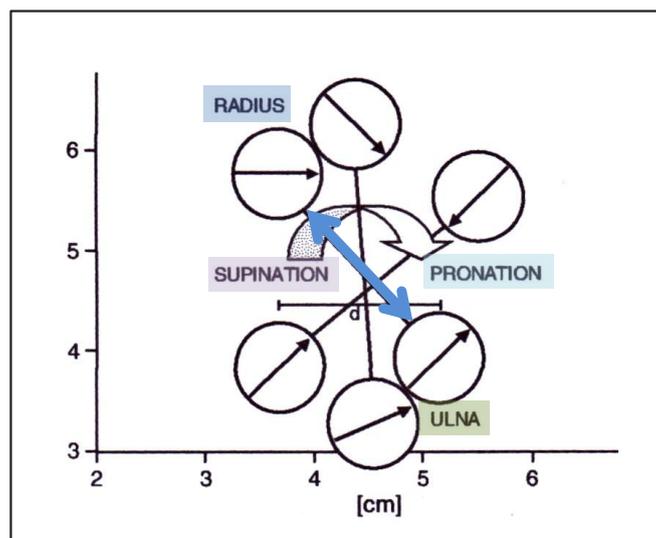


Figure 7 : Représentation des interactions du radius et de l'ulna lors de la pronation (D'après Kasten (28))

Enfin, l'index radio ulnaire (figure 8.a) est défini comme la distance qui sépare deux lignes horizontales, l'une passant par l'extrémité inférieure de l'ulna, l'autre par l'extrémité inférieure et médiale du radius. Cette distance est de + 2 mm si l'on considère la variance ulnaire ou de - 2 mm si l'on considère l'index radio ulnaire. Cet index se modifie au cours du mouvement (figure 8.b). En fin de pronation l'ulna a translaté proximale par rapport au radius avec un index radio ulnaire diminué par rapport à la position en supination maximale (26,30-32).

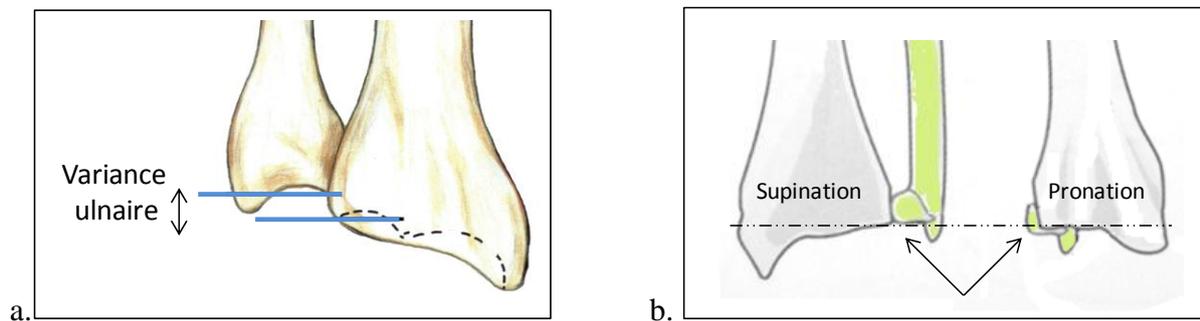


Figure 8 : a. Index radio ulnaire ou variance ulnaire
b. Modification de l'index radio ulnaire au cours de la pronation

2.4.3. Les muscles moteurs de la pronation supination

Les muscles moteurs de la supination sont le supinateur et biceps brachial.

Les muscles moteurs de la pronation sont le rond pronateur et le carré pronateur ; accessoirement le fléchisseur radial du carpe.

2.5. La stabilité du coude

2.5.1. La capsule articulaire

La capsule articulaire est un moyen de stabilité passif. Elle a un rôle principalement de résistance à la traction lorsque le coude est en extension.

2.5.2. Les ligaments

Les ligaments sont des épaississements de la capsule articulaire. Ils ont pour fonction de maintenir les surfaces articulaires en contact et de guider les mouvements de flexion, d'extension, de pronation et de supination (33,34).

Ils sont disposés de part et d'autre de l'articulation et on distingue (figure 9):

- Le ligament collatéral ulnaire : c'est le ligament le plus important pour la stabilité du coude. Il assure la stabilité antéro postérieure et la stabilité en valgus du coude (78% entre 20 et 120° de flexion).

Il est composé de 3 faisceaux : un faisceau antérieur, un faisceau transverse (Ligament de Cooper) et un faisceau postérieur (7,35–39).

- o Le faisceau antérieur s'attache sur la face médiale du processus coronoïde et est divisé en 2 fascicules :
 - Un fascicule antérieur extra capsulaire qui est le plus important, inséré à la partie inférieure de l'épicondyle médial (40)
 - Un fascicule postérieur capsulaire, plus court, inséré sous le fascicule antérieur
- o Le ligament de Cooper a un rôle proprioceptif par la présence de mécano récepteurs (41). Il renseigne sur les contraintes appliquées au coude afin de restreindre celles-ci.
- o Le faisceau postérieur naît de l'épicondyle médial et s'incère à la partie médiale de l'olécrane en formant un éventail. Il est tendu en flexion (42).

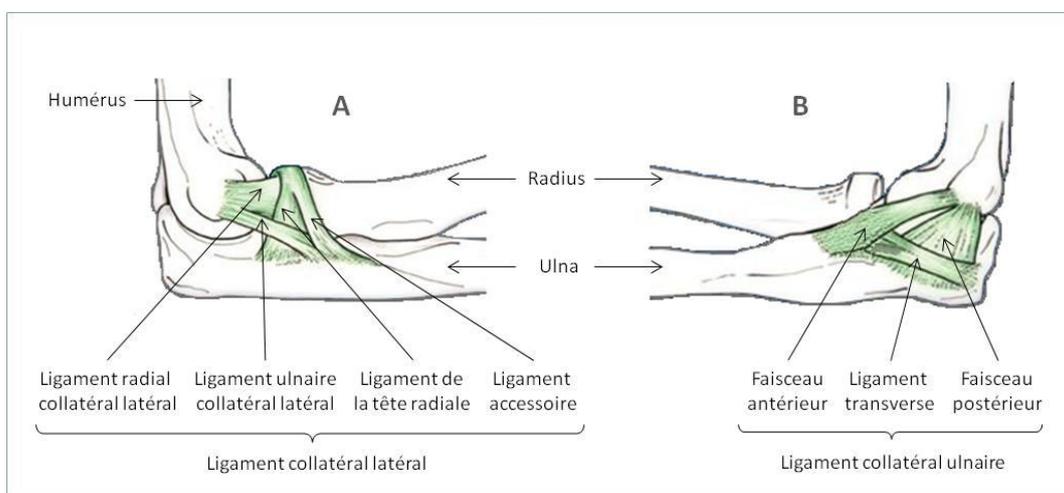


Figure 9 : Description de l'appareil ligamentaire latéral et médial (D'après Dumontier (43))

- Le ligament collatéral latéral est quant-à-lui composé de 4 faisceaux :
 - Le ligament radial collatéral latéral
 - Le ligament de la tête radiale qui est un renforcement de la capsule articulaire,
 - Le ligament ulnaire collatéral latéral
 - Le ligament collatéral accessoire.

Il est responsable de la stabilité en varus et en supination de l'avant bras.

2.5.3. Une charnière lâche

La très grande congruence des surfaces articulaires du coude en fait une articulation intrinsèquement stable (22).

Malgré tout, O'driscoll montre en 92 que le coude ne fonctionne pas comme une charnière rigide mais comme une charnière lâche et qu'il existe une laxité en varus valgus de 2.7° (4,18,44).

La laxité en varus valgus du coude et donc sa stabilité dépendent de la position de l'avant bras : il existe une plus grande laxité en pronation et à 20° de flexion (17,21,45-47).

3. MATERIEL ET METHODE

3.1. Matériel

3.1.1. Population

Trente sujets ont été inclus dans notre étude de façon prospective, 15 hommes et 15 femmes, d'âge compris entre 21 et 34 ans, avec une moyenne de 26.5 ans, entre le 2 janvier 2012 et le 28 novembre 2012. Quatre vingt treize pourcents des sujets étaient droitiers (28 /30).

L'étude portait sur 30 coudes droits de sujets sains, non opérés, sans notion de traumatisme ou de pathologie musculo-squelettique, avec des amplitudes articulaires considérées comme normales. Nous n'avons pas réalisé de radiographie avant expérimentation.

Sept paramètres anthropométriques ont été colligés : la taille (en centimètres), le poids (en kilogrammes), la longueur du bras et de l'avant bras, la circonférence du tiers moyen du bras, du tiers supérieur et inférieur de l'avant bras (en centimètres) [Annexe 1].

La taille moyenne était de 173.5 cm. (167 cm pour les femmes et 179.9 cm pour les hommes).

Le poids moyen était de 65.5 kg. (59.7 kg pour les femmes et 71.3 kg pour les hommes).

Les données concernant les longueurs et circonférence du bras et de l'avant bras sont représentées dans la figure 10.

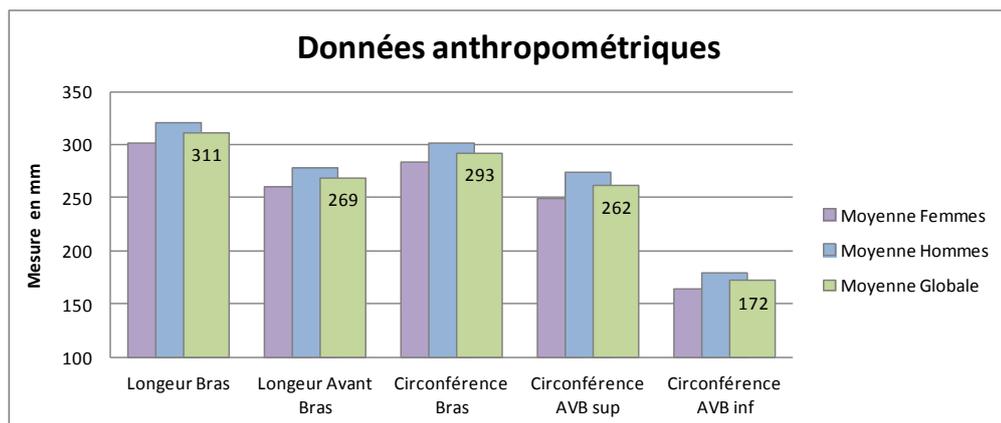


Figure 10 : Moyennes des longueurs et circonférences des bras et avant bras, chez les hommes et les femmes.

3.1.2. Instrumentation

Nous avons utilisé le système d'analyse tridimensionnelle optoélectronique VICON® T10/8 (BIOMETRICS France) pour analyser les mouvements du coude.

Le principe de ce système est de détecter dans l'espace des marqueurs réfléchissants fixés sur le sujet grâce à plusieurs caméras optoélectroniques (figure 11.a et b).

Les caméras sont constituées de diodes électroluminescentes émettant un rayonnement infra rouge, réfléchi par les marqueurs, puis renvoyé aux caméras. Avec ces informations, les rayons de 2 caméras au minimum permettaient de reconstruire la trajectoire du marqueur en 3 dimensions.

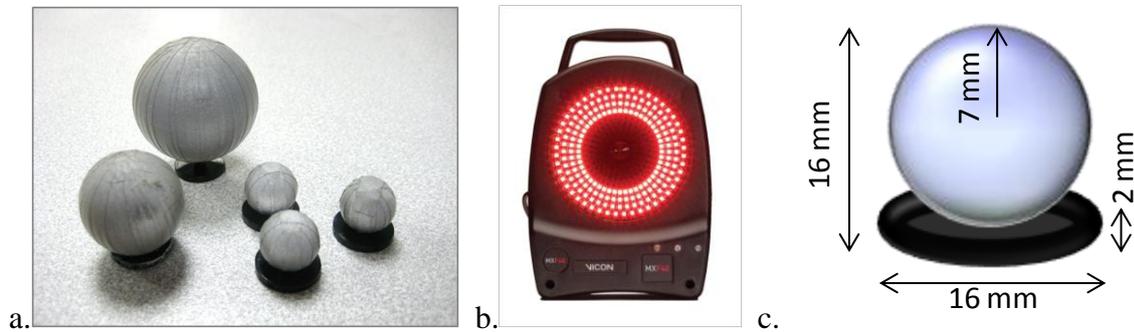


Figure 11 : a. Marqueurs réfléchissants. b. Caméra optoélectronique c. Dimensions des marqueurs

Nous avons réalisé les manipulations dans une unique salle : le Laboratoire d'Analyse du Mouvement (figure 12), faisant partie du laboratoire de neurosciences fonctionnelles et pathologie (EA4559) située au rez-de-chaussée de l'hôpital Roger SALENGRO au CHRU de Lille, dans le service de neurophysiologie du Pr DERAMBURE et sous la direction du Dr DELVAL. Sauvage (48) avait utilisé dans son étude le VICON 370. Nous avons pu bénéficier pour notre part d'un nouveau modèle, le VICON® T10/8, disponible depuis avril 2011 dans le cadre du projet « Analyse du mouvement et démence ».

La calibration du système était réalisée avec le dispositif spécifique fourni par le fabricant avant chaque acquisition. Elle s'effectuait en deux étapes successives : la calibration statique et la calibration dynamique. La calibration statique consistait à placer un « T » muni de marqueurs dans le volume à calibrer et à enregistrer la position de ces marqueurs, permettant de calculer les axes du repère de travail x, y et z. La calibration dynamique consistait à se déplacer avec le « T » dans l'espace à calibrer.

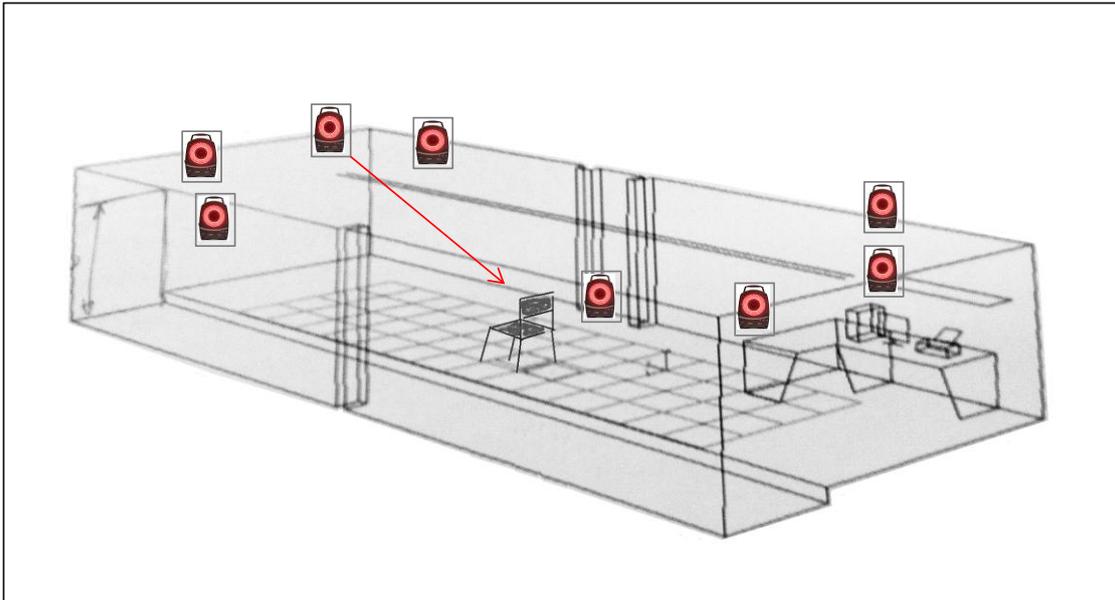


Figure 12 : Salle d'analyse du mouvement où sont fixées au mur les 8 caméras.

Nous disposions de 8 caméras (1 million de pixels) positionnées de façon identique d'une séance à l'autre car fixées aux murs. La fréquence d'acquisition maximale était de 1000 Hertz. Nous avons choisi une fréquence d'acquisition de 100 Hz. La précision du VICON® n'était pas fournie par le constructeur.

Le convertisseur analogique utilisé était le GIGANETLAB® (64 canaux). Le logiciel NEXUS® était utilisé pour l'analyse et le traitement des données en temps réel. Le logiciel Excel® était utilisé pour le traitement des données.

Une orthèse rigide était placée sous l'aisselle droite afin de positionner le bras à 45° d'abduction et 20° d'antépulsion permettant la visibilité des capteurs. Deux sangles inextensibles maintenaient l'humérus fixe lors de la mobilisation. Une attelle thermoformée, adaptée à la morphologie du sujet et prenant la main, immobilisait le poignet en position neutre et les doigts en extension sans gêner la pronation supination (figure 13).

Une poulie fixée au plafond permettait, par l'intermédiaire d'un câble, de réaliser les manipulations en flexion passive. La poulie était située à l'aplomb de l'épaule.

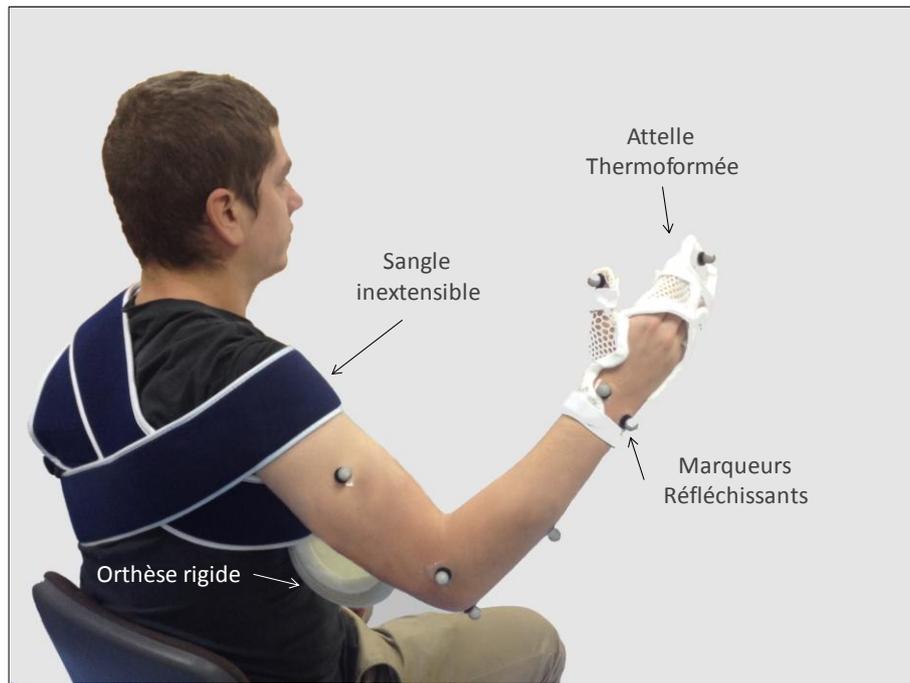


Figure 13 : Positionnement du sujet et des capteurs

Neuf sphères réfléchives de petite taille (14 mm de diamètre-figure11.c) étaient fixées aux sujets à l'aide d'adhésif double face, sur des repères anatomiques précis et reproductibles. Trois capteurs représentaient chaque os du membre supérieur.

Les 3 capteurs représentant l'humérus étaient positionnés au niveau du V deltoïdien, de l'épicondyle médial et de l'épicondyle latéral. L'humérus était considéré comme segment fixe.

Les 3 capteurs représentant l'ulna étaient positionnés au niveau de l'olécrane, de la styloïde ulnaire et sur la crête ulnaire à mi-distance des deux autres capteurs.

Pour le radius, seule la styloïde était un repère palpable et donc facilement reproductible. Il a été décidé, comme dans la méthodologie de Sauvage (48) de projeter la représentation du radius sur la main via une attelle thermoformée. Les 3 derniers capteurs représentant le radius étaient donc positionnés sur la styloïde radiale, la deuxième phalange du pouce et la troisième phalange du majeur (figure 13).

Tous les capteurs étaient positionnés sur les sujets par le même opérateur pendant toute la durée de l'étude.

La représentation en 3D du positionnement des capteurs se trouve dans la figure 14.

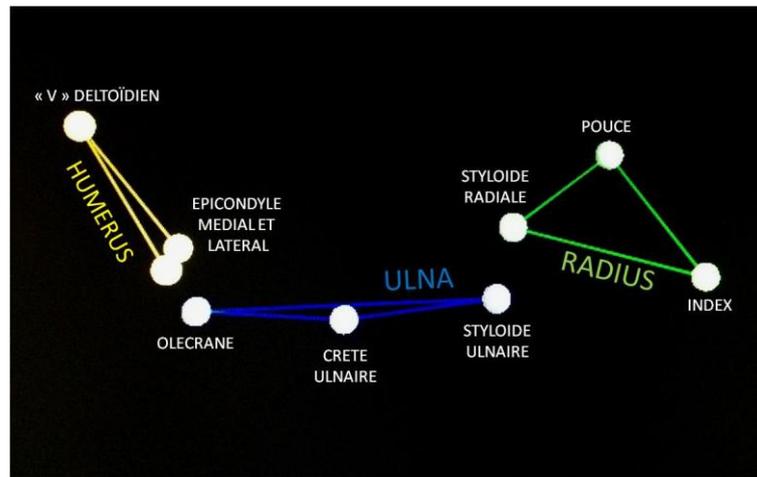


Figure 14 : Représentation en 3 dimensions du positionnement des capteurs réfléchissants

3.2. Méthode

3.2.1. Réalisation des manipulations

Les sujets étaient assis au centre de la pièce afin d'être visibles par toutes les caméras.

Ils devaient réaliser activement 4 mouvements :

- Flexion extension du coude, main en position neutre
- Flexion extension du coude, main en pronation
- Flexion extension du coude main en supination
- Pronation supination avec le coude positionné à 90° de flexion.

Les mouvements commençaient en extension complète de coude et se terminaient en flexion complète du coude.

La fréquence du mouvement était déterminée par un métronome réglé à 70 par minute.

Une série de 3 mouvements était enregistrée puis analysée. La figure 15 montre une capture d'écran où l'on peut voir à la fois les mouvements du coude (en haut) et la position des capteurs sur les axes x, y et z (en bas). Il n'était gardé que le mouvement le plus « propre ».

La même séquence de mouvement était répétée avec un poids de 2 kg fixé au poignet, afin d'analyser la cinématique du coude lors du port de charge.

La même séquence de mouvement était répétée en flexion passive, afin d'analyser la cinématique du coude en l'absence de tonus musculaire.

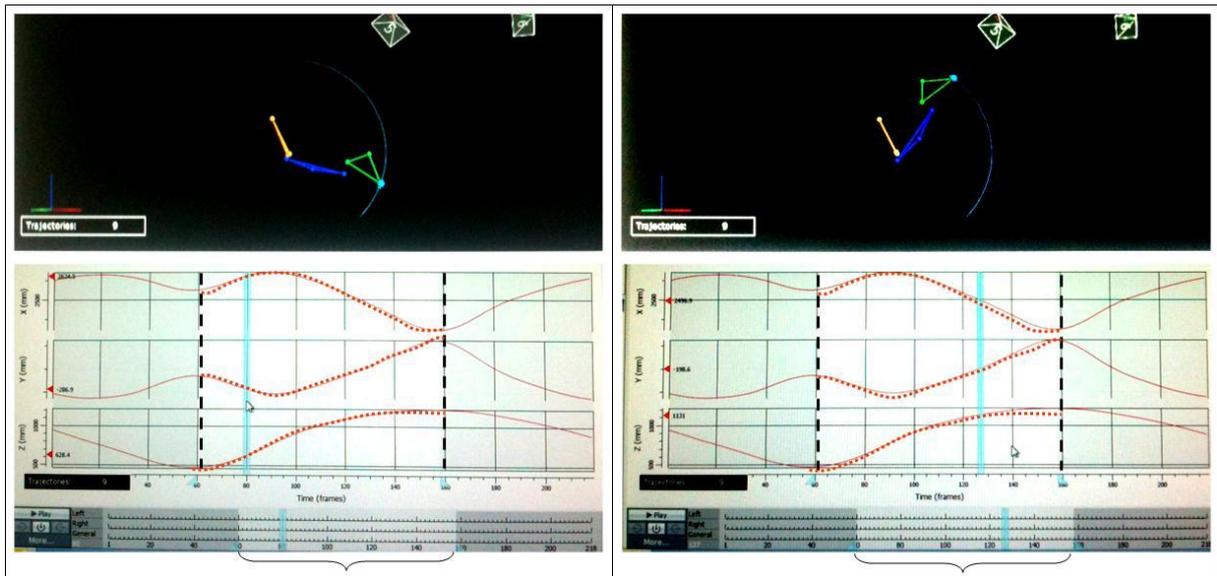


Figure 15 : Capture d'écran où l'on voit la position du marqueur du majeur sur l'axe x, y et z.

La position des marqueurs dans l'espace étaient représentée par des coordonnées x, y et z. Ces données étaient transformées et stockées en format Excel®.

3.2.2. Méthode de calcul du changement de repère

Les coordonnées des neuf marqueurs fixés aux sujets étaient situées dans un repère orthonormé (R_0) au centre de la pièce schématisé dans la figure 16.

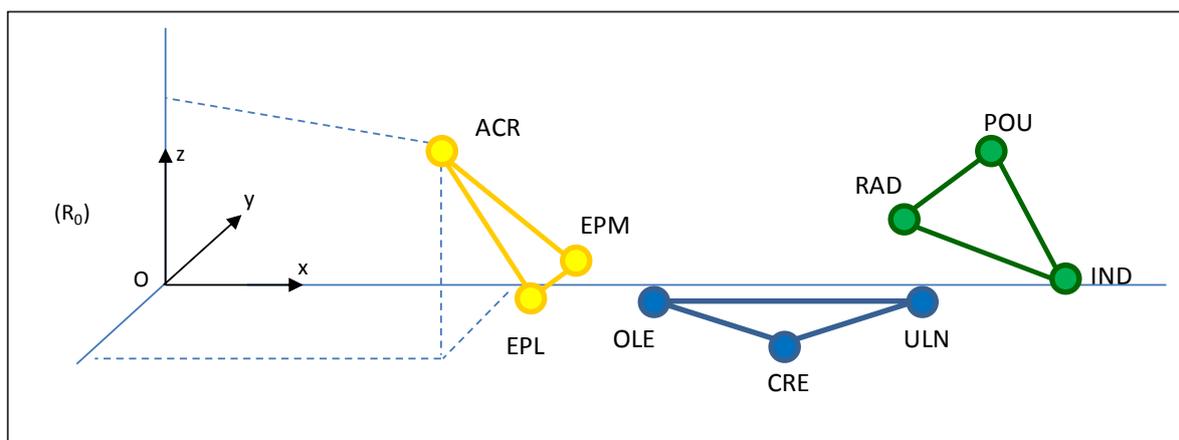


Figure 16 : Coordonnées des 9 marqueurs dans (R_0)

Afin de pouvoir comparer entre eux les mouvements des différents coudes, il convenait de rassembler les coordonnées des mouvements dans un repère unique (49). Nous avons choisi comme origine arbitraire du nouveau repère l'épicondyle médial (EPM), point considéré comme proche des centres de rotation du coude. Ce nouveau repère est nommé (R_1) (figure 17). L'origine était l'épicondyle médial (EPM), le marqueur situé au niveau du « V » deltoïdien (ACR) était situé sur l'axe des X. Les détails des calculs sont en annexe 2.

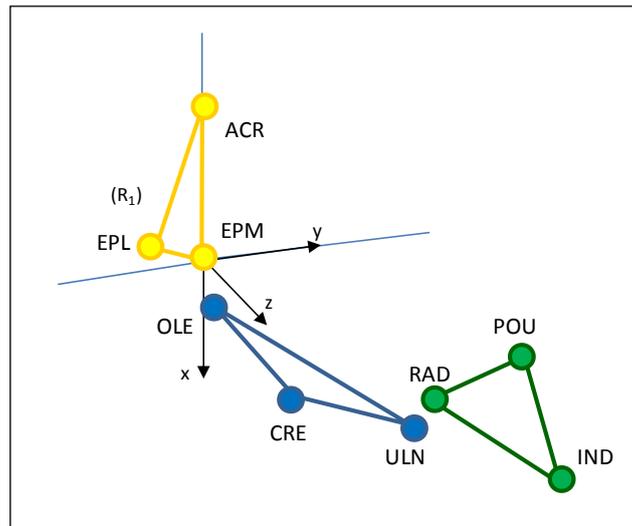


Figure 17 : Coordonnées des 9 marqueurs dans le nouveau repère (R_1)

Le changement de repère a nécessité plusieurs étapes. Dans un premier temps, pour déterminer les coordonnées des marqueurs dans le nouveau repère, il était nécessaire de soustraire les coordonnées d'EPM aux coordonnées des différents marqueurs à un instant T. Les coordonnées étaient exprimées dans le repère R_1 dont les axes X, Y et Z étaient parallèles à ceux de R_0 (figure 18).

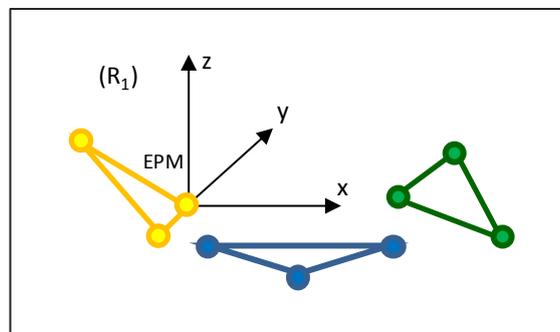


Figure 18 : Première étape du changement de repère : soustraction des coordonnées de EPM

Dans un deuxième temps, il a été effectué une rotation d'angle θ permettant d'intégrer le marqueur deltoïdien (ACR) et l'épicondyle latéral (EPL) dans un même plan (X,Y, Z=0) en conservant EPM comme origine (figure 19).

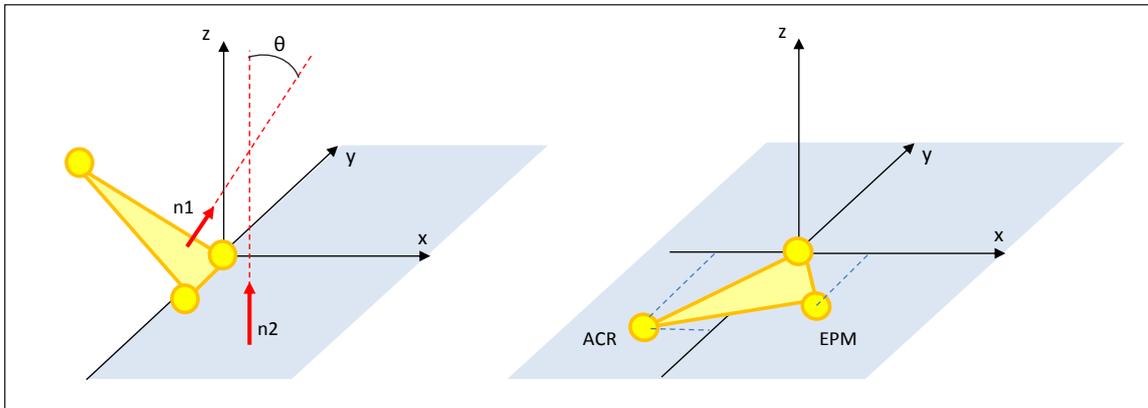


Figure 19 : Deuxième étape : rotation d'angle θ

Dans un dernier temps, il était réalisé une dernière rotation d'angle ϕ qui permettait de positionner l'ACR sur l'axe des X en maintenant l'EMP comme origine du repère (figure 20).

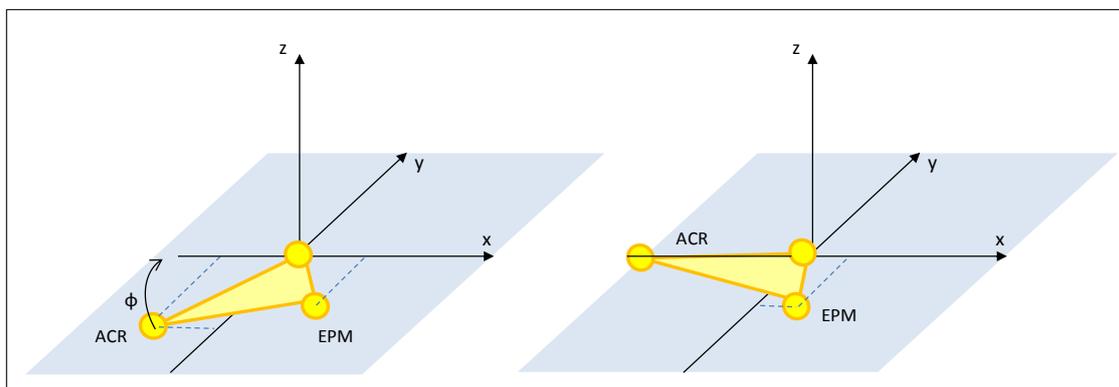


Figure 20 : Troisième étape : rotation d'angle ϕ

L'application de ces trois transformations sur l'ensemble des coordonnées des 9 marqueurs permettait de positionner ACR et EPL à tout moment de l'expérience dans le plan (X, Y, Z=0) et de comparer les positions et les mouvements du coude en intra et inter-individuel.

3.2.3. Centres de gravité des objets

Chaque élément osseux était représenté par 3 points (figure 14) qui formaient un triangle dans l'espace. C'est le barycentre, point d'intersection des 3 médianes de ce triangle, qui était considéré pour analyser les mouvements de chaque élément osseux.

Pour exemple dans la figure 21, le radius est représenté par trois points situés au niveau du pouce, du majeur et de la styloïde radiale. Gr représente donc le centre de gravité géométrique de l' « objet radius » et non le centre de gravité réel du radius. Les détails des calculs sont en annexe 3.

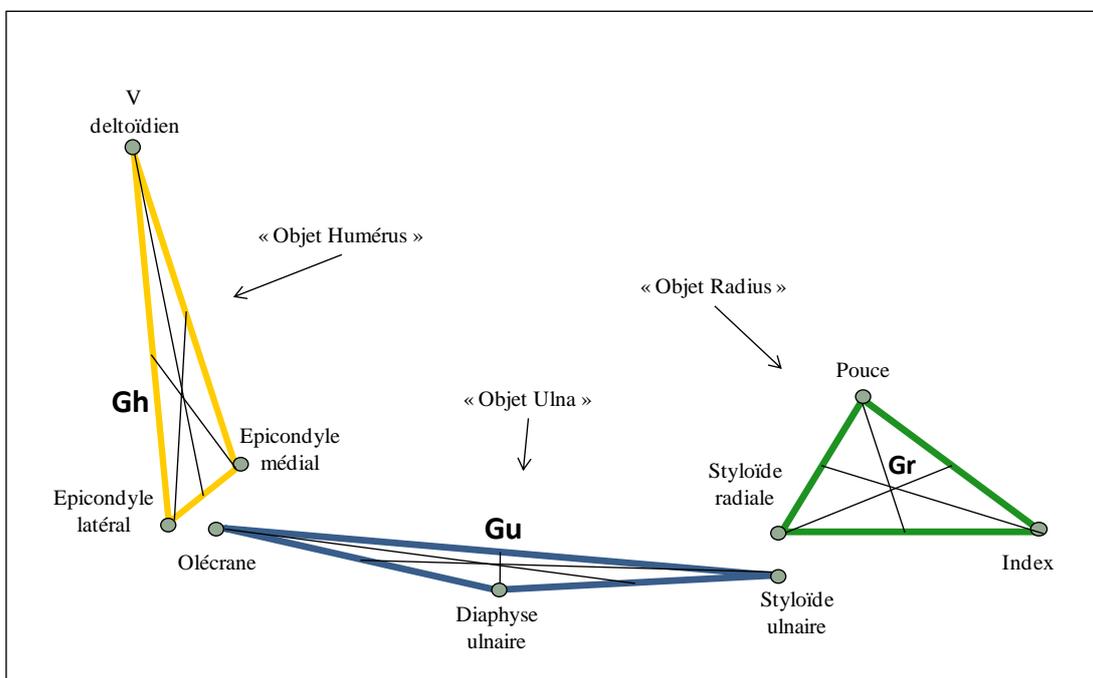


Figure 21 : Définition des centres de gravité des « objets radius, ulna et humérus ».

3.2.4. Angles de flexion

Nous avons calculé la position des centres de rotation (CDR) du coude en fonction de l'angle de flexion du coude.

La droite reliant le V deltoïdien et l'épicondyle latéral représentait l'axe du bras, la droite reliant l'épicondyle latéral et la styloïde ulnaire représentait l'axe de l'avant bras.

L'angle de flexion du coude α était défini entre le V deltoïdien, l'épicondyle latéral et la styloïde ulnaire. Le décalage entre la surface cutanée et le centre des marqueurs n'influçait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan [Annexe 4].

3.2.5. Calcul des centres de rotation (CDR)

Au cours de l'expérience, les centres de gravité des objets géométriques décrivaient un arc de cercle. Les centres de ces cercles seront nommés centres de rotation (CDR) et seront déterminés par une approche par la théorie des moindres carrés (50–52). Cette méthode est détaillée en annexe 5.

La théorie des moindres carrés est schématisée dans la figure 22. Elle vise à déterminer le centre Ω d'un cercle de rayon R et dont le périmètre passe au plus près d'un maximum de points. L'écart ε_p qui existe entre le cercle et les points est calculé. Le cercle est au plus près des points si la somme des carrés de cet écart est minimale. Les différents centres Ω calculés deviendront nos centres de rotation.

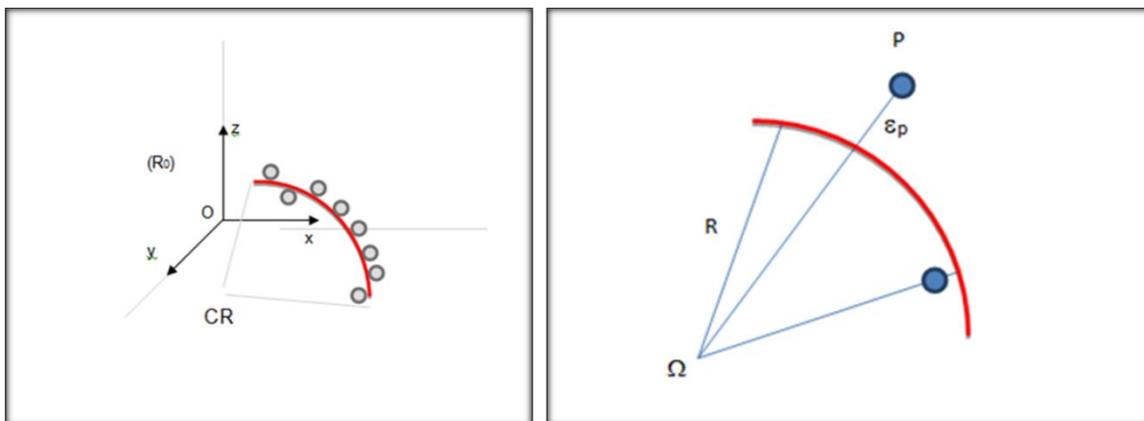


Figure 22 : Théorie des moindres carrés.

La méthode expérimentale employée donnait de façon non prévisible des mesures aberrantes. Certaines valeurs étaient mesurées accidentellement, du fait d'une erreur de manipulation ou d'un dysfonctionnement momentané de l'appareil de mesure. Ces valeurs devaient être détectées et éliminées afin de ne pas fausser la modélisation. Cette procédure est connue et utilisée couramment dans la métrologie expérimentale.

Ces valeurs aberrantes faisaient partie d'une population distincte de celle des mesures correctes. La distribution des erreurs suivait en principe une loi de distribution Normale. Dans certains cas, l'erreur était évidente et la mesure était éliminée facilement. Dans d'autre cas, un test statistique était utilisé pour fixer la limite au-delà de laquelle les valeurs devaient être éliminées. Ce test a été utilisé sur une série de données d'une pièce anatomique et d'un sujet sain.

En moyenne, les coordonnées 3D (x, y, z) des centres de rotation recalés dans le repère R_1 étaient de 10,1 mm (écart-type 15,4 mm pour $n=150$) pour la série de données de la pièce anatomique et du sujet sain. Afin de garder 95% des valeurs, nous avons choisi comme limite cette moyenne ± 2 écart-types, soit 40 mm.

Par conséquent, tout centre de rotation dont une des 3 coordonnées était distante de plus de 40 mm de l'épicondyle médial était éliminé car considéré comme aberrant. La répartition des données exclues est représentée dans le tableau I.

3.2.6. Analyse du mouvement de pronation supination de l'avant bras

3.2.6.1. Angle de pronation supination

L'angle de pronation supination (β) était calculé en fonction de la position initiale du sujet en supination maximale, ce qui correspondait au début du mouvement de rotation de l'avant bras. Les détails des calculs sont en annexe 6.

Il est représenté figure 23 et est défini par 3 points :

- Le premier point était représenté par le marqueur positionné au niveau de la styloïde radiale en supination maximale (R_0)

- Le deuxième point était représenté par la position initiale du marqueur de la styloïde ulnaire en supination maximale, considérée comme fixe (U_0)

- Le troisième point était représenté par la position du marqueur de la styloïde radiale au cours du mouvement ($R_1 \dots R_x$).

En supination, l'angle était égal à 0.

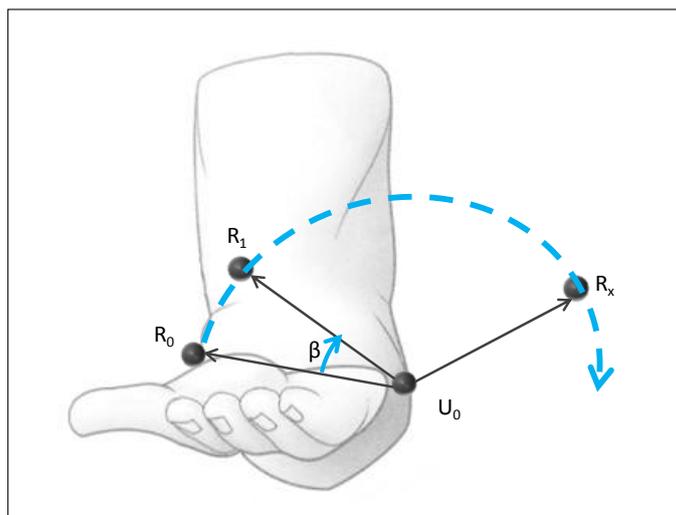


Figure 23 : Calcul de l'angle de pronation supination β

L'angle de flexion du coude était calculé simultanément pour vérifier sa relative constance. En effet sa modification au cours du mouvement pouvait influencer la rotation de l'avant-bras. Le décalage entre la surface cutanée et les marqueurs n'influçait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan.

3.2.6.2. Angle de pronation supination clinique

L'angle de pronation supination clinique (β') était calculé en prenant en compte l'orientation initiale de l'axe U_0R_0 qui n'était pas horizontal en supination complète comme schématisé dans la figure 24. Les détails des calculs sont en annexe 7.

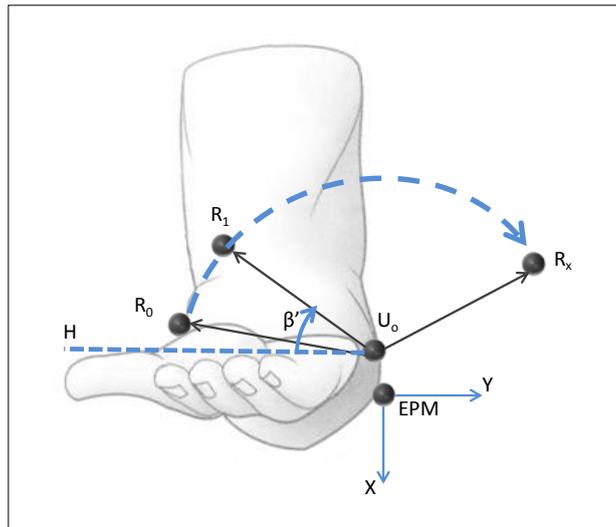


Figure 24 : Calcul de l'angle de pronation supination clinique β'

Le calcul de l'angle β' se faisait dans le plan (XY), les coordonnées sagittales Z n'étaient pas prises en compte.

L'angle β' était défini par 3 points :

- H : Point situé sur la ligne horizontale passant par U_0
- U_0 : Position du marqueur de la styloïde ulnaire en supination maximale
- R_x : Position du marqueur de la styloïde radiale lors du mouvement

3.2.6.3. Angle de déviation angulaire de l'ulna

Au cours de la rotation de l'avant-bras autour de son axe, le mouvement de l'ulna était analysé en calculant la déviation angulaire de l'ulna (γ). Cet angle était défini par 3 points (figure 25):

- U_0 correspondant à la position initiale et fixe du marqueur de la styloïde ulnaire en supination
- E_M correspondant à la position du marqueur de l'épicondyle médial, considérée comme fixe
- U_1 correspondant à la position variable du marqueur de la styloïde ulnaire au cours du mouvement de pronation

Le décalage entre la surface cutanée et les marqueurs n'influencerait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan. Les détails des calculs sont en annexe 8.

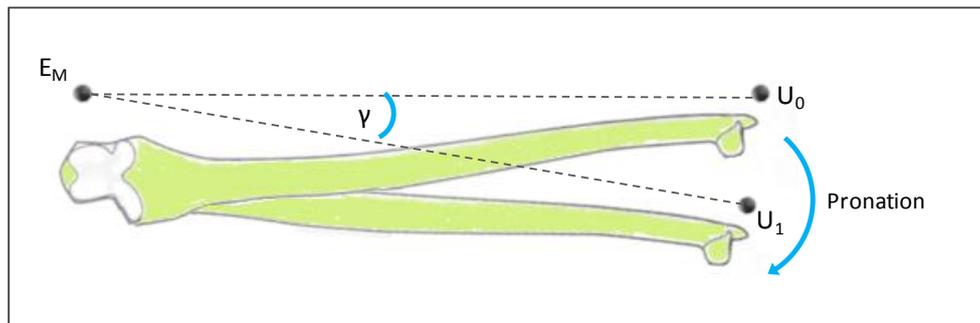


Figure 25 : Calcul de l'angle de déviation angulaire de l'ulna γ

3.2.6.4. Mouvement de cisaillement de l'ulna

Lors du mouvement de pronation supination, l'ulna décrit un mouvement de cisaillement par rapport au radius, représenté par la variation de l'index radio ulnaire.

Ce mouvement était analysé par le calcul de la distance C (figure 26) qui existait entre :

- U_0 : position du marqueur de la styloïde ulnaire au début du mouvement en position de supination maximale
- U_p : projection perpendiculairement de U_1 au cours du mouvement, sur la droite passant par E_M et U_0 .

Le décalage entre la surface cutanée et les marqueurs n'influencerait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan. Les détails des calculs sont en annexe 9.

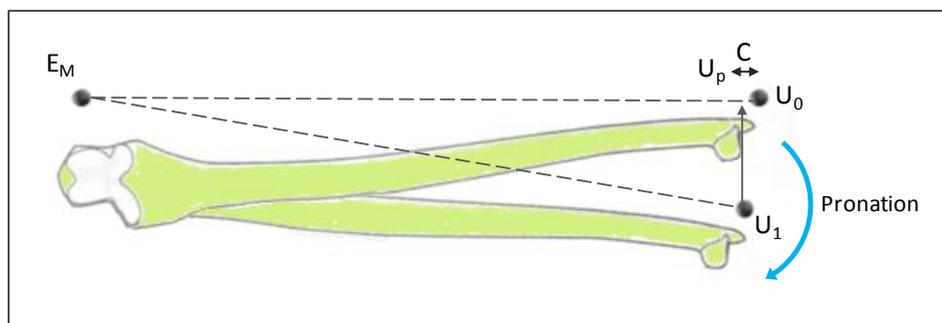


Figure 26 : Détermination du mouvement de cisaillement C

3.2.7. Fiabilité, répétabilité, reproductibilité, concordance et statistiques.

Afin d'interpréter correctement les résultats des centres de rotation, de l'angle de déviation angulaire de l'ulna et de la distance de cisaillement de l'ulna il était nécessaire de définir la précision ou justesse des mesures. De même, nous devons vérifier que deux séries de mesures réalisées sur un même sujet à des dates différentes étaient superposables.

La figure 27 schématise 3 types de méthodes en fonction de leur précision et de leur répétabilité. La meilleure méthode étant à la fois répétable et juste.

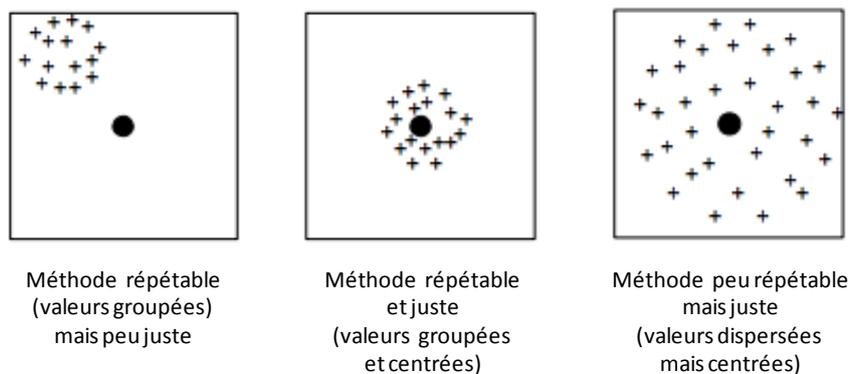


Figure 27 : Représentation schématique de 3 méthodes en fonction de leur répétabilité et de leur précision. Le cercle noir représente la valeur théorique, les croix représentent les valeurs mesurées.

3.2.7.1. Précision des mesures

La précision du VICON® n'était pas donnée par le constructeur. Une étude réalisée en 2002 par Vieilledent (53) comparait les performances des 8 principaux systèmes commerciaux d'analyse du mouvement, dont le VICON®. Il retrouvait d'excellentes performances en termes de précision et de reproductibilité (figures 28 a, b et c).

	Longueur du volume (m)	Distance mesurée (cm)	RMS (cm)	Erreur maxi (cm)
Ariel system	1.73	49.882	0.427	1.666
CODA	3.10	50.112	0.487	1.515
ElitePlus	2.00	50.133	0.173	0.584
Motion Analysis	4.00	49.796	0.059	0.183
Peak	4.60	49.942	0.091	0.259
Qualisys	2.50	49.906	0.080	0.198
Vicon	2.00	49.953	0.062	0.183

Figure 28 a. Distances mesurées entre 2 marqueurs espacés de 50 cm par les différents systèmes. (D'après Vieilledent (53))

	Distance mesurée (cm)	RMS (cm)	Erreur maxi (cm)
Ariel system	9.015	0.151	0.494
CODA	8.928	0.225	0.926
ElitePlus	9.159	0.446	1.613
Motion Analysis	9.057	0.149	0.599
Peak	9.076	0.177	0.582
Qualisys	9.004	0.221	1.276
Vicon	8.98	0.129	0.557

Figure 28.b Distances mesurées entre 2 marqueurs espacés de 9 cm par les différents systèmes (D'après Vieilledent (53))

	Angle mesurée (deg)	RMS (deg)	Erreur maxi (deg)
Ariel system	95.104	2.109	5.062
CODA	95.524	3.392	9.035
ElitePlus	95.148	4.287	14.309
Motion Analysis	95.798	1.761	6.284
Peak	96.500	3.772	12.666
Qualisys	94.389	4.498	19.256
Vicon	94.543	1.421	4.632

Figure 28.c Angles mesurés entre 3 marqueurs. L'angle réel était de 95.8° (D'après Vieilledent (53)).

3.2.7.2. Fiabilité

Habituellement, la fiabilité d'une méthode de mesure expérimentale est estimée par sa répétabilité et sa reproductibilité.

3.2.7.2.1.1. Répétabilité

La répétabilité concerne les mesures d'une seule et même grandeur au sein du même laboratoire, par le même opérateur, avec le même matériel et selon la même méthode sur des

pièces ou échantillons identiques à un court intervalle de temps. Elle décrit la variation des résultats de mesure due à l'instrument de mesure. Elle est estimée à partir de l'écart-type $S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}$ avec x_i représentant la $i^{\text{ème}}$ valeur de x , \bar{x} la moyenne des x_i et n le nombre de mesures. Les limites de n 'importe quelle valeur à 95% étaient de $\pm t \cdot s$, avec t la valeur de Student pour $(n-1)$ degré de liberté.

Dans notre étude, les mesures étaient représentées par des coordonnées en 3 dimensions (x , y , z), non analysables séparément. Elles ne représentaient pas une seule et même grandeur.

Pour l'analyse des centres de rotation lors de la flexion, nous avons calculé la différence de distance qu'il existait entre les CDR calculé chez le même individu à deux dates différentes.

Pour l'analyse de la déviation angulaire de l'ulna et de la distance de cisaillement de l'ulna, nous avons calculé la différence de distance qu'il existait chez un même individu à deux dates différentes.

3.2.7.2.1.2. Reproductibilité

La reproductibilité concerne les mesures d'une seule et même grandeur au sein de laboratoires différents, par des opérateurs différents avec des matériels différents selon la même méthode sur des pièces ou échantillons identiques. Elle décrit la variation des résultats de mesure due aux opérateurs. Cette grandeur ne pouvait être estimée dans notre étude, les mesures étant réalisées au sein d'un même laboratoire.

La fiabilité des mesures caractérisée par la répétabilité et la reproductibilité n'était donc pas estimable dans notre étude.

3.2.7.3. Concordance des mesures

Pour vérifier que deux séries de mesures réalisées sur un même sujet à des dates différentes étaient superposables, nous avons en plus de la répétabilité calculé la concordance des mesures par la méthode de Bland et Altman. Cette méthode permet de représenter la concordance entre 2 séries de mesures effectuées sur le même sujet à 2 dates différentes suivant la même méthodologie que l'ensemble des autres mesures. Les 2 séries de mesures

ont été effectuées à 1 semaine d'intervalle. La méthode de Bland et Altman permet de calculer la moyenne et la différence des 2 mesures réalisées à ces 2 dates.

La moyenne de la différence (d) permet d'estimer le biais. Le biais a une valeur théorique proche de 0, s'il s'en écarte on peut supposer qu'il existe une erreur systématique. La plupart des points sont attendus entre les limites d'agrément tracées en bleu (figure 29). Ces limites sont par définition $\pm 1,96 \times$ écart-type de la différence (sdd). Plus les points sont proches de 0, meilleure est la concordance entre les 2 mesures.

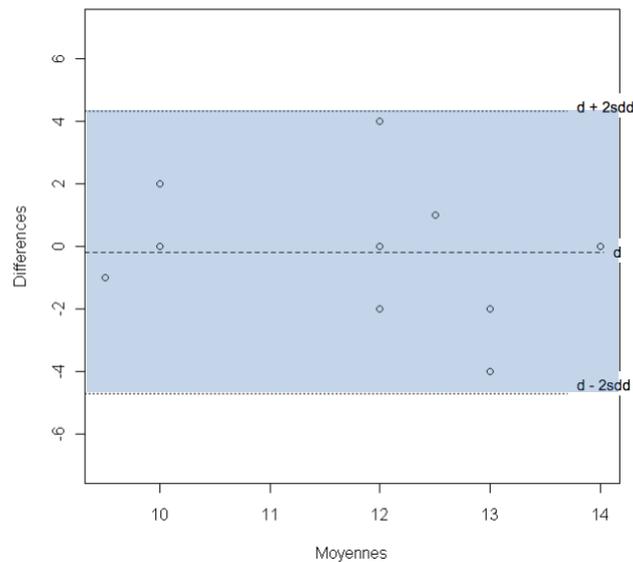


Figure 29 : Méthode de Bland et Altman

3.2.7.4. Analyses statistiques

Le test utilisé est le test t de Student sur échantillons non appariés (au risque alpha 0,05).

Synthèse de la méthode :

1. L'humérus, le radius et l'ulna sont représentés chacun par 3 marqueurs réfléchissants
2. Les marqueurs sont caractérisés dans les 3 dimensions de l'espace par leurs coordonnées x, y et z
3. Les coordonnées des marqueurs des différents sujets sont recalées au sein d'un repère unique R_1 grâce à un programme informatisé dédié, afin d'être comparables entre elles
4. Les centres de gravité des objets « humérus », « radius » et « ulna » sont calculés dans R_1 et sont utilisés pour analyser leurs déplacements
5. Les centres de rotation du coude lors de la flexion sont calculés par la méthode des moindres carrés
6. Les centres de rotation distants de plus de 4 cm de l'épicondyle médial sont exclus
7. La déviation angulaire de l'ulna et la distance de latéralité de l'ulna sont calculées par trigonométrie
8. Pour les statistiques : calcul de la répétabilité, de la concordance et test de t de Student

4. RESULTATS

4.1. Données exclues de l'étude

Le nombre de CDR exclus est représenté dans la figure 30. Il est de 1090 sur 3348 (32.6%) [Annexes 10].

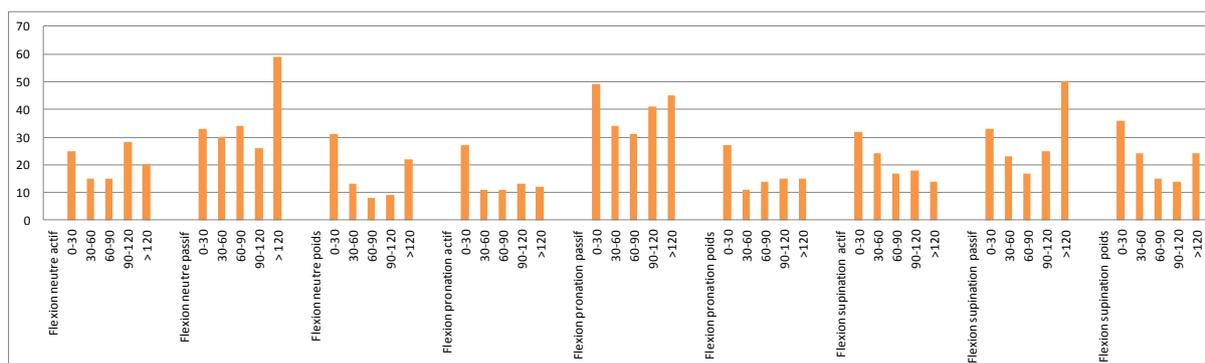


Figure 30 : Nombre de CDR exclus en fonction de l'angle de flexion et du type de mouvement.

La répartition des pertes en fonction des angles est représentée dans le tableau I.

Tableau I : a. Nombre de CDR exclus en fonction de l'angle de flexion du coude.
b. Nombre de CDR exclus en fonction du type de mouvement

Angle	Nombre de KO	%
0 - 30°	293	27
30-60°	185	17
60-90°	162	15
90-120°	189	17
>120°	261	24

a.

Mouvement	Nombre de KO	%
Actif	282	26
Passif	530	49
Poids	278	25

b.

4.2. Répétabilité et concordance

La répétabilité et la concordance sont représentées dans le tableau II. Le détail des calculs est en annexe 11.

Tableau II : Répétabilité et concordance des mesures pour les pièces anatomiques et sujets sains

	Pièces anatomiques	Sujets sains
Répétabilité		
Flexion Extension, mm (bornes)	13,07 (\pm 26,14)	17,26 (\pm 34,35)
Pronation Supination, mm (bornes)	7,37 (\pm 14,45)	16,86 (\pm 33,55)
Concordance (biais / limites)		
Flexion Extension, mm (bornes)	2,05 (-21,67 / 25,78)	- 0,79 (-32,63 / 31,05)
Pronation Supination, mm (bornes)	1,86 (-12,1 / 15,83)	- 1,93 (-27 / 23,14)

4.3. Localisation des centres de rotation dans le repère orthonormé X, Y, Z

4.3.1.1. Localisation des centres de rotation sur l'axe des x

L'axe des x localise les centres de rotation de façon verticale par rapport à l'axe bi-épicondylien. Des CDR avec des valeurs positives se situaient en dessous de l'EPM (figure 31).

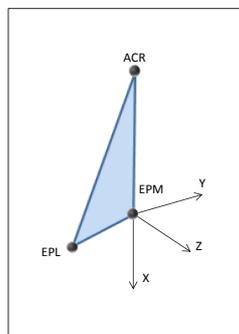


Figure 31 : Représentation des axes x, y et z par rapport à EPM.

La répartition des centres de rotation du coude sur l'axe des x, tous mouvements confondus, est représentée par un histogramme en forme de cloche. La moyenne est de 2 mm, médiane 2 mm, ET 9 mm. Les centres de rotation étaient globalement localisés en dessous de l'épicondyle médial (figure 32).

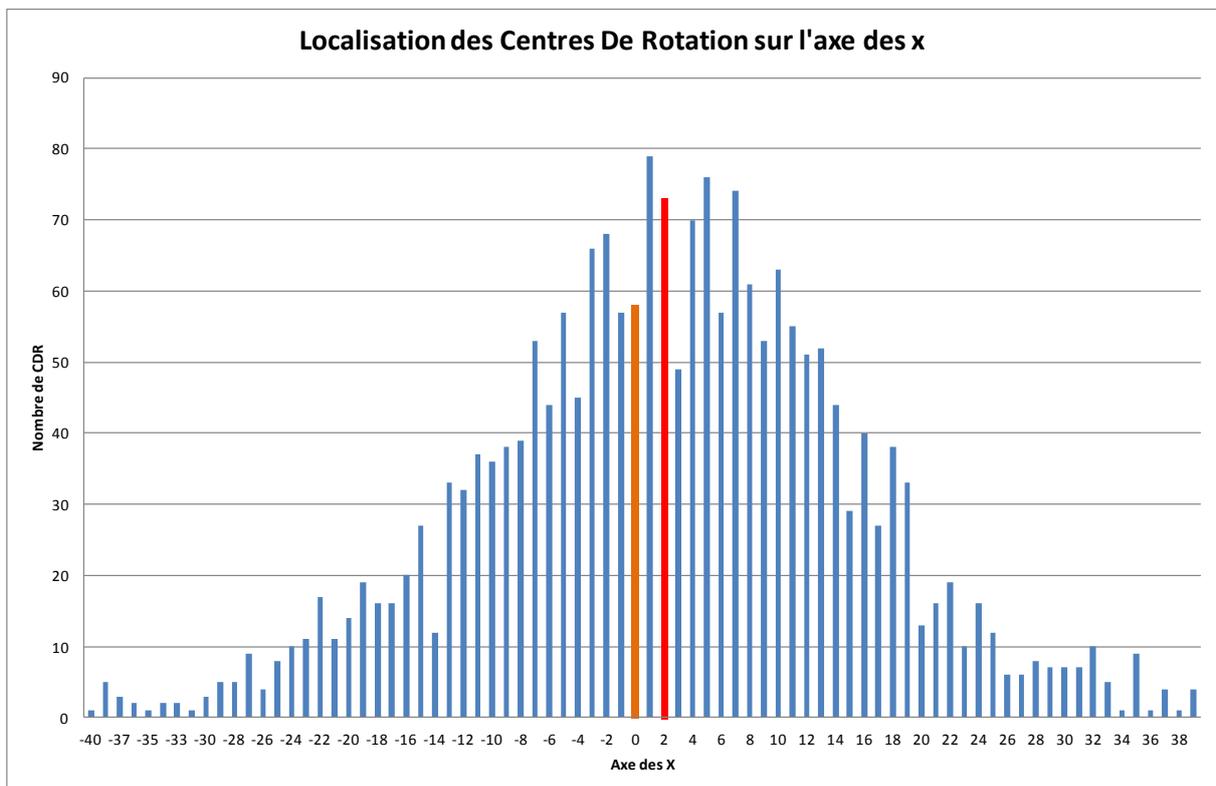


Figure 32 : Localisation des CDR sur l'axe des x (en mm), toutes données confondues.

Si l'on compare les CDR en fonction du sexe, du radius, de l'ulna, de la position de l'avant bras ainsi que du mode de flexion du coude, on obtient des courbes en forme de cloche [Annexe 12] et dont les résultats sont présentés dans le tableau III et dans la figure 33.

Tableau III : Moyenne, médiane et écart type des CDR sur l'axe des x (en mm).

	Moy	X Med	ET
Global	2	2	9
Femmes	1	1	9
Hommes	3	4	10
Radius	1	1	10
Ulna	4	4	9
Neutre	1	1	10
Pronation	1	1	9
Supination	5	5	9
Actif	3	3	9
Passif	1	1	11
Poids	2	2	9

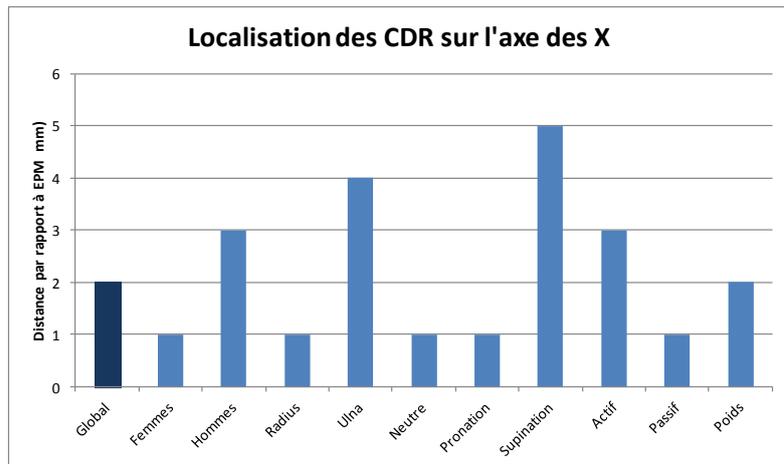


Figure 33 : Moyennes des CDR sur l'axe des x (en mm)

La différence entre hommes et femmes n'était pas significative ($p=0.34$).

La différence entre radius et ulna n'était pas significative ($p=0.19$).

La différence entre neutre et pronation était non significative ($p=0.41$) ainsi qu'entre neutre et supination ($p=0.74$).

La différence entre actif et passif était non significative ($p=0.66$), ainsi qu'entre actif et poids ($p=0.77$).

En séparant le radius et l'ulna pour les hommes et les femmes et pour chacun des mouvements, on obtient la figure 34.

Il n'existait pas de différence significative entre le radius et l'ulna pour les hommes et les femmes en fonction du mode d'exécution du mouvement ou de l'orientation de l'avant bras.

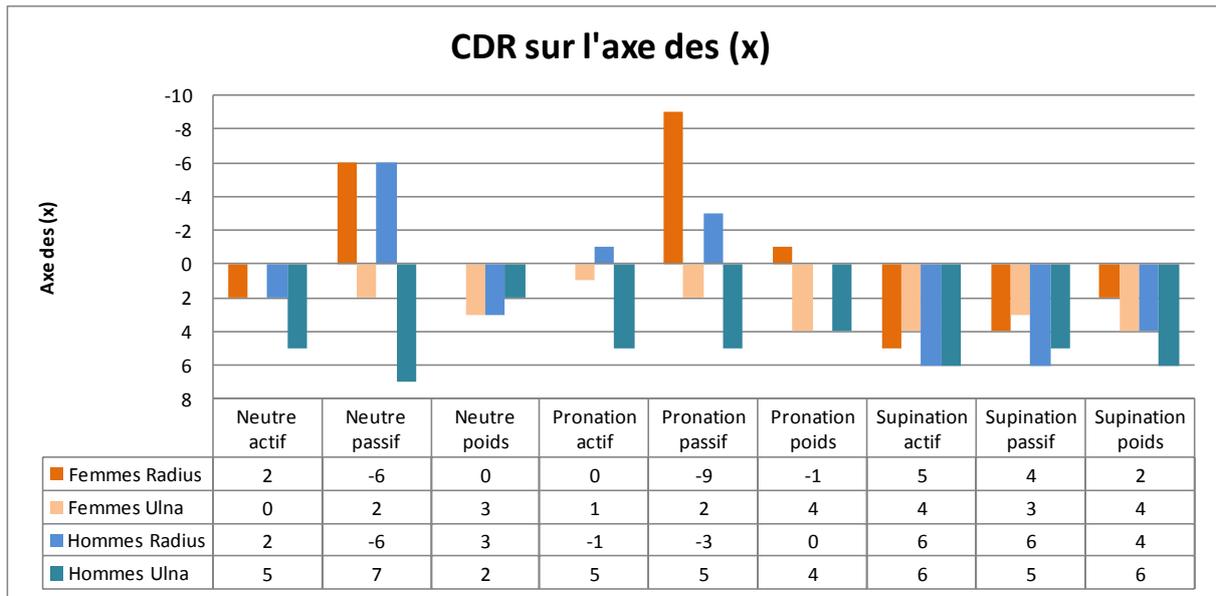


Figure 34 : Localisation des CDR sur l'axe des x pour le radius et l'ulna en fonction du sexe, de la position de l'avant bras et du mode d'exécution du mouvement (en mm)

4.3.1.2. Localisation des centres de rotation sur l'axe des y

L'axe des Y localise les centres de rotation de façon horizontale médio-latéralement, sur un axe proche de l'axe bi-épicondylien, par rapport à l'épicondyle médial qui est l'origine du repère. Des CDR avec des valeurs négatives se situent en dehors de l'épicondyle médial, c'est-à-dire entre EPM et EPL (figure 31).

La répartition des centres de rotation du coude sur l'axe des y, tous mouvements confondus, est représentée par un histogramme en forme de cloche. La moyenne est de -9 mm, médiane - 8 mm, ET 13 mm. Les CDR étaient globalement localisés en dehors de l'épicondyle médial (figure 35).

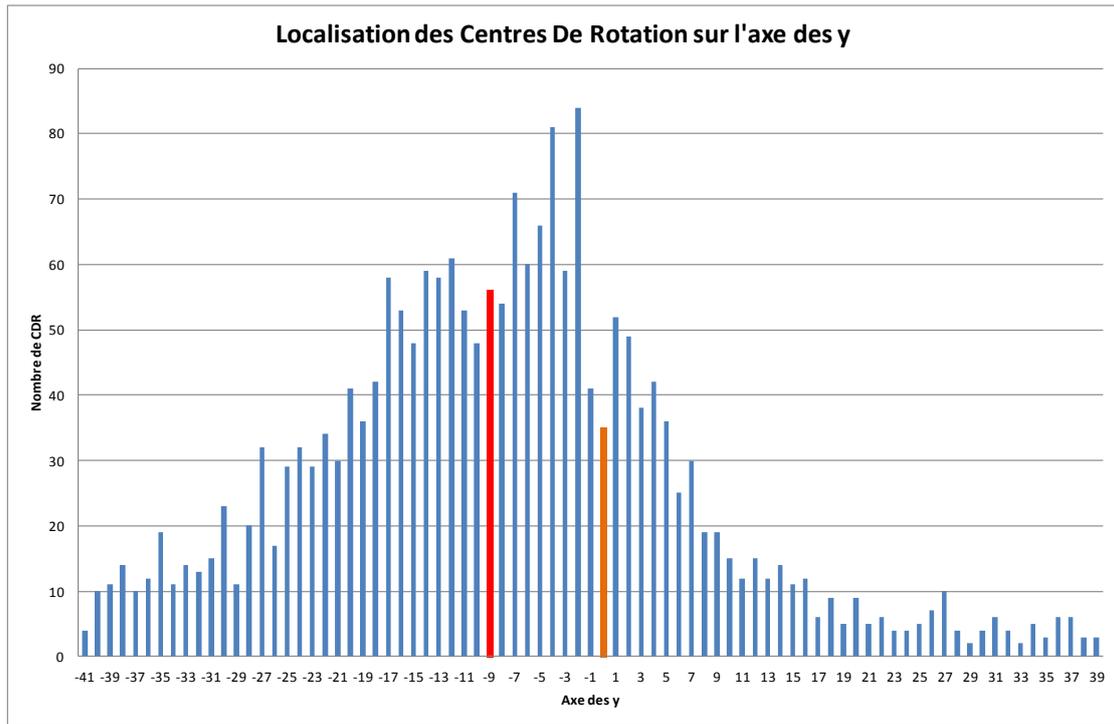


Figure 35 : Représentation de la localisation des CDR sur l’axe des y (en mm), toutes données confondues.

Si l’on compare les CDR sur l’axe y en fonction du sexe, du radius, de l’ulna, de la position de l’avant bras ainsi que du mode de flexion du coude, on obtient des courbes en forme de cloche et dont les résultats sont présentés dans le tableau IV et dans la figure 36.

Tableau IV : Moyenne, médiane et écart type des CDR sur l’axe y (en mm).

	Y		
	Moy	Med	ET
Global	-9	-8	13
Femmes	-7	-8	13
Hommes	-10	-9	13
Radius	-9	-9	13
Ulna	-8	-7	13
Neutre	-11	-11	14
Pronation	-8	-8	12
Supination	-7	-6	13
Actif	-9	-8	13
Passif	-7	-6	13
Poids	-9	9	13

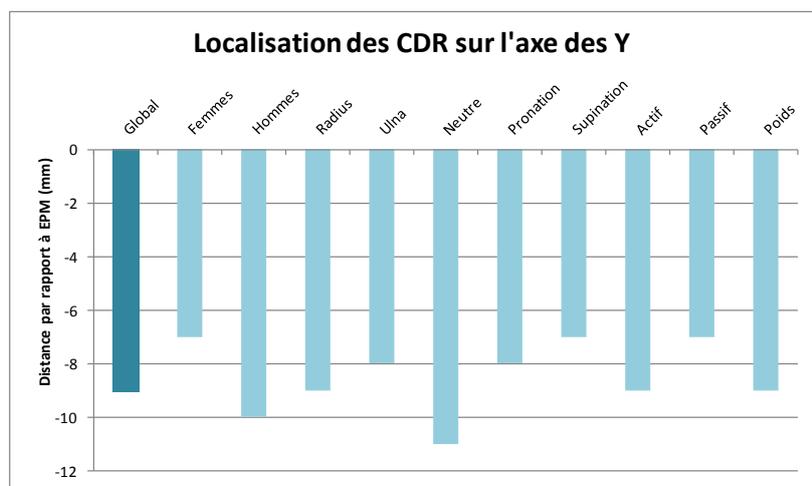


Figure 36 : Moyennes des CDR sur l’axe des y (mm)

La différence entre hommes et femmes était non significative ($p=0.33$).

La différence entre radius et ulna était significative ($p=0.0005$).

La différence entre neutre et pronation était non significative ($p=0.95$), ainsi qu'entre neutre et supination ($p=0.11$).

La différence entre actif et passif était non significative ($p=0.56$), ainsi qu'entre actif et poids ($p=0.53$).

En séparant le radius et l'ulna pour les hommes et les femmes et pour chacun des mouvements, on obtient la figure 37.

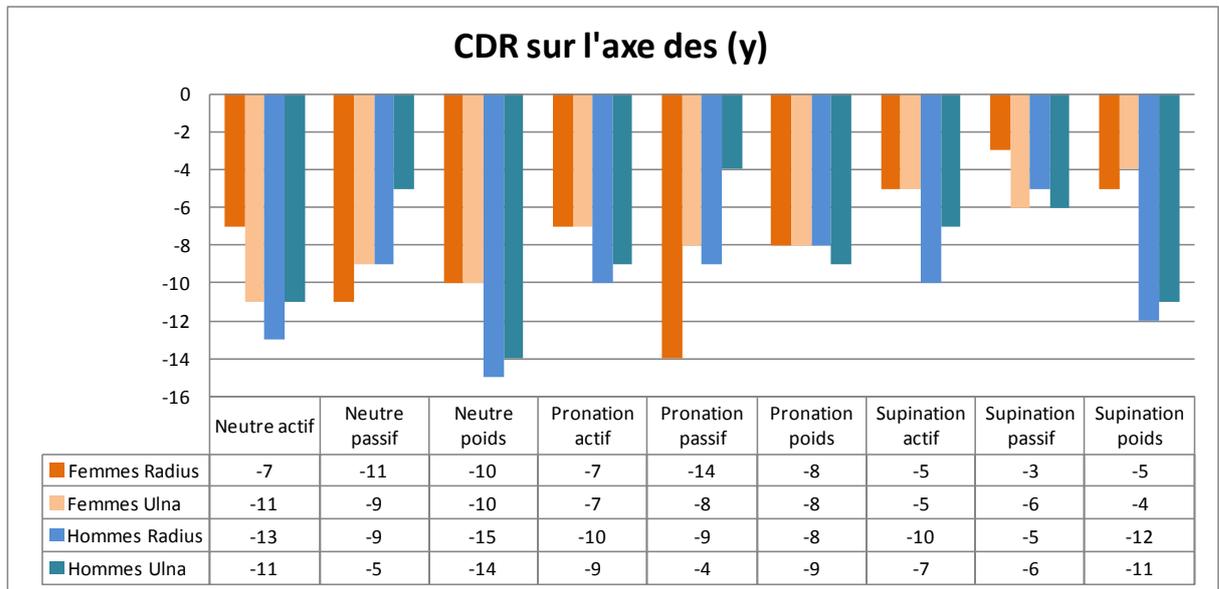


Figure 37 : Localisation des CDR sur l'axe des y pour le radius et l'ulna en fonction du sexe, de la position de l'avant bras et du mode d'exécution du mouvement (en mm).

Il n'existait pas de différence significative entre le radius et l'ulna pour les hommes et les femmes en fonction du mode d'exécution du mouvement ou de l'orientation de l'avant bras sauf pour l'ulna en passif et actif chez les hommes ($p=0.04$).

4.3.1.3. Localisation des centres de rotation sur l'axe des Z

L'axe des z localise les centres de rotation de façon horizontale ventro-dorsalement. Des CDR avec des valeurs positives se situent en avant de l'épicondyle médial (figure 31).

La répartition des centres de rotation du coude sur l'axe des z, tous mouvements confondus, est représentée par un histogramme en forme de cloche. La moyenne est de 8 mm, médiane 8 mm, ET 12 mm. Les CDR étaient globalement situés en avant de l'épicondyle médial (figure 38).

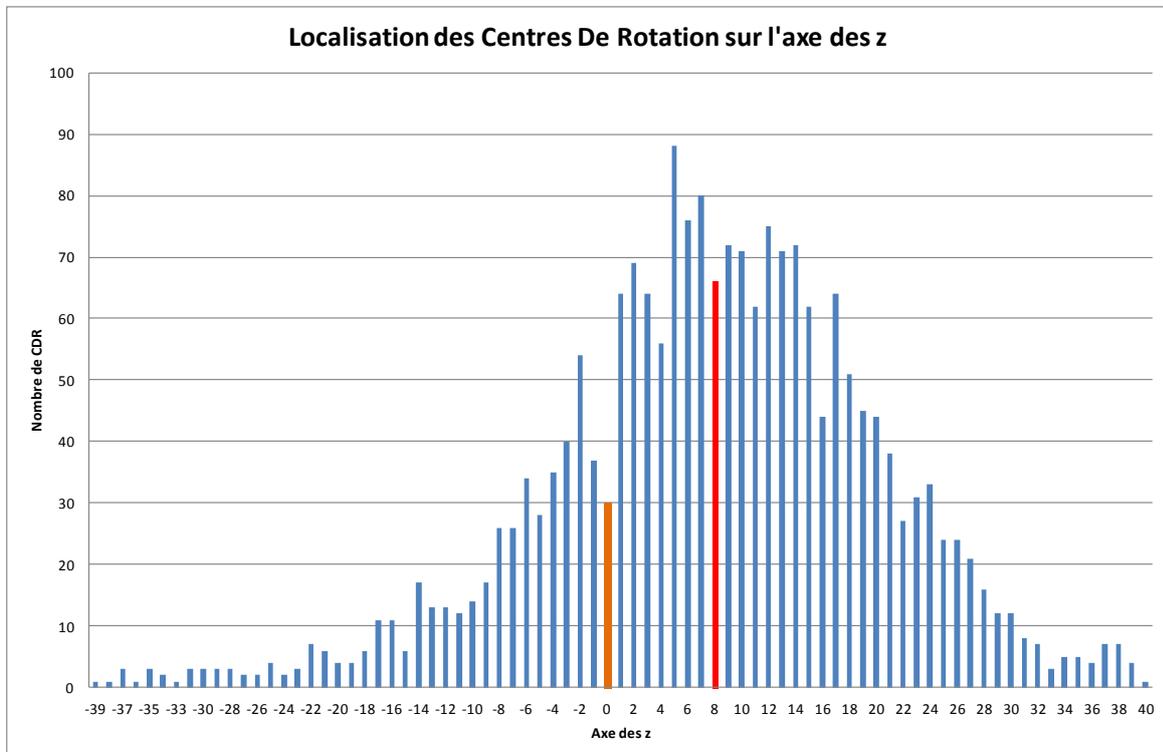


Figure 38 : Représentation de la localisation des CDR sur l'axe des z (en mm), toutes données confondues.

Si l'on compare les CDR sur l'axe z en fonction du sexe, du radius, de l'ulna, de la position de l'avant bras ainsi que du mode de flexion du coude, on obtient des courbes en forme de cloche et dont les résultats sont présentés dans le tableau V et dans la figure 39.

Tableau V : Moyenne, médiane et écart type des CDR sur l'axe z (en mm)

	Moy	Z	
		Med	ET
Global	8	8	12
Femmes	7	8	12
Hommes	9	9	12
Radius	8	8	11
Ulna	8	9	13
Neutre	9	10	12
Pronation	6	6	10
Supination	9	9	13
Actif	9	9	11
Passif	4	4	13
Poids	9	10	11

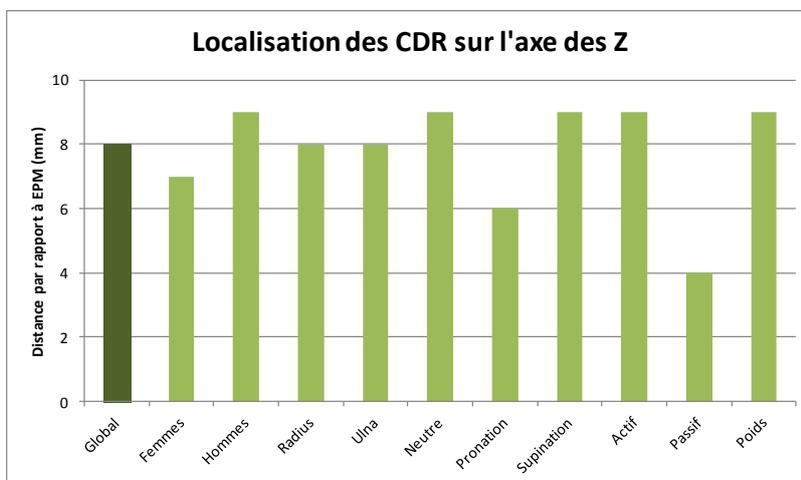


Figure 39 : Moyennes des CDR sur l'axe des z (mm)

La différence entre hommes et femmes était significative ($p=0.01$). Les centres de rotation des hommes étaient plus antérieurs que ceux des femmes.

La différence entre radius et ulna était proche de la significativité ($p=0.07$).

La différence entre neutre et pronation était significative ($p=0.02$) ainsi qu'entre neutre et supination ($p=0.003$).

La différence entre actif et passif était significative ($p<0.0001$), et très proche de la significativité entre actif et poids ($p=0.06$).

En séparant le radius et l'ulna pour les hommes et les femmes et pour chacun des mouvements, on obtient la figure 40.

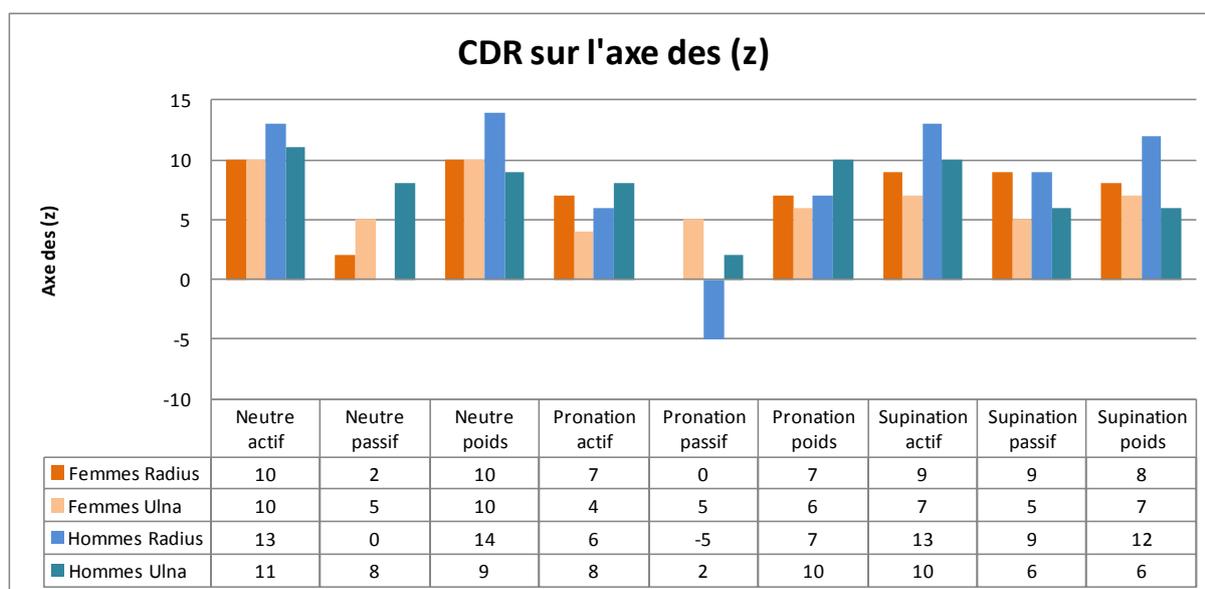


Figure 40 : Localisation des CDR sur l'axe des z pour le radius et l'ulna en fonction du sexe, de la position de l'avant bras et du mode d'exécution du mouvement (en mm)

Il n'existait pas de différence significative entre le radius et l'ulna pour les hommes et les femmes en fonction du mode d'exécution du mouvement ou de l'orientation de l'avant bras sauf pour :

- Le radius en position neutre et pronation ($p=0.04$) : les CDR étaient plus antérieurs en position neutre (8 mm) qu'en pronation (4 mm).
- Le radius en position neutre et en supination ($p=0.002$) : les CDR étaient plus antérieurs en supination (10 mm) qu'en position neutre (8 mm).
- L'ulna en passif et en actif ($p<0.0001$) : les CDR étaient plus antérieurs en actif (8 mm), qu'en passif (5 mm).
- L'ulna en passif et avec poids ($p=0.02$) : les CDR étaient plus antérieurs avec poids (8 mm), qu'en passif (5 mm).

La figure 41 résume la localisation des CDR sur l'axe des x, y et z. Globalement les centres de rotation du coude sont situés en dessous, en avant et en dehors de l'épicondyle médial.

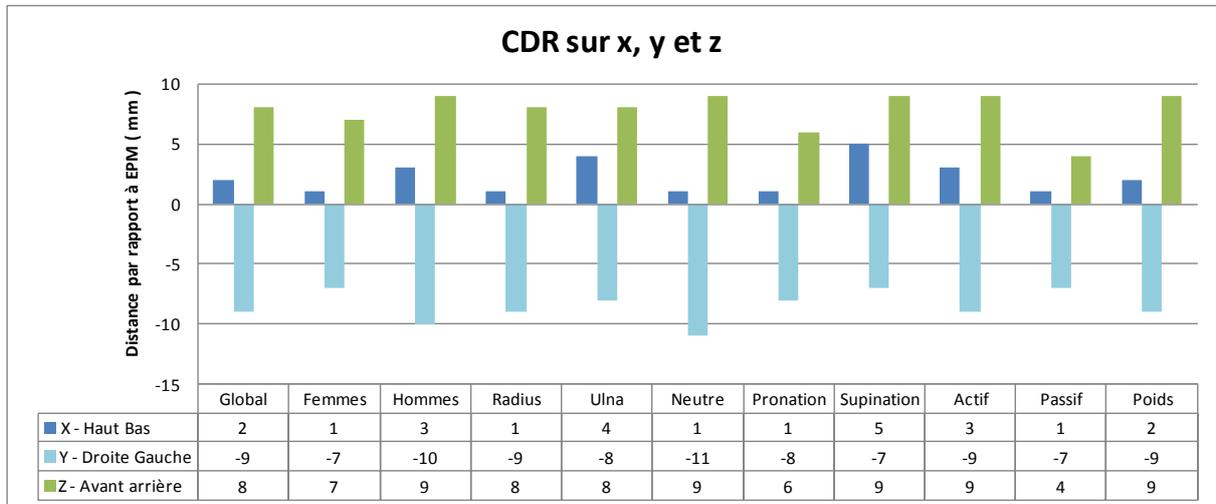


Figure 41 : Résumé de la localisation des CDR sur les axes x, y et z.

4.4. Pronation

4.4.1. Angle de flexion du coude lors du mouvement de pronation

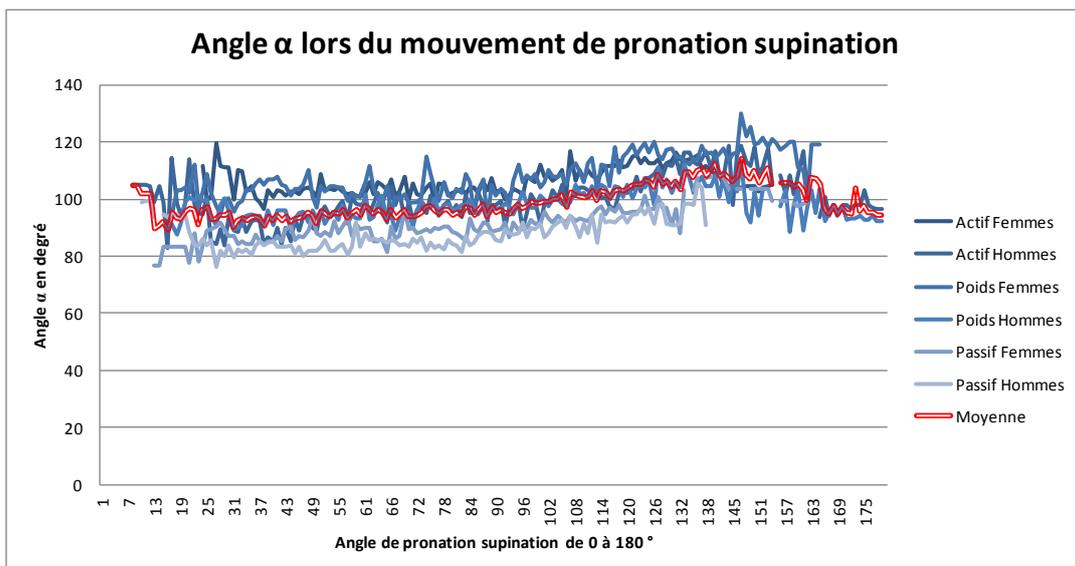


Figure 42 : Angle de flexion du coude lors de la rotation de l'avant bras

L'angle de flexion du coude lors du mouvement de pronation supination était compris entre 80 et 120° avec une moyenne de 98.9° (figure 42).

Si l'on distingue actif, poids et passif : cet angle était de 102.4° en actif, 102.5° avec poids et 90.7° en passif [Annexe 13].

4.4.2. Angle de déviation angulaire de l'ulna lors du mouvement de pronation

L'angle de déviation angulaire de l'ulna représentait la translation en valgus de l'ulna lors de la pronation. La figure 43 montre l'augmentation linéaire de cet angle lors de la pronation, traduisant une translation externe de l'ulna. Cet angle était égal à 0 en supination maximale et atteint un maximum de 10.8° à 132° de pronation. Le coefficient de détermination de la droite de régression linéaire était fort (0.98).

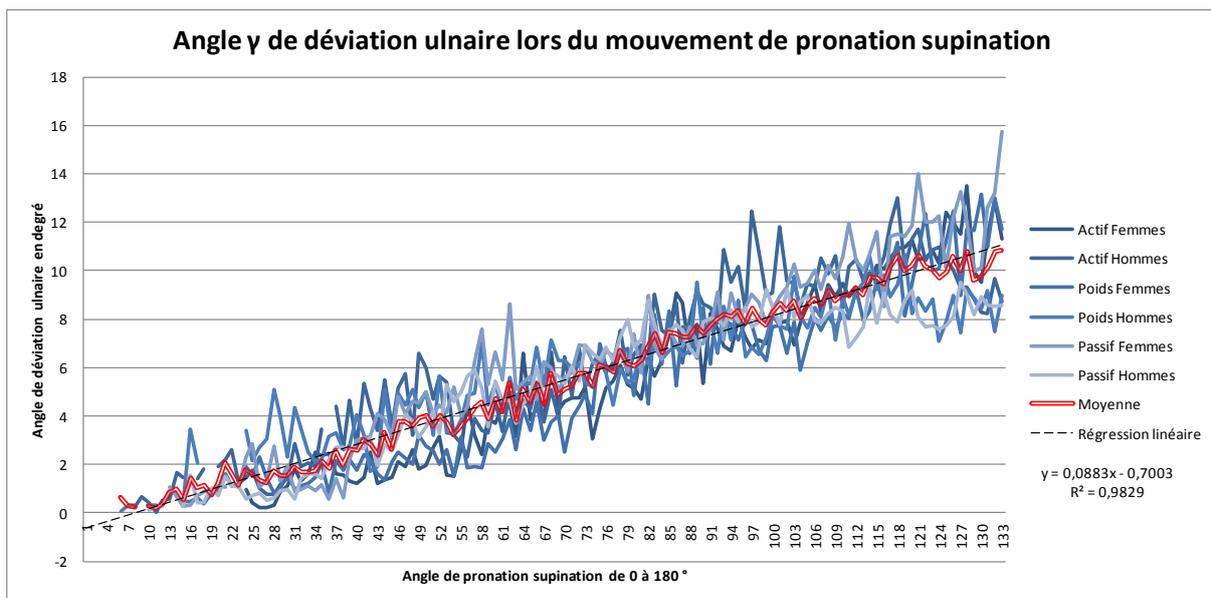


Figure 43 : Angle de déviation angulaire de l'ulna au cours de la rotation de l'avant bras

Les figures 44.a et 44.b montrent l'évolution de cet angle chez les femmes et les hommes en fonction du mode d'exécution du mouvement. L'angle de déviation angulaire de l'ulna était plus grand chez les femmes (12°) que chez les hommes (10°). L'angle de déviation angulaire de l'ulna chez les femmes était similaire en actif, en passif et avec poids à 12°. L'angle de

déviations angulaires de l'ulna chez les hommes était plus important en actif (11.7°), qu'avec poids (10°) ou en passif (9°).

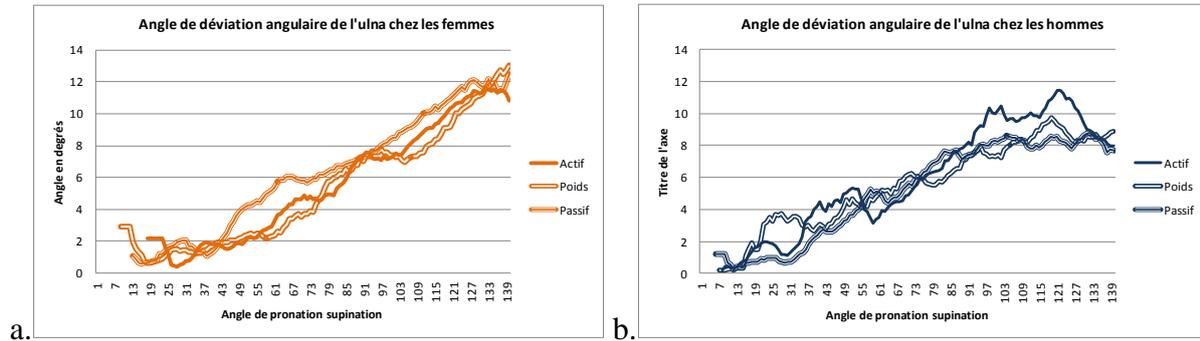


Figure 44 : a. Angle de déviation angulaire de l'ulna en actif, en passif et avec poids chez les femmes.
 b. Angle de déviation angulaire de l'ulna en actif, en passif et avec poids chez les hommes.

4.4.3. Distance de cisaillement de l'ulna C au cours du mouvement de pronation

La distance de cisaillement de l'ulna représente l'index radio ulnaire. La figure 45 montre l'évolution du cisaillement lors de la rotation de l'avant bras : cette distance était de 0 mm en supination maximale, -8 mm en position neutre et 0 mm à 130° de pronation.

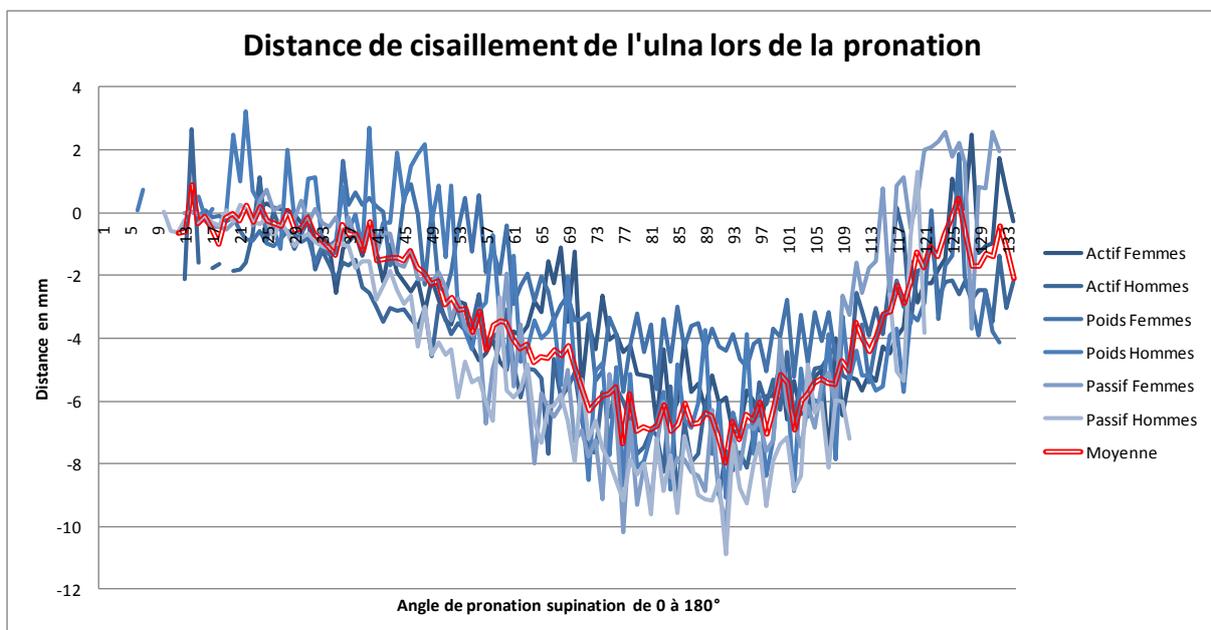


Figure 45 : Distance de cisaillement de l'ulna (en mm) lors de la pronation

Les figures 46.a et 46.b montrent l'évolution de cette distance chez les femmes et les hommes en fonction du mode d'exécution du mouvement. La distance de cisaillement maximale de l'ulna était plus grande chez les hommes (-8 mm) que chez les femmes (-6 mm). La distance de cisaillement en passif était plus grande qu'en actif et qu'avec poids chez les hommes et les femmes.

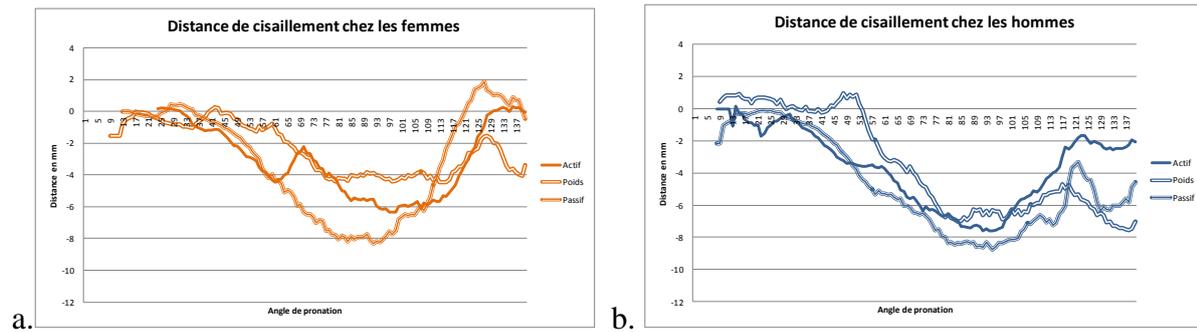


Figure 46 : a. Distance de cisaillement de l'ulna chez les femmes en actif, passif et poids.
b. Distance de cisaillement de l'ulna chez les hommes en actif, passif et poids.

5. DISCUSSION

5.1. Analyse du matériel et méthode

5.1.1. La population

Notre population était composée de sujets jeunes. Il n'avait pas été réalisé de radiographie avant manipulation car en l'absence de traumatisme, il était peu probable de découvrir une pathologie arthrosique ou une instabilité de coude. L'étude sur 30 sujets donnait une forte puissance à nos résultats.

Nos sujets jeunes et en bonne santé nous ont permis d'analyser une population considérée comme « normale », contrairement aux études sur pièces anatomiques qui sont prélevées en général chez des patients âgés, avec possiblement des pathologies sous jacentes (1–4,17,44,54,55). De plus, les pièces anatomiques peuvent être à l'origine d'une raideur même avec une préparation souple.

Les paramètres anthropométriques recueillis permettaient de calculer les indices de masse corporelle qui étaient entre 20 et 25. Il n'y avait pas de surpoids ou d'hypertrophie musculaire susceptibles de masquer les capteurs ou de limiter précocement les amplitudes en particulier de flexion.

Nous avons donc pu étudier le coude dans une population saine qui permettait d'extrapoler les résultats à la population générale.

5.1.2. Matériel

Peu d'études ont été menées de façon dynamique sur le membre supérieur en comparaison au membre inférieur (56–59). En effet, la majorité des études utilisent la radiographie (13,17), la tomodensitométrie (19,20,23,27,39) ou l'IRM (8,29) pour étudier le coude de façon statique. Pour ce qui est des études en dynamique, les systèmes électromagnétiques ont longtemps été utilisés (4,17,21,44,46,60,61) mais les systèmes optoélectroniques tels que le VICON® prennent une place de plus en plus importante dans les études biomécaniques (53).

Ce système a connu un essor considérable par son utilisation dans le sport (62), la musique (63) ou encore les films d'animation. L'utilisation dans des domaines où l'apport financier est important a permis un développement accru et une précision de plus en plus grande du matériel. Vieilledent (53) comparait dans son étude en 2002, les performances des 8 principaux systèmes commerciaux d'analyse du mouvement utilisant des reconstructions en 3 dimensions, et montrait que le système VICON® 370, ancienne génération, obtenait d'excellentes performances en termes de précision et de reproductibilité (figures 28.a,b et c). Malgré tout, mesurer des distances inférieures à la précision de l'appareil engendre des forcément un biais.

Par contre, il notait une confusion des marqueurs lorsque la distance entre deux marqueurs était inférieure ou égale à 1 cm. Il en résultait une permutation des trajectoires des deux marqueurs. Nous l'avons constaté lors de nos manipulations et avons corrigé manuellement ces erreurs par une nouvelle identification manuelle. Ces permutations n'influençaient pas les coordonnées des marqueurs.

Le positionnement des caméras fixées aux murs permettait une répétabilité de la méthode, d'une séance à l'autre. Par contre, l'éloignement des marqueurs par rapport à ces caméras diminuait la précision des mesures.

Un des avantages de ce système était d'analyser les mouvements du coude de façon non invasive. En effet, certaines études utilisent des méthodes précises mais invasives comme l'implantation intra osseux de marqueurs en titane couplés au scanner (18,19). La fixation des marqueurs réalisée à l'aide d'adhésif double face avait comme inconvénient une tenue parfois instable des marqueurs, par rapport à une fixation trans-osseuse. De plus, le positionnement des marqueurs à même la peau implique un biais de recueil des données dû au glissement cutané qui a tendance à augmenter les valeurs. Ces glissements cutanés étaient estimés à 23 mm dans la thèse de Sauvage (48) qui calculait la distance ACR-EPM et ACR-EPL au début et à la fin des mouvements. De nombreux auteurs ont étudié le glissement cutané et essayé de contourner ce biais (64–71). Nous n'avons pas appliqué ces formules à notre étude car l'analyse de la cinématique passive du coude sur 10 pièces anatomiques ne retrouvait pas de différence significative pour les CDR entre les marqueurs fixés sur l'os ou sur la peau (72).

Un autre avantage était l'analyse dynamique des mouvements chez des sujets sains in vivo avec des enregistrements en « direct », traités immédiatement et rapidement. Les mouvements

étaient enregistrés dans leur globalité et sans contrainte et non pas séquencés ou stoppés comme cela est le cas dans des études statiques. De même, l'étude active représente la physiologie réelle de l'articulation et non pas une extrapolation des études en passif sur le vivant, ce qui peut parfois être différent (21,55,56).

Le système optoélectronique Vicon® nous a permis de travailler directement dans l'espace et de retracer visuellement la trajectoire de chaque marqueur. Nous avons pu analyser en 3 dimensions les mouvements du coude, avec une représentation spatiale, en particulier des centres de rotation.

Enfin, du point de vue économique, outre l'investissement de départ, l'utilisation de la salle d'analyse du mouvement était de faible coût. Le temps passé à réaliser les manipulations et à traiter les données n'était pas négligeable, environ 2 heures par coude, soit une centaine d'heures. Cette méthode ne peut donc pas être utilisée en routine comme pourrait l'être le scanner ou l'IRM. Du point de vue scientifique, le traitement manuel des données ne peut égaler la régularité d'une procédure automatique. C'est pour cette raison que le post-traitement des données a nécessité l'utilisation de macros pour gérer le nombre important de fichiers.

5.1.3. Méthode

L'orthèse rigide placée sous l'aisselle permettait de maintenir l'abduction et l'antépulsion aux angles voulus et ce malgré des corpulences différentes. Par contre la rotation du bras n'était pas fixée et laissée à l'appréciation de l'opérateur externe.

Les attelles thermoformées nous ont permis de projeter les capteurs représentant le radius afin de faciliter leur visibilité et d'éviter leur confusion par les caméras infrarouge du VICON®. Elles prenaient la main mais ne bloquaient pas totalement les mouvements de flexion extension du poignet. Les sujets devaient s'efforcer à maintenir la position pendant le recueil des données. Ceci pouvait fausser les données de l'objet « radius » en prenant en compte les mouvements du carpe et de la main.

Les repères anatomiques avaient été validés dans la thèse du Dr A. Sauvage (A sauvage 2009). Ils avaient été choisis en fonction des saillies osseuses ou de repères anatomiques reproductibles et permettaient une bonne visibilité par les caméras. Ce positionnement a été

confirmé par peu de perte visuelle des marqueurs lors de l'enregistrement des données. Le positionnement par un opérateur unique limitait les biais. Malgré une méthodologie rigoureuse, il n'était pas exclu que la position des marqueurs puisse varier de quelques millimètres d'une manipulation à l'autre.

La vitesse d'exécution des mouvements était réglée par un métronome. Pour palier malgré tout à des vitesses d'exécution différentes, toutes les données ont été recalées en fonction de l'angle de flexion du coude pour les centres de rotation et en fonction de l'angle de pronation supination pour l'angle de déviation ulnaire et la distance de cisaillement. Le recalage des centres de rotation n'a pas engendré de perte de précision alors que le recalage de la pronation supination a nécessité le sacrifice de quelques données afin de les rendre comparables.

Le changement de repère nécessaire à la comparaison des coordonnées engendrait une perte de précision de l'ordre du millimètre.

Nous avons utilisé la théorie de moindres carrés (50,73) pour estimer les centres de rotations des articulations. Depuis des améliorations ont été réalisées (51) et particulièrement pour l'étude de rotation et translation de petites amplitudes (50,52). L'amélioration de l'analyse de nos résultats nécessiterait l'utilisation de ces dernières avancées. Une coopération avec un centre de biomécanique semble une option non facultative.

L'analyse statistique présentée dans le tableau II retrouvait des mesures bien centrées avec un biais faible, mais manquant de précision avec une répétabilité de l'ordre de 10-15 mm.

La force de notre étude était de pouvoir enregistrer les mouvements du coude en « direct », de façon dynamique et non invasive dans une série de sujets sains permettant d'extrapoler nos résultats à la population générale.

5.2. Interprétation des résultats

5.2.1. Données exclues pour les centres de rotation

Comme le montrent la figure 30 et le tableau I, le pourcentage de données exclues des analyses, concernant les centres de rotation, était de 32.6 %. Malgré ce taux élevé, le nombre de centre de rotation restant à analyser était encore important, à savoir 2258.

Le maximum de données exclues se situait pour les amplitudes extrêmes de flexion et d'extension : 51 % des données perdues l'étaient entre 0 et 30° et pour une flexion supérieure à 120°.

Le nombre de données exclues entre 0 et 30° pouvait être expliqué par un alignement des capteurs de l'épicondyle médial, latéral et olécranien en extension complète avec difficulté pour les caméras de différencier les capteurs source de confusion (53). Pour les données supérieures à 120°, ceci peut être expliqué par l'ombre de la tête qui empêchait une partie des caméras de voir certains capteurs, en particulier ceux de la main ou du poignet.

Le pourcentage important de perte de marqueurs dans les mouvements passifs (49%) n'était pas expliqué.

5.2.2. Centres de rotation lors de la flexion

La revue de la littérature concernant la position de l'axe de flexion du coude est présentée figure 47.

Initialement considéré comme fixe (1,3,5), l'axe de flexion du coude est maintenant décrit comme évoluant au cours du mouvement (8,15,17,18,21,39).

Auteur	Année	Axe de rotation du coude
Morrey (5)	1976	Fixe, passe par le centre de la trochlée, face antérieure de l'humérus
London (1)	1981	Unique 82-86° de valgus dans le plan frontal et 3 à 8° de rotation interne dans le plan transversal Passe par le centre de la trochlée et le centre du capitulum Déjetté vers l'avant en flexion extrême et vers l'arrière en extension extrême
Deland (3)	1987	Axe passe par le centre du capitulum et de la trochlée 76 à 83° de valgus dans le plan frontal
Shiba (75)	1988	Axe parallèle à la ligne biépicondylienne
An (47)	1993	Variation inter individuelle de 8°
Tanaka (45)	1998	84,3° ± 1,7° en valgus dans le plan frontal
Stokdijk (60)	1999	Passant 0,8mm en haut et 1,9 mm en avant de l'épicondyle latéral et faisant un angle de 15,3° avec le plan frontal (74,7°)
Bottlang (17)	2000	86,1° ± 2,5° en valgus dans le plan frontal, variable lors de la flexion Se croisent à la partie inférieure de EPM
Ericson (18)	2003	Proche d'une ligne passant par le centre de la trochlée et du capitulum, perpendiculaire à l'axe de l'humérus (91,4°) Variations inter individuelles de 2,1 à 14,3° de valgus dans le plan frontal et 4,6° dans le plan horizontal
Duck (21)	2003	Axe de 87,2° ± 3,7° dans le plan frontal Axe indépendant de la position de l'avant bras en actif En passif, l'axe était 3,4° plus valgus et 1,7 mm plus proximal et 0,7 mm plus antérieur par rapport au capitulum en pronation par rapport à la supination En pronation : axe identique en actif et en passif
Alcid (7)	2004	Centre de la trochlée, centre du capitulum
Goto (8)	2004	Multiples, la moyenne des axes passe par la partie inférieure de EPM, centre de la trochlée et centre du capitulum 85,46° de valgus dans le plan frontal et 11,02° de rotation interne dans le plan transversal
Wavreille (74)	2006	Pour l'ulna : Axe de 15,3° (74,7° de valgus) dans le plan frontal et 6,5° de rotation interne dans le plan transversal Pour le radius : angles supérieurs dans le plan transversal
Ericson (19)	2007	Passe par le centre de la trochlée et du capitulum Emmerge distalement et ventralement aux deux épicondyles Orienté à 90° par rapport à l'axe huméral (82,4 à 95,7°) Axe à 3,4° dans le plan horizontal avec rotation externe
Sauvage (48)	2009	CDR en position neutre : Ulna : zone proximale capitullo trochléaire en arrière Radius : zone proximale du capitulum, en arrière CDR en pronation : Ulna : portion latérale et supérieure de la trochlée, en avant Radius : partie moyenne du capitulum, en arrière CDR en supination : Ulna : zone latérale et supérieure de la trochlée, centré Radius : épicondyle latéral, en arrière
Miyake (15)	2013	Change lors du mouvement

Figure 47 : Evolution de la localisation des axes de flexion du coude

Globalement, cet axe passe par le centre de la trochlée et du capitulum et se projette distalement et ventralement aux deux épicondyles. Plus précisément, cet axe est en valgus dans le plan frontal, par rapport à l'axe passant par les deux épicondyles et forme un angle entre 76 et 89° avec l'axe de la diaphyse humérale, comme représenté dans le tableau VI et la figure 48.a. Ce valgus explique que l'avant bras est en valgus en extension complète et se porte en varus en flexion complète.

Tableau VI : Angle mesuré entre l'axe de flexion du coude et l'axe de la diaphyse humérale

	Angle
London 1981	82 à 86°
Deland 1987	76 à 83°
Tanaka 1998	84,3°
Bottlang 2000	86°
Ericson 2003	88,6°
Duck 2003	87,2°
Goto 2004	85,5°

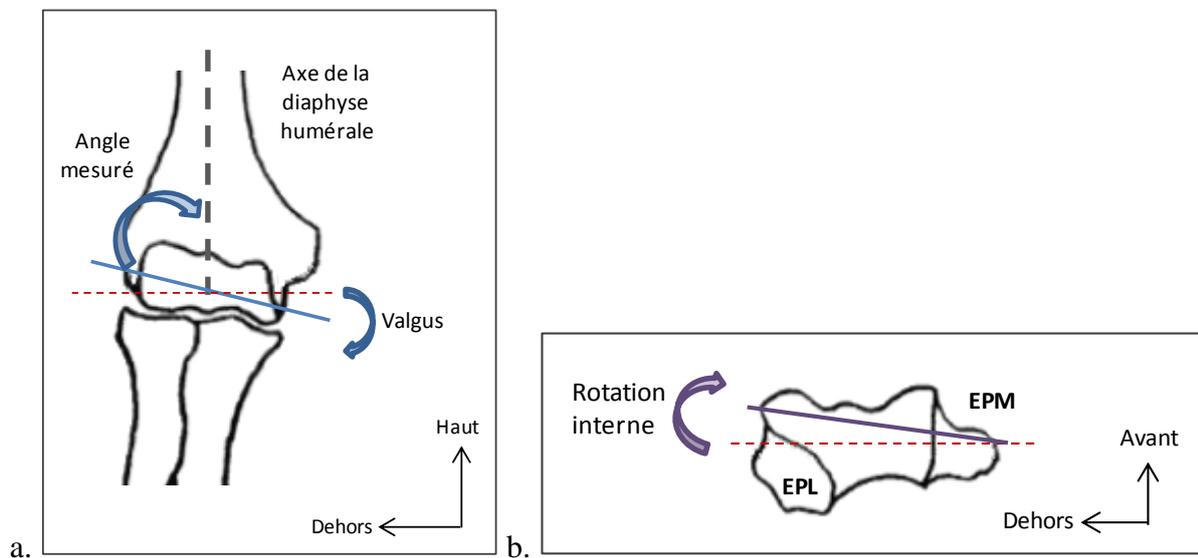


Figure 48 : a. Vue antérieure de l'articulation du coude. En tirets rouges : l'axe passant pas les deux épicondyles. En bleu l'axe en valgus du coude. b. Vue inférieure de l'épiphyse distale de l'humérus. En violet l'axe en rotation interne du coude.

Cet axe n'est pas strictement parallèle au plan frontal (18). Il existe une orientation dans la troisième dimension. En vue inférieure de l'épiphyse distale de l'humérus cet axe est décrit comme orienté en avant et en dehors avec un angle par rapport à la ligne passant par les deux épicondyles de 3 à 8 ° pour London (1), 11 ° pour Goto (8) et 3.4° pour Ericson (19). L'orientation dans ce plan est complémentaire au valgus dans le plan frontal.

L'axe de flexion du coude est donc orienté en haut, en avant et en dehors, ce qui entraîne bien un valgus en extension et un varus en flexion.

London en 1981 commence à entrevoir que cet axe, tout en gardant son orientation globale, peut se déplacer au cours du mouvement (1,17). Il décrit que cet axe est déjeté vers l'avant en flexion extrême et vers l'arrière en extension extrême, associant un mouvement de roulement et de glissement, comme cela est décrit pour le genou. Il l'explique par la présence de butées osseuses en extension et flexion extrêmes que sont l'olécrane et la coronoïde. Plus récemment, il a été montré que ces axes ont une dispersion plus importante en latéral qu'en médial et se croisent globalement en un point situé à la partie antérieure et inférieure de l'épicondyle médial (figure 49) (8,17,19).

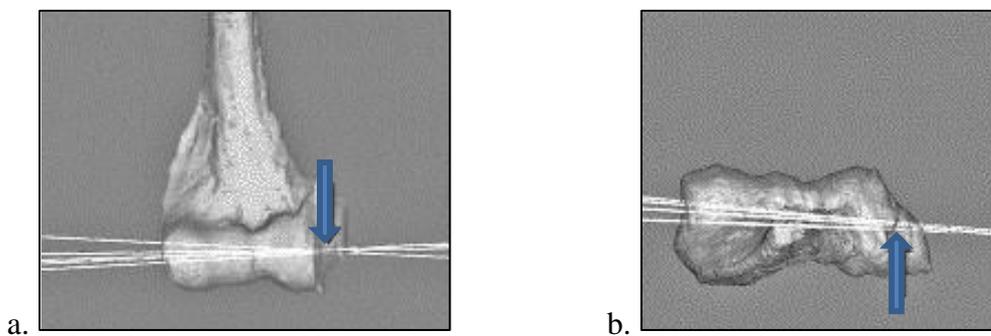


Figure 49 : Localisation du centre de rotation du coude. a. Vue antérieure. b. Vue inférieure (D'après Goto (8))

Duck (21) avait pour but de déterminer si le mode de flexion du coude lors du mouvement (à savoir actif ou passif) ainsi que la position de l'avant-bras lors du mouvement (pronation ou supination), influençait la position de l'axe de rotation du coude. L'hypothèse était que l'axe de rotation du coude avait tendance à se déplacer en haut et en avant ceci dû aux muscles, ce que l'on peut appeler recentrage musculaire. Il retrouve une ascension de cet axe lors des mouvements actifs.

Il existe donc une succession d'axes de rotation du coude, orientés en haut, en dehors et en avant avec un changement d'orientation de l'axe au cours du mouvement. Les axes successifs se croisent en un point. Ce point sera considéré comme le centre de rotation du coude. Nous avons recherché ce point.

Nous avons décomposé la localisation des CDR en fonction de chaque axe afin de les localiser en 3 dimensions. L'interprétation des résultats des centres de rotation a été réalisée en prenant en compte l'ensemble des mesures, sous la forme d'histogrammes afin d'augmenter la puissance statistique de l'analyse et d'éviter l'analyse erronée de mesures individuelles.

5.2.2.1. Localisation des centres de rotation sur l'axe (x)

L'axe (x) permettait de localiser les centres de rotation sur un axe vertical, passant par EPM et ACR. On pouvait ainsi déterminer si les centres de rotations étaient situés plutôt en dessus ou en dessous de l'épicondyle médial.

Tous mouvements confondus, c'est-à-dire actif, passif, poids, neutre, pronation, supination, hommes et femmes, les centres de rotations du coude étaient globalement situés en dessous de l'épicondyle médial, en moyenne à 2 mm (figure 32). Ces données étaient concordantes avec la littérature (8,17,19).

Les centres de rotation étaient situés plus bas chez les hommes (3 mm) que chez les femmes (1 mm) mais cette différence n'était pas significative (figure 33).

Les centres de rotation étaient situés plus bas en supination (5 mm) qu'en position neutre et pronation (1 mm) mais cette différence n'était pas significative (figure 33).

Les centres de rotation étaient situés plus bas en actif (3 mm) qu'en passif (1 mm) mais cette différence n'était pas significative (figure 33).

En calculant séparément les CDR de l'ulna et du radius on retrouvait une différence avec des centres situés plus bas pour l'ulna (4 mm) que pour le radius (1 mm) (figure 33) mais cette différence n'était pas significative.

L'analyse séparée des centres de rotation du radius et de l'ulna chez les hommes et les femmes en fonction du mode d'exécution du mouvement et de la position de l'avant-bras ne retrouvait pas de différence significative (figure 34).

Le sexe, le mode d'exécution du mouvement et la position de l'avant-bras n'influençaient pas la localisation des centres de rotation du coude dans le sens cranio caudal.

5.2.2.2. Localisation des centres de rotation sur l'axe (y)

L'axe (y) permettait de localiser les centres de rotation sur un axe horizontal, passant par EPM et perpendiculaire à l'axe (x). On pouvait ainsi déterminer si les centres de rotations étaient plutôt situés médialement ou latéralement par rapport à l'épicondyle médial.

Tous mouvements confondus, c'est-à-dire actif, passif, poids, neutre, pronation, supination, hommes et femmes, les centres de rotations du coude étaient globalement situés en dehors de l'épicondyle médial, en moyenne à -9 mm (figure 35), ce qui est concordant avec la littérature (8,19,21).

Nous retrouvions une différence de localisation des centres de rotation entre hommes et femmes de 3 mm mais cette différence n'était pas significative (figure 36).

Les centres de rotation étaient situés plus en dehors en position neutre (-11mm), qu'en pronation (-8 mm) et qu'en supination (-7 mm) (figure 36), mais cette différence n'était pas significative.

Les centres de rotation étaient situés plus en dehors en actif et avec poids (-9 mm) qu'en passif (-7 mm) (figure 36), mais cette différence n'était pas significative.

En calculant séparément les CDR de l'ulna et du radius on retrouvait une différence significative avec des centres situés plus en dehors pour le radius (-9 mm) que pour l'ulna (-8 mm) (figure 36). Ceci est concordant avec l'anatomie du coude, où la tête radiale est latérale à l'épiphyse proximale de l'ulna.

L'analyse séparée des centres de rotation du radius et de l'ulna chez les hommes et les femmes en fonction du mode d'exécution du mouvement et de la position de l'avant-bras ne retrouvait pas de différence significative (figure 37).

Le sexe, le mode d'exécution du mouvement et la position de l'avant-bras n'influençaient pas la localisation des centres de rotation du coude dans le sens médio-latéral.

5.2.2.3. Localisation des centres de rotation sur l'axe (z)

L'axe (z) permettait de localiser les centres de rotation sur un axe horizontal, passant par EPM, orienté ventro-dorsalement. On pouvait ainsi déterminer si les centres de rotations étaient plutôt situés en avant ou en arrière de l'épicondyle médial.

Tous mouvements confondus, c'est-à-dire actif, passif, poids, neutre, pronation, supination, hommes et femmes, les centres de rotations du coude étaient globalement situés en avant de l'épicondyle médial ; la moyenne était de 8 mm (figure 38). Ces résultats étaient concordants avec la littérature (8,17,19,21).

Le sexe influençait la localisation des centres de rotation avec des CDR situés plus en avant chez les hommes que chez les femmes de 2 mm ($p=0.01$) (figure 39). Ceci peut être expliqué par un volume plus important de l'épiphyse distale de l'humérus, en particulier de la trochlée et du capitulum ayant comme conséquence d'avancer le centre de rotation par rapport aux épicondyles chez les hommes. En effet, la largeur bi-épicondylienne était plus grande chez les hommes (57 mm) que chez les femmes (51 mm).

La rotation de l'avant-bras influençait la localisation des CDR avec des centres situés plus en avant en position neutre et en supination qu'en pronation de 3 mm, cette différence était significative (figure 39).

Le mode d'exécution du mouvement influençait la localisation des CDR avec des centres plus en avant en actif et avec poids (9 mm) qu'en passif (4 mm), cette différence était significative (figure 39).

En calculant séparément les CDR de l'ulna et du radius on ne retrouvait pas de différence de localisation des CDR (8 mm) (figure 39).

L'analyse séparée des centres de rotation du radius et de l'ulna chez les hommes et les femmes en fonction du mode d'exécution du mouvement et de la position de l'avant-bras (figure 40) retrouvait une différence significative pour :

- Le radius en pronation, supination et position neutre : il existait une translation postérieure du centre de rotation du radius entre la supination et la pronation de 6 mm. Cette différence était significative ($p < 0.05$).
- L'ulna en passif, actif et avec poids : il existait une translation antérieure du centre de rotation de l'ulna lors les mouvements en actif et avec poids de 3 mm. Cette différence était significative ($p < 0.05$).

Le sexe, la position de l'avant bras et la contraction musculaire influençaient la localisation des centres de rotation sur l'axe antéro postérieur.

Globalement, les centres de rotation étaient localisés en moyenne : 2 mm en dessous, 9 mm en dehors et 8 mm en avant de l'épicondyle médial (figure 50.a et b).

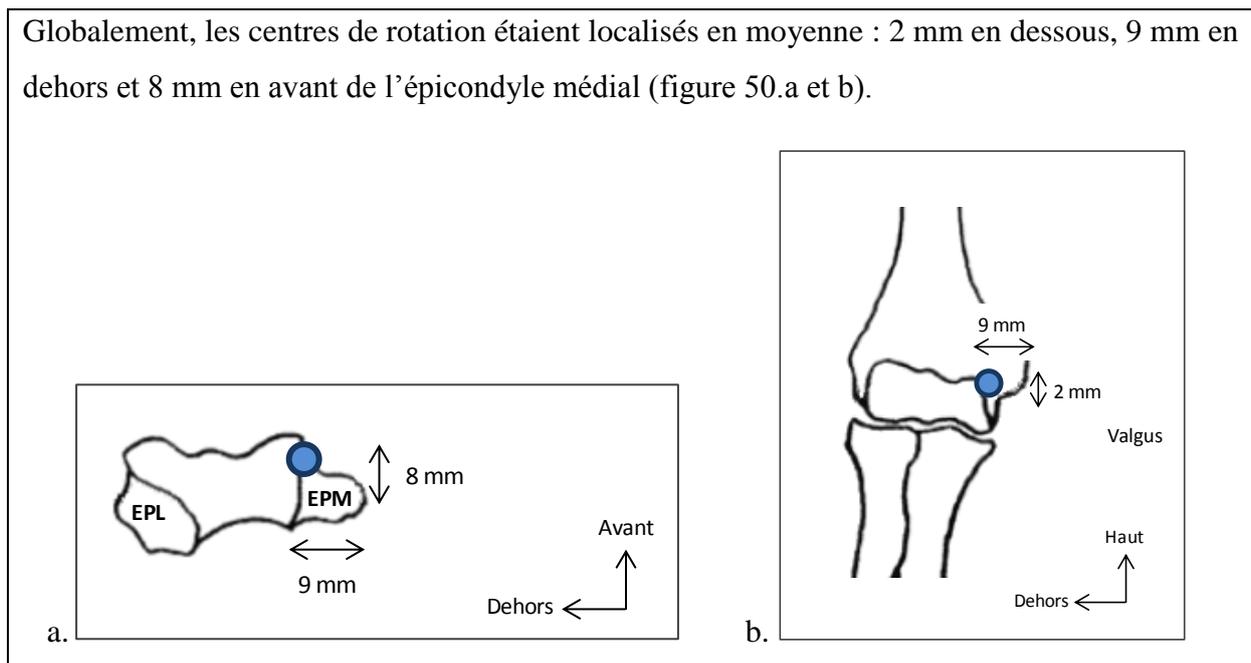


Figure 50 : Localisation des CDR par rapport à EPM. (a) : vue inférieure (b) : vue antérieure

5.2.3. Pronation supination

5.2.3.1. Angle de flexion du coude

L'angle de flexion du coude lors des manipulations était en moyenne de 98.9° (figure 42). Il était plus élevé que notre objectif. Cet angle était respecté lors des manipulations en passif grâce à un meilleur contrôle par l'opérateur. Fu en 2009 étudiait la biomécanique de l'articulation radio ulnaire distale, en fonction de l'angle de flexion du coude (32). Il retrouvait des différences significatives entre 0, 45 et 90° de flexion, mais ces différences étaient de l'ordre de 0.3 mm.

5.2.3.2. Angle de déviation angulaire de l'ulna

L'angle de déviation angulaire de l'ulna représentait la translation externe de la tête ulnaire lors du mouvement de pronation. Le décalage ulnaire en valgus est le mouvement prédominant de l'ulna lors de la pronation. Il est décrit dans la littérature comme l'angle de translation de l'ulna.

La littérature est pauvre concernant ce sujet (figure 51). En effet nous n'avons retrouvé que deux articles qui mesurent cette angulation. Weinberg en 2001 mesure l'angle de déviation de l'ulna en IRM sur 36 avant bras et retrouve une angulation de 7,14° (29). Il prolonge son expérimentation sur 30 pièces anatomiques en fixant l'humérus afin de déterminer si cette angulation était due à une rotation dans l'articulation gléno humérale ou dans l'articulation huméro ulnaire et retrouve ces mêmes résultats. Kasten en 2004 dans son étude cadavérique retrouve un angle de déviation angulaire de 14.14° (28).

	Année	Angle de déviation ulnaire = translation de l'ulna	Distance de cisaillement = variance ulnaire
Epner (80)	1982		Etude cadaverique Supination : variance ulnaire augmente (Ulna plus court) Pronation : variance ulnaire diminue (Radius plus court) Influencé par la position du poignet
Palmer (79)	1982		Etude cadaverique Différence entre pronation et supination de 0,6 mm
Fischer (81)	2000		Transalation proximale du radius 0,1 mm de supination à neutre Transalation proximale du radius de 1,4 mm de neutre à pronation
Tomaino (78)	2000		Variance à 0 en position neutre Variance augmente en pronation
Schuurman (77)	2001		Ulna plus long en pronation Ulna plus court en supination Un grip maximal diminuait l'index radio ulnaire
Yeh (76)	2001		Supination maximale : -1 mm Rotation neutre : -0,8 mm Pronation maximale : -0,4 mm
Weinberg (29)	2001	Mouvement d'excentration de l'ulna pendant la pronation supination d'angle 7,14°	
Kasten (28)	2004	Valgus de 5,8° à 90° de pronation Varus de 8,3° à 90° de supination Amplitude 14,14°	
Tay (27)	2007		Supination à neutre : -0,44 mm Neutre à pronation : -0,23 mm La variance ulnaire augmente dans les deux actions: pronation forcée et supination forcée, ulna plus long en pronation et en supination
Fu (32)	2009		Supination : 0,5 mm (Ulna plus court) Pronation : -0,7 mm (Radius plus court) La variance ulnaire variait avec l'angle de flexion du coude
Tay (26)	2010		Pronation maximale : -0,55 mm (Ulna plus long) Pronation 60° : -0,47 mm Supination 60° : 0,31 mm Supination maximale : 0,70 mm (Radius plus long) Moyenne 0,98 mm
Kataoka (31)	2012		3,5 mm ± 1,2 mm pour les fovéas plates 1,2 ± 1,1 mm pour les fovéas concaves

Figure 51 : Données de la littérature concernant l'angle de déviation angulaire de l'ulna et la distance de cisaillement de l'ulna.

La mesure globale de l'angle de déviation angulaire de l'ulna retrouvait un maximum de 10.8° à 132° de pronation (figure 43). Ces valeurs étaient cohérentes avec la littérature (28,29).

Le sexe influençait la translation externe de l'ulna avec un décalage plus important pour les femmes (12°) que pour les hommes (10°) (figure 44.a et b). Cette différence pourrait être due à une plus grande laxité chez les femmes.

Le mode d'exécution du mouvement influençait la translation de l'ulna pour les hommes (figure 44.b) avec une déviation plus importante en actif, qu'en passif ou avec poids. Par contre, il n'y avait pas de différence chez les femmes (figure 44.a).

Il est nécessaire d'avoir au moins 12° de laxité dans la charnière huméro ulnaire des prothèses de coude.

5.2.3.3. Distance de cisaillement de l'ulna

La distance de cisaillement de l'ulna représente le mouvement de translation longitudinale de l'ulna ou migration proximale du radius lors de la pronation (figure 8.b).

La variance ulnaire est impliquée dans le fonctionnement du poignet. En effet, elle a un impact sur le transfert des forces du poignet au coude (78,82). Il existe entre autre une corrélation entre variance ulnaire et pathologie du complexe triangulaire fibro cartilagineux (TFCC- triangular fibrocartilage complex) avec ascension proximale du radius en cas de lésion (83). Sa mesure a donc une implication clinique car elle renseigne sur l'étiologie possible de douleurs de poignet.

Le mouvement de migration proximale du radius lors de la pronation a été étudié dans de nombreuses publications radiologiques. Les radiologues ont comparé la variance ulnaire en fonction du mode de l'incidence des rayons X : incidence antero postérieure ou postero antérieure. Nous pouvons traduire cela en terme clinique de radiographies réalisées en position de pronation ou de supination. Il a été montré que la pronation (32,76–78,80) tout comme la force de poigne (80,84,85) diminuaient la variance ulnaire. La flexion du coude influençait elle aussi la mesure de la variance ulnaire (32). Basée sur ces données, l'évaluation

radiographique de la variance ulnaire est réalisée de postérieure à antérieure, épaule en abduction à 90° et coude fléchi à 90°, et mesurée à 2 mm.

Les études statiques par la radiographie ou par les dissections anatomiques ne prennent pas en compte le recentrage musculaire ni les changements lors de la force de poigne (78,85,86). Tay (27) analyse les mouvements de l'articulation radio ulnaire distale dans les 3 dimensions en pronation et supination contre résistance à l'aide de la tomодensitométrie afin de calculer la translation dorso palmaire, la variance ulnaire et la coaptation radio ulnaire. Il retrouve une variance ulnaire qui augmente à la fois en pronation et en supination contre résistance, allant à l'encontre des études statiques précédentes.

Il n'existe pas, à notre connaissance, d'étude dynamique de la variance ulnaire. Nous avons retrouvé un cisaillement de l'ulna de -8 mm de la position de supination à la position neutre et de +8 mm de la position neutre à 130° de pronation (figure 45). Ces résultats s'approchent de ceux de Tay (27). Les valeurs étaient négatives car la distance entre l'épicondyle médial et la styloïde ulnaire en supination maximale était inférieure à la distance entre l'épicondyle médial et la styloïde ulnaire au cours de mouvement.

La comparaison entre hommes et femmes retrouvait une distance un peu plus faible pour les femmes (figure 46.a et b).

Le mode d'exécution du mouvement influençait les mesures avec un déplacement plus important en passif, qu'en actif et qu'avec poids, aussi bien chez les hommes que chez les femmes (figure 46.a et b). Cette différence pourrait être reliée au recentrage musculaire que l'on retrouve dans les études faites avec force de poigne (78,85,86).

6. CONCLUSION

Nous avons étudié, au moyen d'un système optoélectronique 3D, la cinématique de l'avant bras en flexion extension et rotation axiale d'une population saine que l'on peut extrapoler à la population générale. L'étude dynamique du coude grâce à ce matériel est novatrice et non invasive. Une analyse dans des conditions physiologiques a été réalisée en prenant en compte l'activité musculaire, ce qui ne peut être fait par l'IRM, le scanner ou les études cadavériques. Cette méthode avait comme inconvénient la nécessité de recourir à une série de calculs parfois complexes afin d'analyser les données tridimensionnelles, parfois aberrantes, rendant les résultats moins précis.

Le centre de rotation moyen du coude se situait 2 mm en dessous, 9 mm en dehors et 8 mm en avant de l'épicondyle médial. L'angulation ulnaire lors de la pronation était de 10.8°. La distance de cisaillement frontal de l'ulna lors de la pronation était de 8 mm.

Notre étude confirme que le coude ne fonctionne pas comme une simple charnière à un seul axe de rotation. Il existait une succession d'axes de rotation lors du mouvement, qui se croisaient en un point situé en avant, en dedans et au dessous de l'épicondyle médial. De même, il existait une grande variation inter individuelle des axes/centres de rotation du coude. Ces résultats suggèrent que pour englober la localisation des différents axes de rotation du coude lors de la flexion et donc de modéliser correctement l'articulation, les arthroplasties doivent être réalisées comme une charnière lâche plutôt que comme une charnière stricte afin de diminuer les contraintes sur le scellement des implants. Un modèle prothétique permettant une laxité rotatoire, en varus-valgus mais également en cisaillement vertical pourrait être un meilleur compromis que la prothèse semi-contrainte qui ne permet pas ce dernier type de mouvement.

BIBLIOGRAPHIE

1. London JT. Kinematics of the elbow. *J. Bone Joint Surg. Am.* avr 1981;63(4):529-535.
2. An KN, Morrey BF, Chao EY. Carrying angle of the human elbow joint. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 1984;1(4):369-378.
3. Deland JT, Garg A, Walker PS. Biomechanical basis for elbow hinge-distractor design. *Clin. Orthop.* févr 1987;(215):303-312.
4. O'Driscoll SW, An KN, Korinek S, Morrey BF. Kinematics of semi-constrained total elbow arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Br.* mars 1992;74(2):297-299.
5. Morrey BF, Chao EY. Passive motion of the elbow joint. *J. Bone Joint Surg. Am.* juin 1976;58(4):501-508.
6. Paraskevas G, Papadopoulos A, Papaziogas B, Spanidou S, Argiriadou H, Gigis J. Study of the carrying angle of the human elbow joint in full extension: a morphometric analysis. *Surg. Radiol. Anat. Sra.* févr 2004;26(1):19-23.
7. Alcid JG, Ahmad CS, Lee TQ. Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clin. Sports Med.* oct 2004;23(4):503-517, vii.
8. Goto A, Moritomo H, Murase T, Oka K, Sugamoto K, Arimura T, et al. In vivo elbow biomechanical analysis during flexion: three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging. *J. Should. Elb. Surg. Am. Should. Elb. Surg. Al.* août 2004;13(4):441-447.
9. A.I. Kapandji. le coude. *Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine.* 2005. p. 76-144.
10. Van Roy P, Baeyens JP, Fauvart D, Lanssiers R, Clarijs JP. Arthro-kinematics of the elbow: study of the carrying angle. *Ergonomics.* 15 nov 2005;48(11-14):1645-1656.
11. Zampagni ML, Casino D, Zaffagnini S, Visani AA, Marcacci M. Estimating the elbow carrying angle with an electrogoniometer: acquisition of data and reliability of measurements. *Orthopedics.* avr 2008;31(4):370.
12. Chantelot C, Wavreille G, Dos Remedios C, Landejerit B, Fontaine C, Hildebrand H. Intra-articular compressive stress of the elbow joint in extension: an experimental study using Fuji films. *Surg. Radiol. Anat. Sra.* mars 2008;30(2):103-111.
13. Morrey BF, Askew LJ, Chao EY. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J. Bone Joint Surg. Am.* juill 1981;63(6):872-877.
14. Sardelli M, Tashjian RZ, MacWilliams BA. Functional elbow range of motion for contemporary tasks. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2 mars 2011;93(5):471-477.

15. Miyake J, Shimada K, Moritomo H, Kataoka T, Murase T, Sugamoto K. Kinematic Changes in Elbow Osteoarthritis: In Vivo and 3-Dimensional Analysis Using Computed Tomographic Data. *J. Hand Surg.* 2 avr 2013;
16. Aizawa J, Masuda T, Koyama T, Nakamaru K, Isozaki K, Okawa A, et al. Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *J. Biomech.* 16 nov 2010;43(15):2915-2922.
17. Bottlang M, Madey SM, Steyers CM, Marsh JL, Brown TD. Assessment of elbow joint kinematics in passive motion by electromagnetic motion tracking. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* mars 2000;18(2):195-202.
18. Ericson A, Arndt A, Stark A, Wretenberg P, Lundberg A. Variation in the position and orientation of the elbow flexion axis. *J. Bone Joint Surg. Br.* mai 2003;85(4):538-544.
19. Ericson A, Arndt A, Stark A, Noz ME, Maguire GQ Jr, Zeleznik MP, et al. Fusion of radiostereometric analysis data into computed tomography space: application to the elbow joint. *J. Biomech.* 2007;40(2):296-304.
20. McDonald CP, Moutzouros V, Bey MJ. Measuring dynamic in-vivo elbow kinematics: description of technique and estimation of accuracy. *J. Biomech. Eng.* déc 2012;134(12):124502.
21. Duck TR, Dunning CE, King GJW, Johnson JA. Variability and repeatability of the flexion axis at the ulnohumeral joint. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* mai 2003;21(3):399-404.
22. King GJ, Itoi E, Risung F, Niebur GL, Morrey BF, An KN. Kinematic and stability of the Norway elbow. A cadaveric study. *Acta Orthop. Scand.* déc 1993;64(6):657-663.
23. Baeyens J-P, Van Glabbeek F, Goossens M, Gielen J, Van Roy P, Clarys J-P. In vivo 3D arthrokinematics of the proximal and distal radioulnar joints during active pronation and supination. *Clin. Biomech.* 2006;21, Supplement 1:S9-S12.
24. Kleinman WB. Stability of the distal radioulna joint: biomechanics, pathophysiology, physical diagnosis, and restoration of function what we have learned in 25 years. *J. Hand Surg.* sept 2007;32(7):1086-1106.
25. Matsuki KO, Matsuki K, Mu S, Sasho T, Nakagawa K, Ochiai N, et al. In vivo 3D kinematics of normal forearms: Analysis of dynamic forearm rotation. *Clin. Biomech.* déc 2010;25(10):979-983.
26. Tay SC, van Riet R, Kazunari T, Amrami KK, An K-N, Berger RA. In-vivo kinematic analysis of forearm rotation using helical axis analysis. *Clin. Biomech.* Bristol Avon. août 2010;25(7):655-659.
27. Tay SC, Berger RA, Tomita K, Tan ET, Amrami KK, An K-N. In vivo three-dimensional displacement of the distal radioulnar joint during resisted forearm rotation. *J. Hand Surg.* avr 2007;32(4):450-458.

28. Kasten P, Krefft M, Hesselbach J, Weinberg A-M. Kinematics of the ulna during pronation and supination in a cadaver study: implications for elbow arthroplasty. *Clin. Biomech. Bristol Avon.* janv 2004;19(1):31-35.
29. Weinberg AM, Pietsch IT, Krefft M, Pape HC, van Griensven M, Helm MB, et al. [Pronation and supination of the forearm. With special reference to the humero-ulnar articulation]. *Unfallchirurg.* mai 2001;104(5):404-409.
30. Huang JI, Hanel DP. Anatomy and biomechanics of the distal radioulnar joint. *Hand Clin.* mai 2012;28(2):157-163.
31. Kataoka T, Moritomo H, Omokawa S, Iida A, Murase T, Sugamoto K. Ulnar variance: its relationship to ulnar foveal morphology and forearm kinematics. *J. Hand Surg. avr* 2012;37(4):729-735.
32. Fu E, Li G, Souer JS, Lozano-Calderon S, Herndon JH, Jupiter JB, et al. Elbow position affects distal radioulnar joint kinematics. *J. Hand Surg. sept* 2009;34(7):1261-1268.
33. Regan WD, Korinek SL, Morrey BF, An KN. Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clin. Orthop.* oct 1991;(271):170-179.
34. Morrey BF, Tanaka S, An KN. Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. *Clin. Orthop.* avr 1991;(265):187-195.
35. Fuss FK. The ulnar collateral ligament of the human elbow joint. Anatomy, function and biomechanics. *J. Anat.* avr 1991;175:203-212.
36. Callaway GH, Field LD, Deng XH, Torzilli PA, O'Brien SJ, Altchek DW, et al. Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow. *J. Bone Joint Surg. Am.* août 1997;79(8):1223-1231.
37. Floris S, Olsen BS, Dalstra M, Sjøbjerg JO, Sneppen O. The medial collateral ligament of the elbow joint: anatomy and kinematics. *J. Should. Elb. Surg. Am. Should. Elb. Surg. Al.* août 1998;7(4):345-351.
38. Armstrong AD, Ferreira LM, Dunning CE, Johnson JA, King GJW. The medial collateral ligament of the elbow is not isometric: an in vitro biomechanical study. *Am. J. Sports Med.* févr 2004;32(1):85-90.
39. Wavreille G, Seraphin J, Chantelot C, Marchandise X, Fontaine C. Ligament fibre recruitment of the elbow joint during gravity-loaded passive motion: an experimental study. *Clin. Biomech. Bristol Avon.* févr 2008;23(2):193-202.
40. Miyake J, Moritomo H, Masatomi T, Kataoka T, Murase T, Yoshikawa H, et al. In vivo and 3-dimensional functional anatomy of the anterior bundle of the medial collateral ligament of the elbow. *J. Should. Elb. Surg. Am. Should. Elb. Surg. Al.* août 2012;21(8):1006-1012.

41. Petrie S, Collins JG, Solomonow M, Wink C, Chuinard R, D'Ambrosia R. Mechanoreceptors in the human elbow ligaments. *J. Hand Surg.* mai 1998;23(3):512-518.
42. Pollock JW, Brownhill J, Ferreira LM, McDonald CP, Johnson JA, King GJ. Effect of the posterior bundle of the medial collateral ligament on elbow stability. *J. Hand Surg.* janv 2009;34(1):116-123.
43. Dumontier C. Examen clinique du coude. *Maitrise Orthop.* oct 1998;(77).
44. Chantelot C, Fontaine C, Migaud H, Lavaste F, Duquennoy A. Méthode de l'étude in vivo de la cinématique du coude au moyen d'un goniomètre électromagnétique. *Ann. Chir. Main Memb. Supérieur.* 1998;
45. Tanaka S, An KN, Morrey BF. Kinematics and laxity of ulno-humeral joint under varus-valgus stress. *J Musculoskel Res.* 1998;2:45-54.
46. Pomianowski S, O'Driscoll SW, Neale PG, Park MJ, Morrey BF, An KN. The effect of forearm rotation on laxity and stability of the elbow. *Clin. Biomech. Bristol Avon.* juin 2001;16(5):401-407.
47. K N An, Morrey BF. The elbow and its disorders. *J Hand Surg. Philadelphia;* 1993;53-72.
48. Sauvage A. Etude expérimentale de la cinématique du coude sain : analyse tridimensionnelle à l'aide du VICON 370 et électromyographique de surface. [Lille]: Université Lille 2; 2009.
49. Ferreira LM, King GJW, Johnson JA. Motion-derived coordinate systems reduce inter-subject variability of elbow flexion kinematics. *J. Orthop. Res.* 2011;29(4):596-601.
50. Gamage SSHU, Lasenby J. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *J. Biomech.* janv 2002;35(1):87-93.
51. Halvorsen K. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *J. Biomech.* juill 2003;36(7):999-1008.
52. Chang LY, Pollard NS. Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *J. Biomech.* 2007;40(6):1392-1400.
53. Vieilledent Stéphane. Comparaison de systèmes d'analyse du mouvement 3D. INSEP; 2002.
54. Madey SM, Bottlang M, Steyers CM, Marsh JL, Brown TD. Hinged external fixation of the elbow: optimal axis alignment to minimize motion resistance. *J. Orthop. Trauma.* janv 2000;14(1):41-47.
55. Dunning CE, Duck TR, King GJ, Johnson JA. Simulated active control produces repeatable motion pathways of the elbow in an in vitro testing system. *J. Biomech.* août 2001;34(8):1039-1048.

56. Koo S, Andriacchi TP. The knee joint center of rotation is predominantly on the lateral side during normal walking. *J. Biomech.* 2008;41(6):1269-1273.
57. Andriacchi TP, Dyrby CO, Johnson TS. The use of functional analysis in evaluating knee kinematics. *Clin. Orthop.* mai 2003;(410):44-53.
58. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin. Orthop.* mai 2003;(410):69-81.
59. Blaha JD, Mancinelli CA, Simons WH, Kish VL, Thyagarajan G. Kinematics of the human knee using an open chain cadaver model. *Clin. Orthop.* mai 2003;(410):25-34.
60. Stokdijk M, Meskers CG, Veeger HE, de Boer YA, Rozing PM. Determination of the optimal elbow axis for evaluation of placement of prostheses. *Clin. Biomech. Bristol Avon.* mars 1999;14(3):177-184.
61. Schuind F, O'Driscoll S, Korinek S, An KN, Morrey BF. Loose-hinge total elbow arthroplasty. An experimental study of the effects of implant alignment on three-dimensional elbow kinematics. *J. Arthroplasty.* oct 1995;10(5):670-678.
62. Louw Q, Grimmer K, Vaughan C. Knee movement patterns of injured and uninjured adolescent basketball players when landing from a jump: a case-control study. *Bmc Musculoskelet. Disord.* 2006;7:22.
63. Turner-Stokes L, Reid K. Three-dimensional motion analysis of upper limb movement in the bowing arm of string-playing musicians. *Clin. Biomech. Bristol Avon.* juill 1999;14(6):426-433.
64. Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J. Biomech.* mars 2001;34(3):355-361.
65. Ramsey DK, Wretenberg PF. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin. Biomech. Bristol Avon.* nov 1999;14(9):595-611.
66. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin. Orthop.* oct 1997;(343):144-150.
67. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J. Biomech.* juill 1997;30(7):729-732.
68. Roux E, Bouilland S, Godillon-Maquinghen A-P, Bouttens D. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *J. Biomech.* sept 2002;35(9):1279-1283.
69. Schmidt R, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G. A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *J. Biomech.* juin 1999;32(6):615-621.

70. Cutti AG, Cappello A, Davalli A. In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm: preliminary results. *Clin. Biomech.* Bristol Avon. 2006;21 Suppl 1:S13-19.
71. Cutti AG, Paolini G, Troncossi M, Cappello A, Davalli A. Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait Posture.* avr 2005;21(3):341-349.
72. Guerre E. Analyse experimentale de la mobilite passive du coude et de l'avant bras au moyen du systeme optoelectronique d'analyse du mouvement Vicon. 2013.
73. Piazza SJ, Okita N, Cavanagh PR. Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. *J. Biomech.* juill 2001;34(7):967-973.
74. Wavreille G. Modélisation 3D des épiphyses du coude lors de la mobilisation passive [Master « Sciences, Santé et Applications »]. Université Paris 7, Université Paris 5, Université Paris 13; 2006.
75. Shiba R, Sorbie C, Siu DW, Bryant JT, Cooke TD, Wevers HW. Geometry of the humeroulnar joint. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 1988;6(6):897-906.
76. Yeh GL, Beredjikian PK, Katz MA, Steinberg DR, Bozentka DJ. Effects of forearm rotation on the clinical evaluation of ulnar variance. *J. Hand Surg.* nov 2001;26(6):1042-1046.
77. Schuurman AH, Maas M, Dijkstra PF, Kauer JM. Assessment of ulnar variance: a radiological investigation in a Dutch population. *Skeletal Radiol.* nov 2001;30(11):633-638.
78. Tomaino MM. The importance of the pronated grip x-ray view in evaluating ulnar variance. *J. Hand Surg.* mars 2000;25(2):352-357.
79. Palmer AK, Glisson RR, Werner FW. Ulnar variance determination. *J. Hand Surg.* juill 1982;7(4):376-379.
80. Epner RA, Bowers WH, Guilford WB. Ulnar variance--the effect of wrist positioning and roentgen filming technique. *J. Hand Surg.* mai 1982;7(3):298-305.
81. Fischer KJ, Manson TT, Pfaeffle HJ, Tomaino MM, Woo SL. A method for measuring joint kinematics designed for accurate registration of kinematic data to models constructed from CT data. *J. Biomech.* mars 2001;34(3):377-383.
82. Palmer AK, Werner FW. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clin. Orthop.* août 1984;(187):26-35.
83. Shen J, Papadonikolakis A, Garrett JP, Davis SM, Ruch DS. Ulnar-positive variance as a predictor of distal radioulnar joint ligament disruption. *J. Hand Surg.* nov 2005;30(6):1172-1177.

84. Friedman SL, Palmer AK. The ulnar impaction syndrome. *Hand Clin.* mai 1991;7(2):295-310.
85. Friedman SL, Palmer AK, Short WH, Levinsohn EM, Halperin LS. The change in ulnar variance with grip. *J. Hand Surg.* juill 1993;18(4):713-716.
86. Schuind FA, Linscheid RL, An KN, Chao EY. Changes in wrist and forearm configuration with grasp and isometric contraction of elbow flexors. *J. Hand Surg.* juill 1992;17(4):698-703.

ANNEXES

Annexe 1 : Données anthropométriques

Nom	Sexe	MD	Age	Poids	Taille	L bras	L AVB	Circ bras	Circ sup AVB	Circ inf AVB
Elvire	F	D	29	56	165	280	260	270	240	170
Pascale	F	D	28	56	171	300	260	235	235	150
Clemence	F	D	27	62	175	320	280	290	250	180
Roxane	F	D	22	55	162	290	250	270	220	155
Flora	F	D	28	72	175	310	270	330	285	170
Sabine	F	D	30	58	163	310	270	300	275	160
Adele	F	D	25	72	158	280	240	330	260	170
Capucine	F	D	29	65	160	290	260	340	285	170
Alexandra	F	D	25	54	171	305	260	255	220	160
Aurelie	F	D	24	57	170	305	250	255	250	160
Nounja	F	D	28	55	159	310	255	260	235	150
Capucine 2	F	D	29	62	170	305	240	275	235	165
Claire	F	D	24	52	161	290	260	275	250	165
Marine	F	D	21	60	168	310	270	290	255	175
Josephine	F	D	22	60	177	320	280	275	240	170
Pierre	H	D	24	64	164	290	260	305	275	170
Carl	H	D	26	66	177	270	270	310	260	180
Aimen	H	G	24	62	175	290	260	280	250	185
Sebastien	H	D	26	75	169	320	275	330	305	195
Aurelien	H	D	27	65	174	300	270	310	260	160
Kevin	H	D	26	72	177	340	275	330	280	165
Edouard	H	D	22	76	180	315	280	320	280	180
Pierrick	H	D	24	70	197	325	290	300	285	160
Stephane	H	D	28	75	184	310	280	310	285	195
Jerome	H	D	34	66	180	320	280	280	270	185
Matthieu	H	D	27	75	179	345	290	290	280	180
Nicolas	H	G	29	70	182	330	290	280	260	180
Charles	H	D	27	72	187	335	270	270	270	180
Gatien	H	D	29	67	180	340	275	280	270	180
Cedric	H	D	31	95	194	380	300	330	290	190
Moyenne Globale			26,5	65,5	173,5	311,2	269,0	292,5	261,8	171,8
Ecart type			3,0	9,1	9,9	22,9	14,6	27,2	21,6	12,2
Moyenne F			26,1	59,7	167,0	301,7	260,3	283,3	249,0	164,7
Ecart type			3,0	6,1	6,3	12,9	12,3	30,5	20,5	8,8
Moyenne H			26,9	71,3	179,9	320,7	277,7	301,7	274,7	179,0
Ecart type			3,0	7,9	8,5	27,0	11,3	20,7	14,1	11,1

DISTANCE EPL-EPM	
Adele	87,89
Aimen	70,57
Alex	56,75
Aurelie	64,61
Aurelien	71,12
Capu 1	89,55
Capu 2	73,45
Carl	75,65
Cedric	70,54
Charles	69,61
Claire	66,12
Clemence	78,53
Edouard	60,15
Elvire 1	58,62
Elvire 2	70,81
Flora	84,90
Gatien	68,34
Jerome	67,81
Josephine	53,03
Kevin	76,26
Lucie	81,86
Matthieu	75,50
Nicolas	81,53
Nounja	52,65
Pascale	65,96
Pierre	72,12
Pierrick	95,97
Roxane	51,89
Sabine	70,84
Sebastien	81,05
Stéphane	95,19
Moyenne	72,22
Ecart Type	11,63

Annexe 2 : Méthodologie du changement de repère

Première étape : soustraction des coordonnées de EPM aux coordonnées des différents marqueurs

Deuxième étape : rotation d'angle θ

L'angle θ entre les deux plans de l'espace était compris entre 0 et $\pi/2$.

Il correspondait à l'angle entre deux vecteurs normaux à ces plans. Le cosinus de cet angle était défini par :

$$\cos \theta = \frac{\vec{n}_1 \cdot \vec{n}_2}{\|\vec{n}_1\| \|\vec{n}_2\|}$$

L'axe de rotation u permettant de passer du plan (ACR, EPL, EPM) au plan (X,Y, Z=0) était le produit vectoriel des deux vecteurs normés normaux à ces plans. Soit $\vec{U} = \vec{n}_1 \wedge \vec{n}_2$.

La matrice de rotation (M_{Rot1}) d'angle θ et d'axe porté par le vecteur U (U_x, U_y, U_z) était définie :

$$M_{Rot1} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) + U_x^2(1 - \cos(\theta)) & U_x U_y(1 - \cos(\theta)) - U_z \sin(\theta) & U_x U_z(1 - \cos(\theta)) + U_y \sin(\theta) \\ U_y U_x(1 - \cos(\theta)) + U_z \sin(\theta) & \cos(\theta) + U_y^2(1 - \cos(\theta)) & U_y U_z(1 - \cos(\theta)) - U_x \sin(\theta) \\ U_z U_x(1 - \cos(\theta)) - U_y \sin(\theta) & U_z U_y(1 - \cos(\theta)) + U_x \sin(\theta) & \cos(\theta) + U_z^2(1 - \cos(\theta)) \end{bmatrix}$$

Dernière étape : rotation d'angle φ

La matrice de rotation $M_{Rot2} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi) & -\sin(\varphi) & 0 \\ \sin(\varphi) & \cos(\varphi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ permettait d'obtenir ce résultat.

Annexe 3 : Centres de gravité des objets

Pour chaque « objet », le centre de gravité géométrique G du triangle ABC était calculé par la formule : $G_x = (A_x + B_x + C_x)/3$ $G_y = (A_y + B_y + C_y)/3$ $G_z = (A_z + B_z + C_z)/3$

Application au coude :

$$G_h = \frac{ACR_x + EPM_x + EPL_x}{3} \quad G_u = \frac{OLE_x + AVE_x + ULN_x}{3} \quad G_r = \frac{RAD_x + IND_x + POU_x}{3}$$

Annexe 4 : Angle de flexion α

Les points A, B et C sont définis par leurs coordonnées (A_x, A_y, A_z) , (B_x, B_y, B_z) , (C_x, C_y, C_z) .

$$\begin{aligned} AB_x &= B_x - A_x & AB_y &= B_y - A_y & AB_z &= B_z - A_z \\ AC_x &= C_x - A_x & AC_y &= C_y - A_y & AC_z &= C_z - A_z \end{aligned}$$

Pour calculer l'angle α en position quelconque on considère les vecteurs \overrightarrow{AB} et \overrightarrow{AC} .

Soit le produit scalaire $\overrightarrow{AB} \cdot \overrightarrow{AC} = \|\overrightarrow{AB}\| \cdot \|\overrightarrow{AC}\| \cdot \cos \alpha$

d'où
$$\alpha = \cos^{-1} \left(\frac{\overrightarrow{AB} \cdot \overrightarrow{AC}}{\|\overrightarrow{AB}\| \cdot \|\overrightarrow{AC}\|} \right)$$

$$\begin{aligned} \overrightarrow{AB} \cdot \overrightarrow{AC} &= AB_x \cdot AC_x + AB_y \cdot AC_y + AB_z \cdot AC_z \\ &= (B_x - A_x) \cdot (C_x - A_x) + (B_y - A_y) \cdot (C_y - A_y) + (B_z - A_z) \cdot (C_z - A_z) \end{aligned}$$

$$\|\overrightarrow{AB}\| = \sqrt{AB_x^2 + AB_y^2 + AB_z^2} = \sqrt{(B_x - A_x)^2 + (B_y - A_y)^2 + (B_z - A_z)^2}$$

$$\|\overrightarrow{AC}\| = \sqrt{AC_x^2 + AC_y^2 + AC_z^2} = \sqrt{(C_x - A_x)^2 + (C_y - A_y)^2 + (C_z - A_z)^2}$$

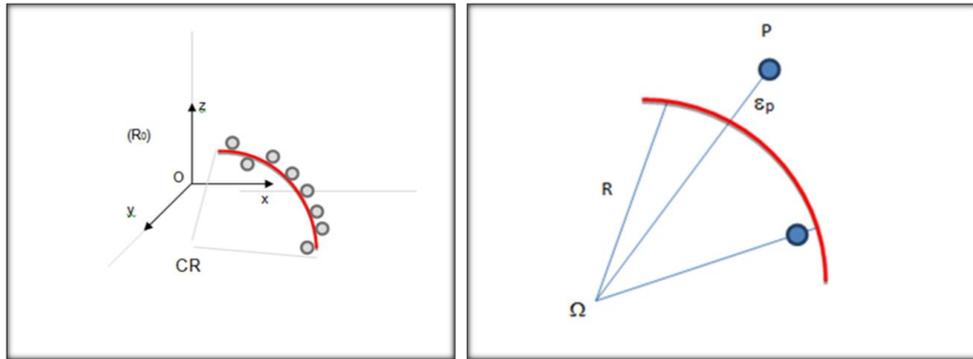
$$\alpha = \cos^{-1} \left\{ \frac{(B_x - A_x) \cdot (C_x - A_x) + (B_y - A_y) \cdot (C_y - A_y) + (B_z - A_z) \cdot (C_z - A_z)}{\sqrt{(B_x - A_x)^2 + (B_y - A_y)^2 + (B_z - A_z)^2} \cdot \sqrt{(C_x - A_x)^2 + (C_y - A_y)^2 + (C_z - A_z)^2}} \right\}$$

L'angle α sera exprimé en radians puis converti en degrés par la formule : $\theta_{deg} = \theta_{rad} \cdot \frac{180}{\pi}$

Annexe 5 : Détail du calcul des centres de rotation

L'équation d'un cercle de centre $\Omega (x_0, y_0, z_0)$ et de rayon R dans l'espace répond à l'équation suivante :

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 = R^2$$



Soit ε_p , l'erreur d'approximation entre le cercle de centre Ω et de rayon R et le point P de

l'expérience :
$$\varepsilon_p = \sqrt{(x_p - x_0)^2 + (y_p - y_0)^2 + (z_p - z_0)^2} - R$$

L'objectif est de minimiser la fonction f, définie par la somme de l'ensemble des carrés des erreurs. Le quadruplet (x_0, y_0, z_0, R) minimise l'équation suivante pour les N points de l'expérience :

$$f = \sum_{p=1}^N (\varepsilon_p)^2$$

La fonction « solver » d'excel permet d'obtenir ce résultat par itérations en utilisant l'algorithme du simplexe, qui permet de minimiser une fonction sur un ensemble défini par des inégalités. Pour chaque expérience, un quadruplet (x_0, y_0, z_0, R) unique est déterminé.

Méthode des moindres carrés

MATLAB sphere fitting routine adapted from Gander et al. (1994)

```
function[z, r, max, ave, sdev] = sphere(X, z, r);
% sphere Geometric sphere fit
%
% [z, r] = sphere(X, z, r)
% fits the best sphere by nonlinear least squares
% for true geometric distance
%
% X: given points <X(i,1), X(i,2), X(i,3)>
% z, r: starting values for sphere solution
%
% z, r: parameters for sphere found
u = [z(1), z(2), z(3), r]; % starting values
h = u;
while norm(h) > norm(u)*1e-6,
    a = u(1) - X(:,1); b = u(2) - X(:,2);
    c = u(3) - X(:,3);
    fak = sqrt(a.*a + b.*b + c.*c);
    J = [a./fak b./fak c./fak -ones(size(a))];
    f = fak - u(4);
    h = -J\f;
    u = u + h;
end;
z = u(1:3); r = u(4);
max = norm(f, inf); ave = mean(abs(f));
sdev = std(abs(f));
end % sphere

Data points saved as MATLAB executable file.

function[z, r, max, ave, std] = fitdat %
% MARC exported data with call to sphere fitting
algorithm
% no inputs
% outputs are z, r, centre and radius of sphere
% ensure MATLAB is in correct dir
A = [
A11, A12, A13; % matrix of co-ordinate data
A21, A22, A23;
...
An1, An2, An3;
];
sz = size(A);
su = sum(A);
z1 = su./sz(1); % starting value for position vector
r1 = sqrt(z1*z1); % starting value for radius
[z, r, max, ave, std] = sphere(A, z1, r1); % call
"sphere"
end % fitdat
```

Annexe 6 : Angle de β de pronation supination

L'angle β de pronation supination était calculé en fonction de la position initiale du sujet en supination maximale, ce qui correspondait au début du mouvement de rotation de l'avant bras

L'angle β est défini en position quelconque par les vecteurs $\overrightarrow{U_0R_0}$ et $\overrightarrow{U_0R_1}$.

Soit le produit scalaire $\overrightarrow{U_0R_0} \cdot \overrightarrow{U_0R_1} = \|U_0R_0\| \cdot \|U_0R_1\| \cdot \cos \beta$

d'où
$$\beta = \cos^{-1}\left(\frac{\overrightarrow{U_0R_0} \cdot \overrightarrow{U_0R_1}}{\|U_0R_0\| \cdot \|U_0R_1\|}\right)$$

$$\begin{aligned} \overrightarrow{U_0R_0} \cdot \overrightarrow{U_0R_1} &= U_0R_0x \cdot U_0R_1x + U_0R_0y \cdot U_0R_1y + U_0R_0z \cdot U_0R_1z \\ &= (R_0x - U_0x) \cdot (R_1x - U_0x) + (R_0y - U_0y) \cdot (R_1y - U_0y) + (R_0z - U_0z) \cdot (R_1z - U_0z) \end{aligned}$$

$$\|U_0R_0\| = \sqrt{U_0R_0x^2 + U_0R_0y^2 + U_0R_0z^2} = \sqrt{(R_0x - U_0x)^2 + (R_0y - U_0y)^2 + (R_0z - U_0z)^2}$$

$$\|U_0R_1\| = \sqrt{U_0R_1x^2 + U_0R_1y^2 + U_0R_1z^2} = \sqrt{(R_1x - U_0x)^2 + (R_1y - U_0y)^2 + (R_1z - U_0z)^2}$$

$$\beta = \cos^{-1}\left\{ \frac{(R_0x - U_0x) \cdot (R_1x - U_0x) + (R_0y - U_0y) \cdot (R_1y - U_0y) + (R_0z - U_0z) \cdot (R_1z - U_0z)}{\sqrt{(R_0x - U_0x)^2 + (R_0y - U_0y)^2 + (R_0z - U_0z)^2} \cdot \sqrt{(R_1x - U_0x)^2 + (R_1y - U_0y)^2 + (R_1z - U_0z)^2}} \right\}$$

L'angle β sera exprimé en radians puis converti en degrés par la formule : $\theta_{deg} = \theta_{rad} \cdot \frac{180}{\pi}$

Annexe 7 : Angle de β' de pronation supination clinique

Le calcul de l'angle β' se faisait dans le plan (XY), les coordonnées sagittales Z n'étaient pas prises en compte.

Tout comme pour l'angle α et β , l'angle β' est défini en position quelconque par les vecteurs $\overrightarrow{U_0H}$ et $\overrightarrow{U_0R_1}$.

Soit le produit scalaire $\overrightarrow{U_0H} \cdot \overrightarrow{U_0R_1} = \|U_0H\| \cdot \|U_0R_1\| \cdot \cos \beta'$

$$\text{d'où} \quad \beta' = \cos^{-1}\left(\frac{\overrightarrow{U_0H} \cdot \overrightarrow{U_0R_1}}{\|U_0H\| \cdot \|U_0R_1\|}\right)$$

Comme les coordonnées dans le plan (XZ) ne sont pas prises en compte :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{U_0H} \cdot \overrightarrow{U_0R_1} &= U_0Hx \cdot U_0R_1x + U_0Hy \cdot U_0R_1y \\ &= (Hx - U_0x) \cdot (R_1x - U_0x) + (Hy - U_0y) \cdot (R_1y - U_0y) \end{aligned}$$

$$\|U_0H\| = \sqrt{U_0Hx^2 + U_0Hy^2} = \sqrt{(Hx - U_0x)^2 + (Hy - U_0y)^2}$$

$$\|U_0R_1\| = \sqrt{U_0R_1x^2 + U_0R_1y^2} = \sqrt{(R_1x - U_0x)^2 + (R_1y - U_0y)^2}$$

$$\beta' = \cos^{-1}\left\{\frac{(Hx - U_0x) \cdot (R_1x - U_0x) + (Hy - U_0y) \cdot (R_1y - U_0y)}{\sqrt{(Hx - U_0x)^2 + (Hy - U_0y)^2} \cdot \sqrt{(R_1x - U_0x)^2 + (R_1y - U_0y)^2}}\right\}$$

L'angle β' sera exprimé en radians puis converti en degrés.

Annexe 8 : Angle γ de déviation angulaire de l'ulna

L'angle γ est défini en position quelconque par les vecteurs $\overrightarrow{E_M U_0}$ et $\overrightarrow{E_M U_1}$.

Soit le produit scalaire $\overrightarrow{E_M U_0} \cdot \overrightarrow{E_M U_1} = \|E_M U_0\| \cdot \|E_M U_1\| \cdot \cos \gamma$

$$\text{d'où} \quad \gamma = \cos^{-1} \left(\frac{\overrightarrow{E_M U_0} \cdot \overrightarrow{E_M U_1}}{\|E_M U_0\| \cdot \|E_M U_1\|} \right)$$

$$\begin{aligned} \overrightarrow{E_M U_0} \cdot \overrightarrow{E_M U_1} &= E_M U_0 x \cdot E_M U_1 x + E_M U_0 y \cdot E_M U_1 y + E_M U_0 z \cdot E_M U_1 z \\ &= (U_0 x - E_M x) \cdot (U_1 x - E_M x) + (U_0 y - E_M y) \cdot (U_1 y - E_M y) + (U_0 z - E_M z) \cdot (U_1 z - E_M z) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \|E_M U_0\| &= \sqrt{E_M U_0 x^2 + E_M U_0 y^2 + E_M U_0 z^2} \\ &= \sqrt{(U_0 x - E_M x)^2 + (U_0 y - E_M y)^2 + (U_0 z - E_M z)^2} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \|E_M U_1\| &= \sqrt{E_M U_1 x^2 + E_M U_1 y^2 + E_M U_1 z^2} \\ &= \sqrt{(U_1 x - E_M x)^2 + (U_1 y - E_M y)^2 + (U_1 z - E_M z)^2} \end{aligned}$$

$$\gamma = \cos^{-1} \left\{ \frac{(U_0 x - E_M x) \cdot (U_1 x - E_M x) + (U_0 y - E_M y) \cdot (U_1 y - E_M y) + (U_0 z - E_M z) \cdot (U_1 z - E_M z)}{\sqrt{(U_0 x - E_M x)^2 + (U_0 y - E_M y)^2 + (U_0 z - E_M z)^2} \cdot \sqrt{(U_1 x - E_M x)^2 + (U_1 y - E_M y)^2 + (U_1 z - E_M z)^2}} \right\}$$

L'angle γ sera exprimé en radians puis converti en degrés par la formule : $\theta_{deg} = \theta_{rad} \cdot \frac{180}{\pi}$.

Annexe 9 : Mouvement de cisaillement de l'ulna : C

Cette distance était calculée par trigonométrie car l'angle de déviation angulaire de l'ulna γ était connu :

$$\cos \gamma = \frac{\|E_M U_p\|}{\|E_M U_1\|} = \frac{\|E_M U_0\| - \|U_p U_0\|}{\|E_M U_1\|}$$

$$\|E_M U_0\| - \|U_p U_0\| = \|E_M U_1\| \cos \gamma$$

D'où $C = \|U_p U_0\| = \|E_M U_0\| - \|E_M U_1\| \cos \gamma$

Annexe 10 : Nombre de points aberrants

<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion neutre actif</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>25</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>15</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>15</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>28</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>20</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion neutre actif		0-30	25	30-60	15	60-90	15	90-120	28	>120	20	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion pronation actif</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>27</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>11</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>11</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>13</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>12</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion pronation actif		0-30	27	30-60	11	60-90	11	90-120	13	>120	12	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion supination actif</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>32</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>24</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>17</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>18</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>14</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion supination actif		0-30	32	30-60	24	60-90	17	90-120	18	>120	14
Flexion neutre actif																																						
0-30	25																																					
30-60	15																																					
60-90	15																																					
90-120	28																																					
>120	20																																					
Flexion pronation actif																																						
0-30	27																																					
30-60	11																																					
60-90	11																																					
90-120	13																																					
>120	12																																					
Flexion supination actif																																						
0-30	32																																					
30-60	24																																					
60-90	17																																					
90-120	18																																					
>120	14																																					
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion neutre passif</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>33</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>30</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>34</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>26</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>59</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion neutre passif		0-30	33	30-60	30	60-90	34	90-120	26	>120	59	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion pronation passif</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>49</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>34</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>31</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>41</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>45</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion pronation passif		0-30	49	30-60	34	60-90	31	90-120	41	>120	45	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion supination passif</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>33</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>23</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>17</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>25</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>50</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion supination passif		0-30	33	30-60	23	60-90	17	90-120	25	>120	50
Flexion neutre passif																																						
0-30	33																																					
30-60	30																																					
60-90	34																																					
90-120	26																																					
>120	59																																					
Flexion pronation passif																																						
0-30	49																																					
30-60	34																																					
60-90	31																																					
90-120	41																																					
>120	45																																					
Flexion supination passif																																						
0-30	33																																					
30-60	23																																					
60-90	17																																					
90-120	25																																					
>120	50																																					
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion neutre poids</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>31</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>13</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>8</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>9</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>22</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion neutre poids		0-30	31	30-60	13	60-90	8	90-120	9	>120	22	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion pronation poids</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>27</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>11</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>14</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>15</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>15</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion pronation poids		0-30	27	30-60	11	60-90	14	90-120	15	>120	15	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Flexion supination poids</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0-30</td> <td>36</td> </tr> <tr> <td>30-60</td> <td>24</td> </tr> <tr> <td>60-90</td> <td>15</td> </tr> <tr> <td>90-120</td> <td>14</td> </tr> <tr> <td>>120</td> <td>24</td> </tr> </tbody> </table>	Flexion supination poids		0-30	36	30-60	24	60-90	15	90-120	14	>120	24
Flexion neutre poids																																						
0-30	31																																					
30-60	13																																					
60-90	8																																					
90-120	9																																					
>120	22																																					
Flexion pronation poids																																						
0-30	27																																					
30-60	11																																					
60-90	14																																					
90-120	15																																					
>120	15																																					
Flexion supination poids																																						
0-30	36																																					
30-60	24																																					
60-90	15																																					
90-120	14																																					
>120	24																																					

Annexe 11 : Répétabilité et concordance

La répétabilité s pour les pièces anatomiques était $s = \sqrt{\frac{\sum_1^{58} (\text{distance entre les 2 centres calculés})^2}{52}}$
= 13,07 mm avec des bornes à 95% : $t_{52}.s = 2.13,07 = 26,14$ mm.

La répétabilité s pour les volontaires sains était $s = \sqrt{\frac{\sum_1^{75} (\text{distance entre les 2 centres calculés})^2}{74}} =$
17,26 mm avec des bornes à 95% : $t_{74}.s = 1,99.17,26 = 34,35$ mm.

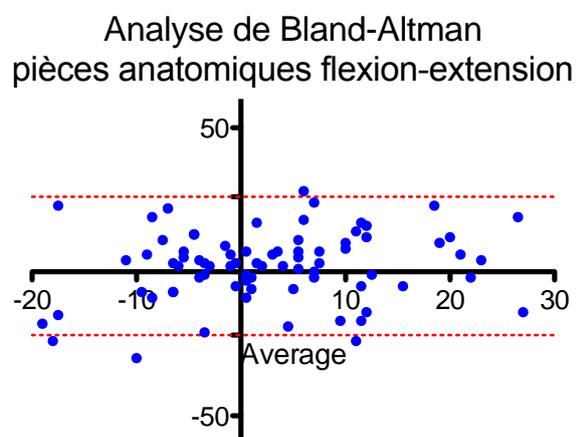
Pour l'étude de la pronation supination

La répétabilité s pour les pièces anatomiques était $s = \sqrt{\frac{\sum_1^{215} (\text{différence entre les distances mesurées})^2}{214}} =$
7,37 mm avec les bornes à 95% : $t_{215}.s = 1,96.7,37 = 14,45$ mm.

La répétabilité s pour les volontaires sains était $s = \sqrt{\frac{\sum_1^{88} (\text{différence entre les distances mesurées})^2}{82}} =$
16,86 mm avec les bornes à 95% : $t_{83}.s = 1,99.16,86 = 33,55$ mm.

Concordance des centres de rotation (flexion-extension) pour les pièces anatomiques

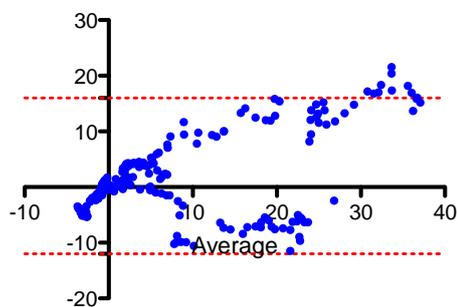
- La moyenne (ou biais) était de : 2,05mm
- l'écart-type de la différence (sdd) était de : 12,10mm
- les limites d'accord (concordance) étaient donc de : -21,67mm / 25,78mm



Concordance des calculs des mesures des distances (rotation de l'avant-bras) pour les pièces anatomiques

- La moyenne (ou biais) était de : 1,86mm
- l'écart-type de la différence (sdd) était de : 7,13mm
- les limites d'agrément (concordance) étaient donc de : -12,1mm / 15,83mm

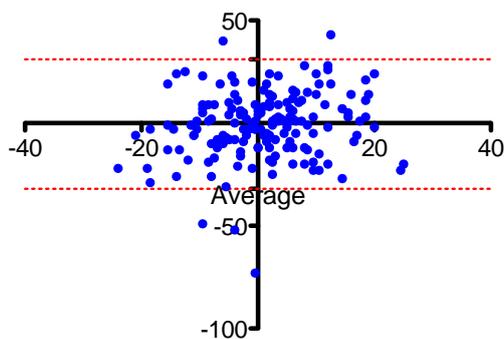
Analyse de Bland-Altman
pièces anatomiques pronation-supination



Concordance des centres de rotation (flexion-extension) pour les sujets sains

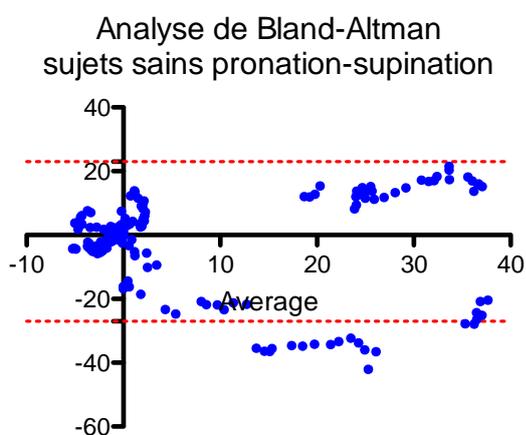
- La moyenne (ou biais) était de : -0,79mm
- l'écart-type de la différence (sdd) était de : 16,24mm
- les limites d'agrément (concordance) étaient donc de : -32,63mm / 31,05mm

Analyse de Bland-Altman
sujets sains flexion-extension

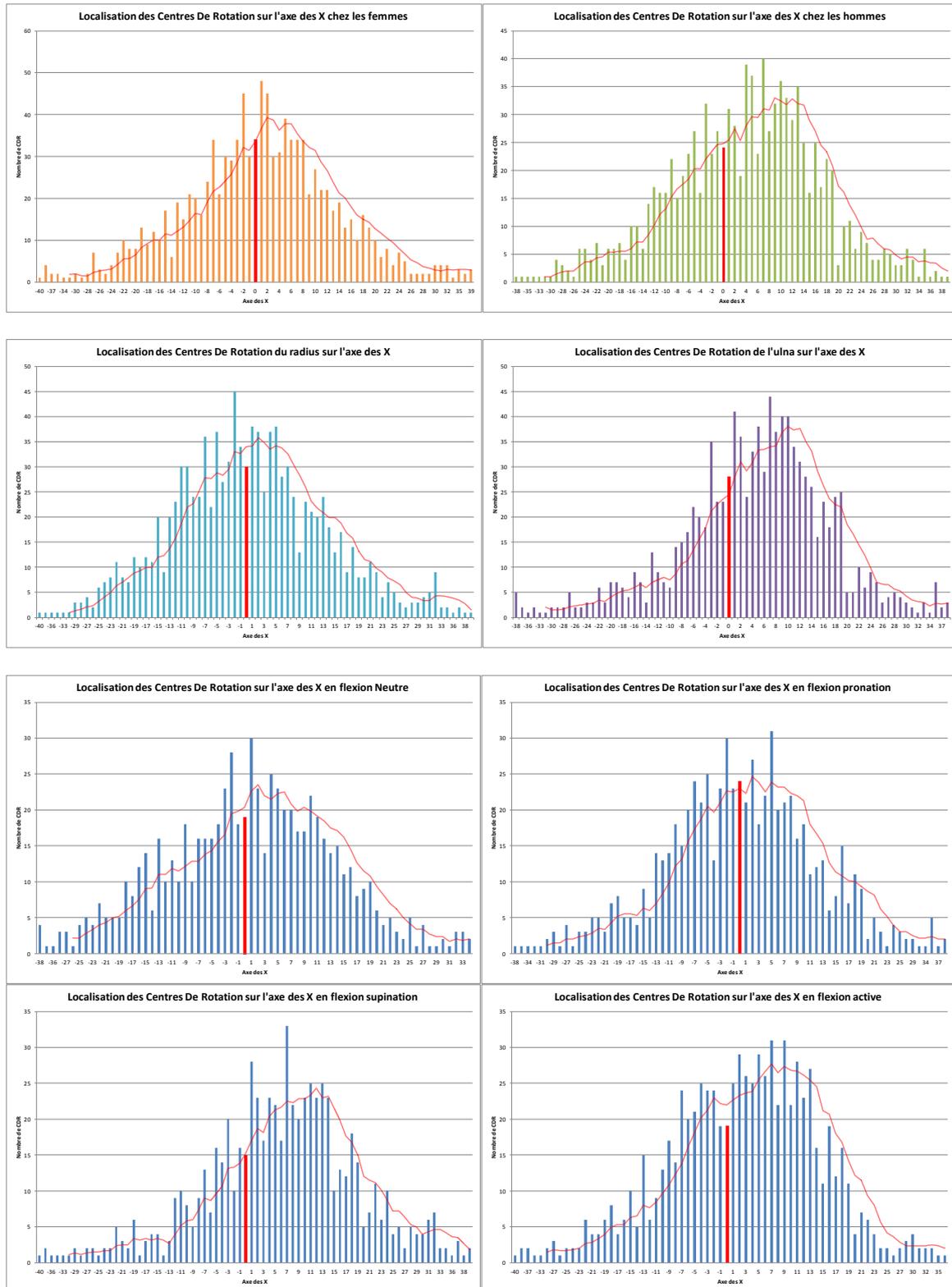


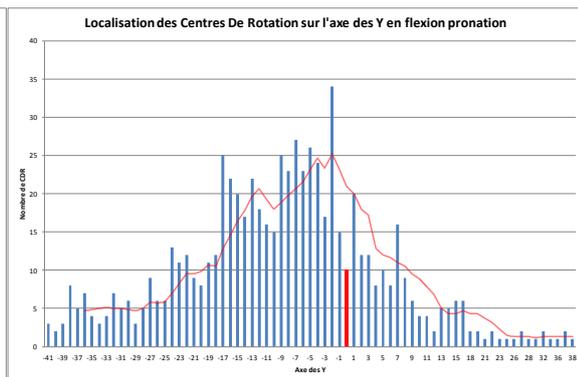
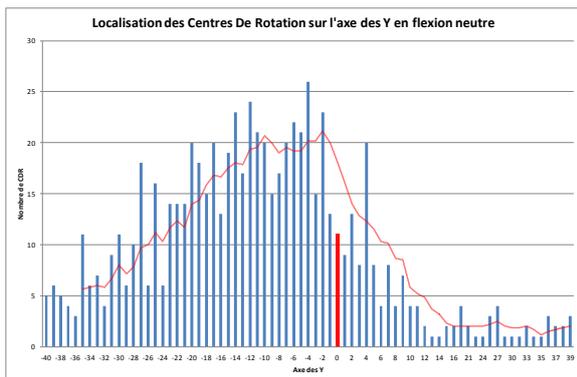
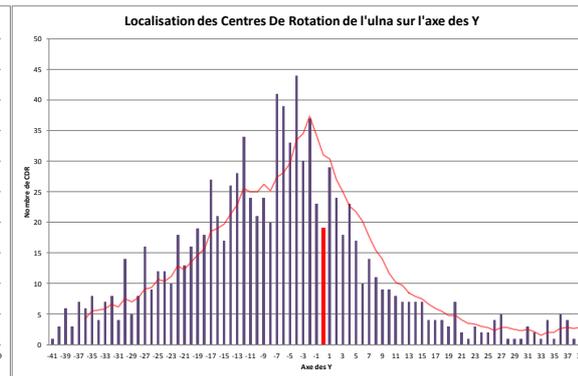
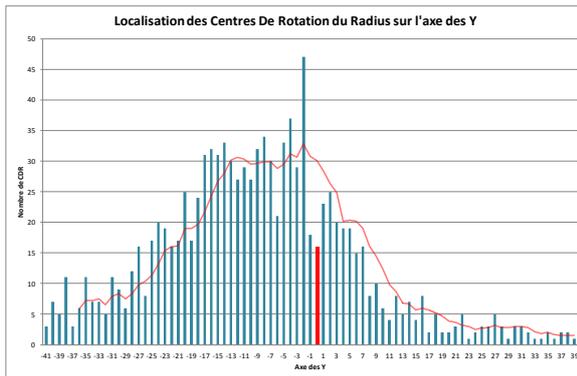
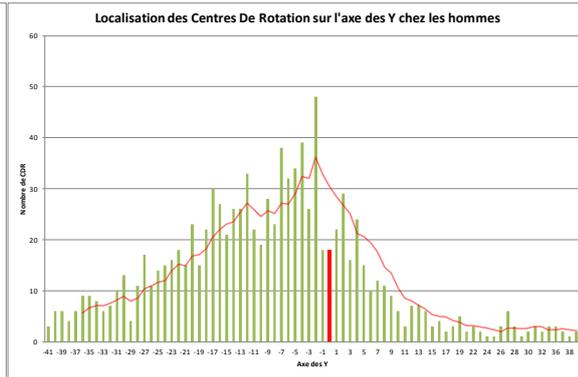
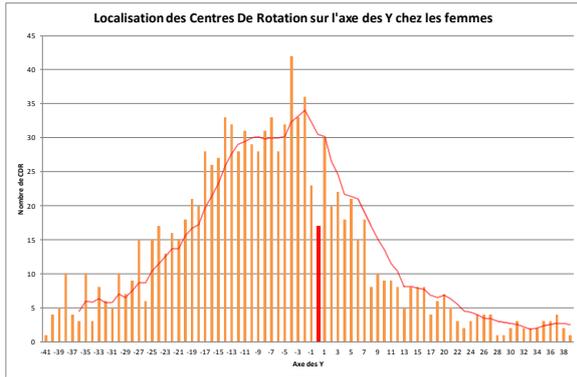
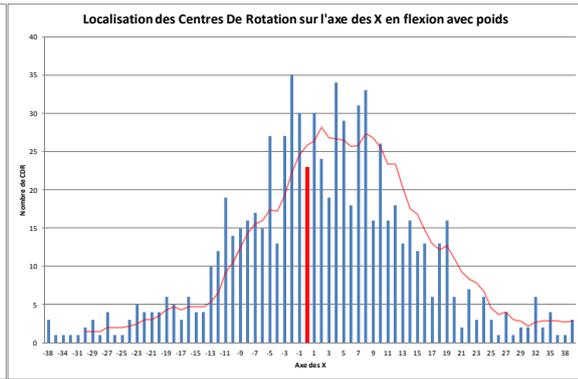
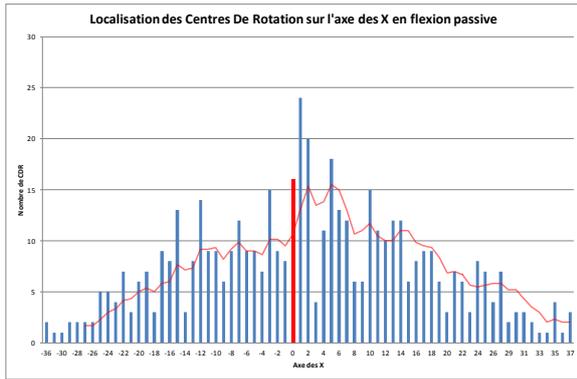
Concordance des calculs des mesures des distances (rotation de l'avant-bras) pour les sujets sains

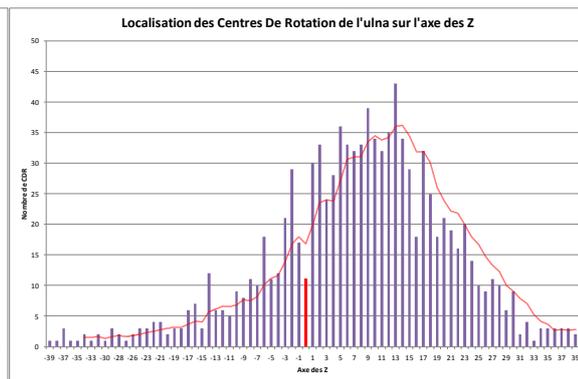
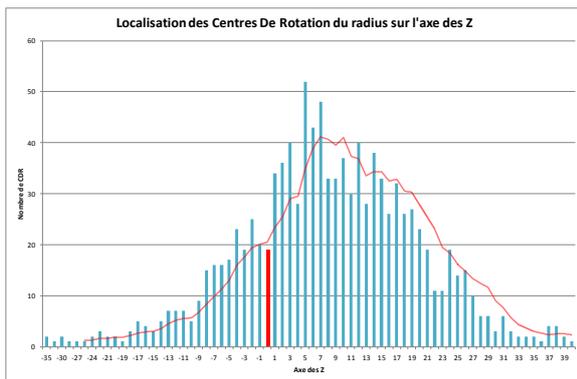
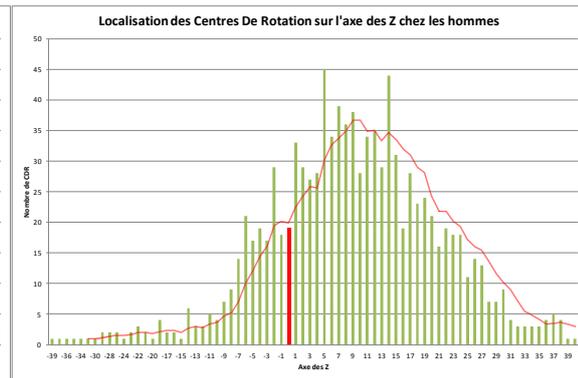
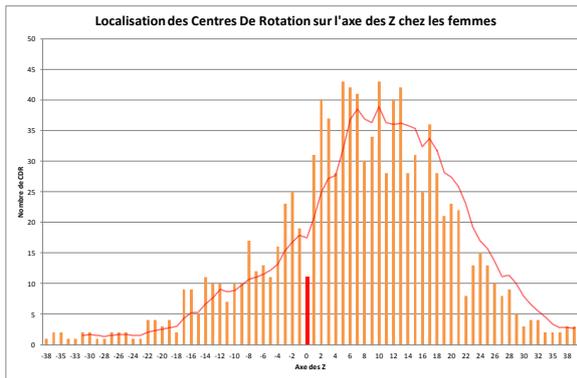
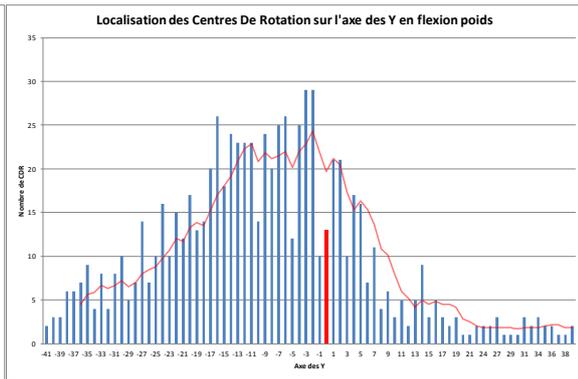
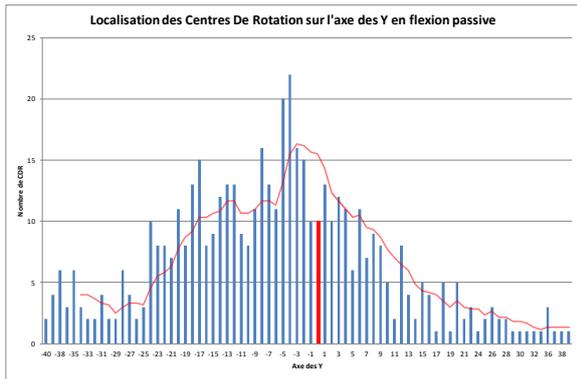
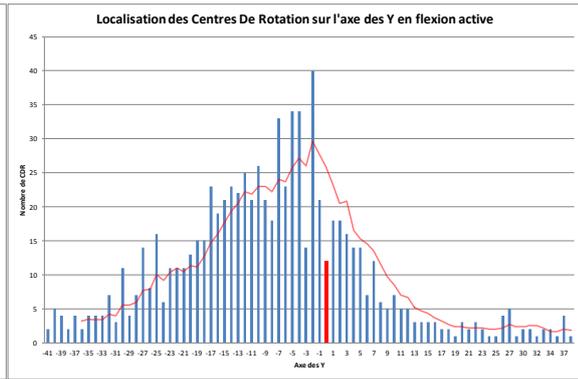
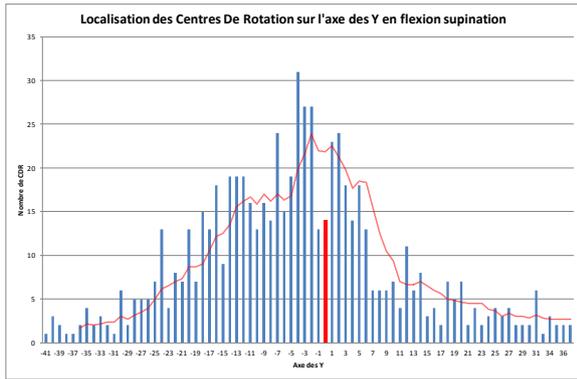
- La moyenne (ou biais) était de : -1,93mm
- l'écart-type de la différence (sdd) était de : 12,79mm
- les limites d'agrément (concordance) étaient donc de : -27mm / 23,14mm

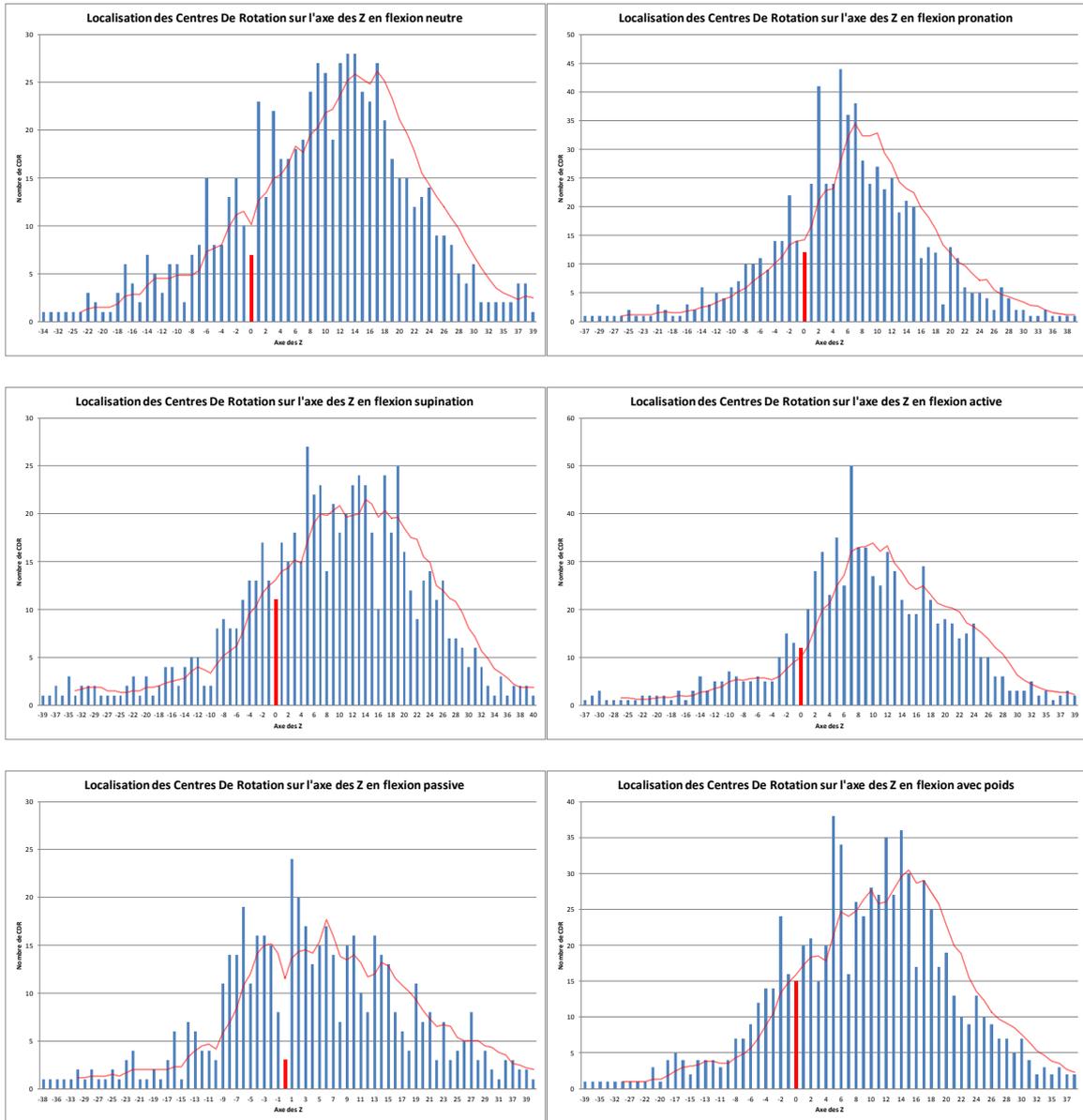


Annexe 12 : Localisation des CDR en représentation graphique

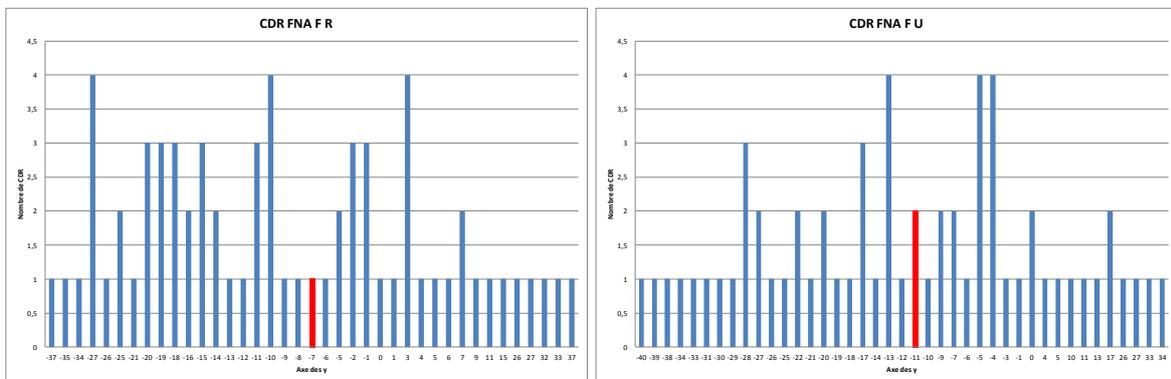




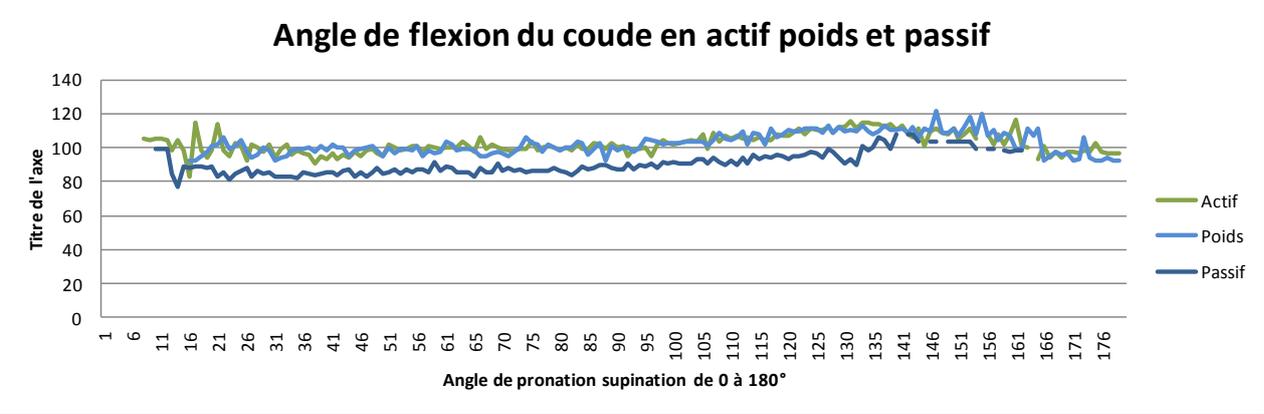




Deux exemples d'histogramme en flexion neutre actif chez les femmes pour le radius et l'ulna.



Annexe 13 : Graphiques de pronation supination



Exemple de présentation des coordonnées x, y et z des centres de rotation pour un sujet sain

Mouvement	Sexe	Os	Angle	X	Y	Z
Flexion Neutre Actif	H	Radius	Global	-21	-39	2
Flexion Neutre Actif	H	Radius	0-30	-12	-17	1
Flexion Neutre Actif	H	Radius	30-60	-13	-37	12
Flexion Neutre Actif	H	Radius	60-90	4	-10	9
Flexion Neutre Actif	H	Radius	90-120	KO	KO	KO
Flexion Neutre Actif	H	Radius	>120	-11	-40	-2
Flexion Neutre Passif	H	Radius	Global	-23	-28	-12
Flexion Neutre Passif	H	Radius	0-30	-11	6	1
Flexion Neutre Passif	H	Radius	30-60	-14	-18	-5
Flexion Neutre Passif	H	Radius	60-90	-18	-23	3
Flexion Neutre Passif	H	Radius	90-120	-24	-11	-15
Flexion Neutre Passif	H	Radius	>120	KO	KO	KO
Flexion Neutre Poids	H	Radius	Global	-6	-24	6
Flexion Neutre Poids	H	Radius	0-30	0	-2	3
Flexion Neutre Poids	H	Radius	30-60	-3	-20	9
Flexion Neutre Poids	H	Radius	60-90	9	-6	7
Flexion Neutre Poids	H	Radius	90-120	KO	KO	KO
Flexion Neutre Poids	H	Radius	>120	-28	-39	7
Flexion Pronation Actif	H	Radius	Global	-11	-19	-1
Flexion Pronation Actif	H	Radius	0-30	-14	-30	9
Flexion Pronation Actif	H	Radius	30-60	0	-11	9
Flexion Pronation Actif	H	Radius	60-90	4	-4	7
Flexion Pronation Actif	H	Radius	90-120	-15	-26	-7
Flexion Pronation Actif	H	Radius	>120	0	-4	5
Flexion Pronation Passif	H	Radius	Global	-18	-21	-6
Flexion Pronation Passif	H	Radius	0-30	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Radius	30-60	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Radius	60-90	-24	-33	-7
Flexion Pronation Passif	H	Radius	90-120	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Radius	>120	KO	KO	KO
Flexion Pronation Poids	H	Radius	Global	KO	KO	KO
Flexion Pronation Poids	H	Radius	0-30	KO	KO	KO
Flexion Pronation Poids	H	Radius	30-60	-8	-18	3
Flexion Pronation Poids	H	Radius	60-90	-10	-23	8
Flexion Pronation Poids	H	Radius	90-120	-21	-31	-4
Flexion Pronation Poids	H	Radius	>120	5	14	10
Flexion Supination Actif	H	Radius	Global	KO	KO	KO
Flexion Supination Actif	H	Radius	0-30	-14	2	8
Flexion Supination Actif	H	Radius	30-60	KO	KO	KO
Flexion Supination Actif	H	Radius	60-90	14	10	18
Flexion Supination Actif	H	Radius	90-120	14	-3	2
Flexion Supination Actif	H	Radius	>120	14	-3	-1
Flexion Supination Passif	H	Radius	Global	-10	-18	-13
Flexion Supination Passif	H	Radius	0-30	6	-15	-27
Flexion Supination Passif	H	Radius	30-60	-3	-9	-4
Flexion Supination Passif	H	Radius	60-90	1	-8	12
Flexion Supination Passif	H	Radius	90-120	KO	KO	KO
Flexion Supination Passif	H	Radius	>120	KO	KO	KO
Flexion Supination Poids	H	Radius	Global	KO	KO	KO
Flexion Supination Poids	H	Radius	0-30	-21	4	1
Flexion Supination Poids	H	Radius	30-60	KO	KO	KO
Flexion Supination Poids	H	Radius	60-90	0	-13	-17
Flexion Supination Poids	H	Radius	90-120	16	5	1
Flexion Supination Poids	H	Radius	>120	0	-13	-7

Flexion Neutre Actif	H	Ulna	Global	-12	-30	4
Flexion Neutre Actif	H	Ulna	0-30	KO	KO	KO
Flexion Neutre Actif	H	Ulna	30-60	11	-10	24
Flexion Neutre Actif	H	Ulna	60-90	3	-11	10
Flexion Neutre Actif	H	Ulna	90-120	4	-12	-11
Flexion Neutre Actif	H	Ulna	>120	-6	-39	-14
Flexion Neutre Passif	H	Ulna	Global	9	-12	8
Flexion Neutre Passif	H	Ulna	0-30	KO	KO	KO
Flexion Neutre Passif	H	Ulna	30-60	KO	KO	KO
Flexion Neutre Passif	H	Ulna	60-90	KO	KO	KO
Flexion Neutre Passif	H	Ulna	90-120	-3	-16	-16
Flexion Neutre Passif	H	Ulna	>120	KO	KO	KO
Flexion Neutre Poids	H	Ulna	Global	-14	-34	-3
Flexion Neutre Poids	H	Ulna	0-30	-5	-2	9
Flexion Neutre Poids	H	Ulna	30-60	0	-19	10
Flexion Neutre Poids	H	Ulna	60-90	7	-6	8
Flexion Neutre Poids	H	Ulna	90-120	-1	-21	-17
Flexion Neutre Poids	H	Ulna	>120	KO	KO	KO
Flexion Pronation Actif	H	Ulna	Global	3	-8	9
Flexion Pronation Actif	H	Ulna	0-30	-8	-10	6
Flexion Pronation Actif	H	Ulna	30-60	3	-7	8
Flexion Pronation Actif	H	Ulna	60-90	9	-7	18
Flexion Pronation Actif	H	Ulna	90-120	6	-4	8
Flexion Pronation Actif	H	Ulna	>120	3	-14	1
Flexion Pronation Passif	H	Ulna	Global	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Ulna	0-30	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Ulna	30-60	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Ulna	60-90	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Ulna	90-120	KO	KO	KO
Flexion Pronation Passif	H	Ulna	>120	KO	KO	KO
Flexion Pronation Poids	H	Ulna	Global	5	-6	6
Flexion Pronation Poids	H	Ulna	0-30	-1	-1	6
Flexion Pronation Poids	H	Ulna	30-60	5	-8	6
Flexion Pronation Poids	H	Ulna	60-90	5	-9	8
Flexion Pronation Poids	H	Ulna	90-120	-6	-17	1
Flexion Pronation Poids	H	Ulna	>120	-4	-1	23
Flexion Supination Actif	H	Ulna	Global	-8	-26	10
Flexion Supination Actif	H	Ulna	0-30	7	10	12
Flexion Supination Actif	H	Ulna	30-60	4	-15	19
Flexion Supination Actif	H	Ulna	60-90	14	3	16
Flexion Supination Actif	H	Ulna	90-120	11	-6	5
Flexion Supination Actif	H	Ulna	>120	3	-7	-2
Flexion Supination Passif	H	Ulna	Global	9	4	-5
Flexion Supination Passif	H	Ulna	0-30	KO	KO	KO
Flexion Supination Passif	H	Ulna	30-60	10	4	-4
Flexion Supination Passif	H	Ulna	60-90	17	-2	14
Flexion Supination Passif	H	Ulna	90-120	KO	KO	KO
Flexion Supination Passif	H	Ulna	>120	KO	KO	KO
Flexion Supination Poids	H	Ulna	Global	KO	KO	KO
Flexion Supination Poids	H	Ulna	0-30	-28	-38	-2
Flexion Supination Poids	H	Ulna	30-60	11	-21	23
Flexion Supination Poids	H	Ulna	60-90	13	2	-6
Flexion Supination Poids	H	Ulna	90-120	5	-8	-6
Flexion Supination Poids	H	Ulna	>120	KO	KO	KO

AUTEUR : LARONDE Pascale

Date de Soutenance : 12 juin 2013

Titre de la Thèse : Analyse expérimentale de la mobilité passive et active du coude et de l'avant bras au moyen d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement VICON®, chez 30 sujets sains.

Thèse, Médecine, Lille, 2013

Cadre de classement : DES de chirurgie générale, Chirurgie orthopédique et traumatologique

Mots-clés : coude, cinématique, système 3D, flexion extension, pronation supination, rotation

Résumé :

Contexte : La connaissance de la cinématique articulaire est la base de la modélisation articulaire pour la conception prothétique. La fréquence des descellements aseptiques des prothèses de coude du à un excès de contraintes suggère qu'elles ne répondent pas correctement au cahier des charges de l'articulation.

Objectif : Le travail consistait en l'analyse expérimentale des mobilités passive et active du coude et de l'avant bras afin d'apporter des données supplémentaires à la modélisation du complexe articulaire du coude.

Méthode : L'étude a été réalisée chez 30 sujets sains, au moyen d'un système d'analyse 3D optoélectronique (VICON® T10/8), en actif, passif et avec port de charge. Les centres de rotation du coude lors de la flexion extension ont été estimés. La rotation de l'avant-bras (pronation supination) a été analysée en calculant 2 paramètres : l'angle de déviation ulnaire et la distance de cisaillement de l'ulna.

Résultats : La concordance des résultats a été validée. Nous avons pu localiser le centre de rotation du coude qui se situe en moyenne 2 mm en dessous, 9 mm en dehors et 8 mm en avant de l'épicondyle médial. La translation ulnaire lors de la pronation était de 10.8°. La distance de cisaillement maximale de l'ulna en pronation était de 8 mm.

Conclusion : L'utilisation du système optoélectronique Vicon® était une méthode innovante et non invasive pour étudier l'articulation du coude. Nos résultats confirmaient que le coude ne fonctionne pas comme une charnière rigide mais comme une charnière lâche avec une succession d'axes de rotation se croisant en un point situé près de l'épicondyle médial. Ceci pourrait expliquer le taux élevé de descellement aseptique des prothèses de coude et la nécessité d'adapter la conception des prothèses à la biomécanique de cette articulation complexe.

Composition du Jury :

Président Monsieur le Professeur Christian FONTAINE
Assesseurs Monsieur le Professeur Christophe CHANTELOT
Monsieur le Professeur Julien GIRARD
Monsieur le Docteur Arnaud DELVAL
Directeur de thèse Monsieur le Docteur Guillaume WAVREILLE