



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 DU COUDE ET DE L'AVANT-BRAS AU
MOYEN DU SYSTEME OPTO-ELECTRONIQUE D'ANALYSE DU
MOUVEMENT VICON ®
SUR 10 PIECES ANATOMIQUES ET 30 SUJETS SAINS

Présentée et soutenue publiquement le 12 juin 2013
Pôle Recherche de la Faculté

Par Elvire GUERRE

Jury

Président : Monsieur le Professeur Christian FONTAINE

Assesseurs : Monsieur le Professeur Christophe CHANTELOT
Monsieur le Professeur Julien GIRARD
Monsieur Jérôme CUSSONNEAU

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Guillaume WAVREILLE

SOMMAIRE

1	INTRODUCTON	1
2	ANATOMIE FONCTIONNELLE ET BASES BIOMECAIQUES 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	5
2.3.2	Les muscles moteurs de la flexion extension	6
2.3.3	La stabilité du coude	6
2.4	La pronation-supination.....	7
2.4.1	Les amplitudes articulaires	7
2.4.2	Description du mouvement	8
2.4.3	Les muscles moteurs de la pronation-supination	12
3	MATERIEL.....	13
3.1	Descriptif des échantillons.....	13
3.2	Matériel utilisé.....	13
4	METHODE.....	15
4.1	Protocole des manipulations	15
4.1.1	Première manipulation	15
4.1.2	Deuxième manipulation	17
4.1.3	Troisième manipulation.....	18
4.2	Changement de repère (cf annexe)	19
4.3	Analyse des informations tridimensionnelles.....	21
4.3.1	Calcul des centres de rotation.....	21
4.3.2	Calcul de l'angle de flexion	24
4.3.3	Analyse du mouvement de rotation de l'avant-bras.....	25
5	RESULTATS.....	29
5.1	Précision du VICON.....	29
5.2	Fiabilité de nos mesures	31
5.3	Concordance et répétabilité des mesures	32
5.3.1	Répétabilité des mesures	33
5.3.2	Concordances des mesures selon la méthode de Bland et Altman :	34

6	Analyse des Centres De Rotation en flexion	36
6.1	Localisation des centres de rotation.....	37
6.2	Pour l'étude de la pronation.....	46
6.2.1	Pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau versus os	46
6.2.2	Pièces anatomiques avec peau versus sujets sains	49
7	DISCUSSION.....	51
7.1	Du matériel et de la méthode.....	51
7.2	Etude du Glissement cutané	55
7.3	Etude de la flexion de l'avant bras	57
7.3.1	Localisation des centres de rotation sur l'axe (x).....	61
7.3.2	Localisation des centres de rotation sur l'axe (y).....	62
7.3.3	Localisation des centres de rotation sur l'axe (z).....	63
7.4	Etude de la rotation de l'avant-bras	66
8	CONCLUSION	69
9	BIBLIOGRAPHIE.....	70
10	ANNEXES	77

1 INTRODUCTION

La biomécanique est l'étude de la mécanique appliquée au corps humain. Ce terme provient du grecque Bios (vie), et de mécanique, science qui étudie les forces et les effets produits par leur application. Il s'agit de l'aspect dynamique et fonctionnel de l'arthrologie. La cinématique est un outil important pour acquérir une compréhension approfondie de la fonction articulaire normale et pathologique lors de la locomotion humaine. Ceci nous permettra de mieux comprendre la pathologie et d'en améliorer le diagnostic et le traitement, en optimisant les performances de la chirurgie reconstructrice et le développement de modèles biomécaniques.

Les premières études sur la biomécanique de l'avant bras in vivo sont apparues dans les années cinquante (1). L'arrivée de l'imagerie tel que la tomographie (2,3) et l'imagerie par résonance magnétique (4) a permis de grandes avancées en permettant une étude plus précise du coude en 3 dimensions. Cependant cela ne nous donne qu'une étude statique et malgré leur précision croissante, elles ne nous permettent pas d'étudier facilement l'ensemble des éléments épiphysaires lors du mouvement. Actuellement, l'étude de la cinématique du coude se fait par des méthodes d'enregistrement en trois dimensions (5–10). Cependant, à ce jour il n'existe pas encore de méthode dynamique précise pour étudier la cinématique de l'avant bras. Les systèmes optoélectroniques avec des marqueurs rétro-réfléchissants semblent être particulièrement appropriés, car ils sont non-invasifs, non irradiants et ne gênent pas l'exécution du mouvement. Mais pour le moment ces méthodes manquent de fiabilité pour l'étude des mouvements du membre supérieur certainement due aux glissements cutanés, ainsi qu'à la vaste gamme de mouvements possibles par rapport au membre inférieur (11).

Notre étude s'inscrit dans la continuité de celles réalisées dans le service d'orthopédie B à Lille sur la biomécanique de coude (12–14). Le but de cette thèse était de valider un nouveau protocole d'analyse des mouvements du coude en dynamique via un système optoélectronique de type VICON sur dix pièces anatomiques et sur 30 sujets sains. Nous avons étudié le glissement cutané sur les pièces anatomiques en comparant les enregistrements avec les capteurs fixés sur l'os et ceux fixés sur la peau. Puis nous avons réalisé une comparaison entre les mouvements des pièces anatomiques à ceux des sujets sains en passif afin d'apprécier les variations dues au tonus musculaire.

2 ANATOMIE FONCTIONNELLE ET BASES BIOMECANIQUES ACTUELLES

2.1 Le rôle fonctionnel du coude

Le coude est l'articulation du membre supérieur permettant la jonction mécanique entre le bras et l'avant-bras. La main, extrémité active, peut donc grâce au coude, être orientée dans l'espace. Le coude est un complexe articulaire ne possédant qu'une seule cavité articulaire mais composé, d'un point de vue morphologique, de trois articulations distinctes. Celles-ci permettent la flexion-extension et participent à la rotation de l'avant-bras ou pronation-supination.

Le mouvement de flexion-extension implique deux articulations : l'articulation huméro-ulnaire et l'articulation huméro-radiale. Il permet le rapprochement et l'éloignement de la main par rapport au corps.

La pronation-supination ou rotation axiale de l'avant bras se fait grâce aux articulations radio-ulnaires proximale, distale et est stabilisée par la membrane interosseuse. Elle oriente la paume de la main dans l'espace.

2.2 Le valgus physiologique

On définit le valgus physiologique par l'angle formé, dans le plan frontal, entre l'axe du bras et l'axe de l'avant-bras (15). Selon l'étude de Paraskevas et al en 2004 sur 600 étudiants (16), Il était de $12,88^\circ (\pm 5,92)$, et il retrouvait un valgus physiologique plus important chez la femme $15,07^\circ (\pm 4,95)$ que chez l'homme $10,97^\circ (\pm 4,27)$. Au cours de la flexion le valgus physiologique ne serait pas constant (**figure 1**), mais décrirait plutôt un mouvement de valgus-varus lors de la flexion extension du coude en supination certainement dû au changement de l'axe de rotation de l'articulation (17).

Il existerait également une laxité en varus-valgus de l'avant bras pouvant expliquer le fonctionnement du coude comme une charnière lâche (12,18,19). Cette laxité dépendrait de la position de l'avant bras, et serait plus importante en pronation et à 20° de flexion (20–24).

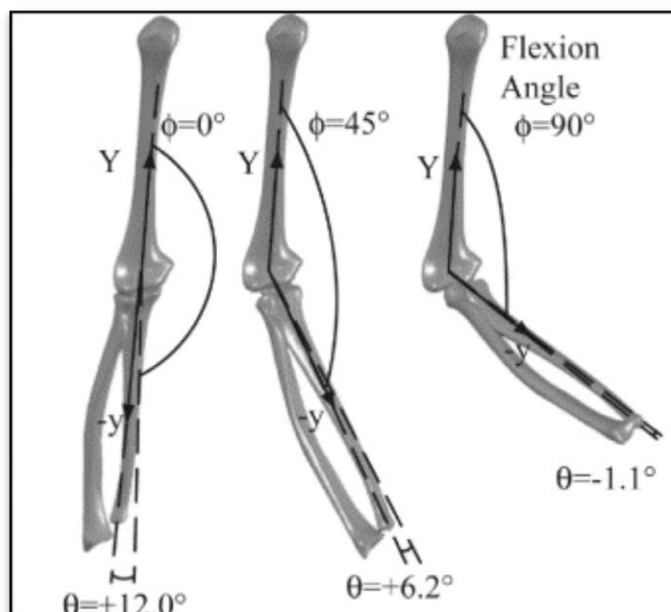


Figure 1 : Evolution de l'angle θ (valgus physiologique) au cours de la flexion du coude.(17)

2.3 La flexion extension

En 1981, Morrey et al (25), montrait déjà que le modèle de charnière n'était pas entièrement juste. En effet, la flexion ne serait pas un mouvement linéaire mais un mouvement plus complexe de type hélicoïdal (23) qui serait influencé par l'obliquité de la gorge de la trochlée (**Figure 2**).

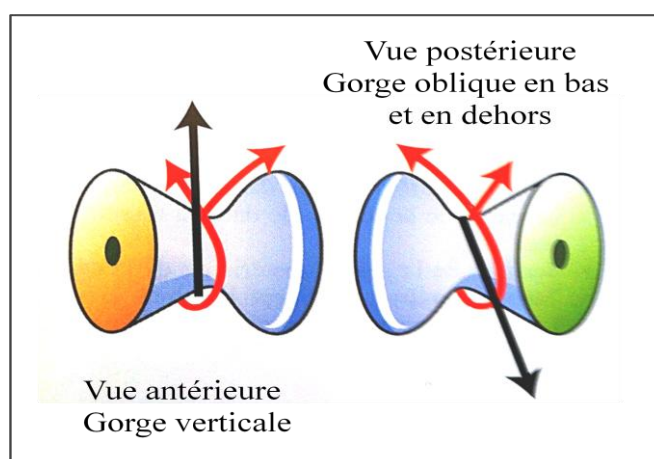


Figure 2 : Vue schématique de la trochlée et de l'axe hélicoïdal de flexion-extension (d'après Kapandji (26))
 A gauche : vue antérieure montrant une gorge verticale.
 A droite : vue postérieure montrant une gorge oblique en bas et en dehors.

Un pré-requis pour comprendre la biomécanique du coude est de connaître la position de l'axe de flexion extension du coude, appelé axe de rotation (**figure 3**).

Le mouvement de flexion-extension du coude est une rotation de l'olécrane autour de la trochlée. Initialement, l'axe de flexion-extension du coude était considéré comme fixe et correspondait approximativement dans les deux plans à l'axe passant par le fond de la gorge de la trochlée et par le centre du capitulum (19,25,27–30).

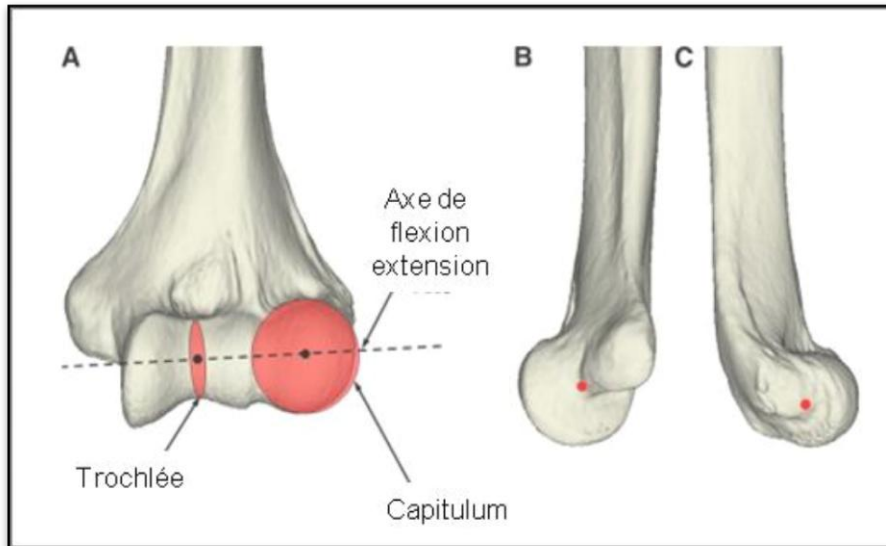


Figure 3 : Axe de rotation : A : vu de face, B : Vue médiale, C : Vue latérale.

En réalité, l'axe de rotation ne serait pas fixe (31–33); le déplacement des surfaces articulaires associerait un mouvement de glissement et de roulement en particulier dans les mouvements extrêmes. Il en découle donc une succession d'axes instantanés de rotation qui changent d'orientation et de position pendant le mouvement de flexion et qui restent difficile à définir (**Figure 4**). Ce mouvement ne serait pas uniquement guidé par la géométrie des surfaces articulaires mais serait aussi sous la dépendance des muscles, des ligaments et de la capsule articulaire.

L'axe de rotation moyen peut donc être calculé : il serait de $12,7^\circ$ dans un plan frontal et de $4,6^\circ$ dans le plan horizontal (19). Il faut tout de même garder à l'esprit que les variations inter et intra-individuelles sont importantes, An et Morrey en 1993 (33) rapportaient une variation de 8° inter individuel.

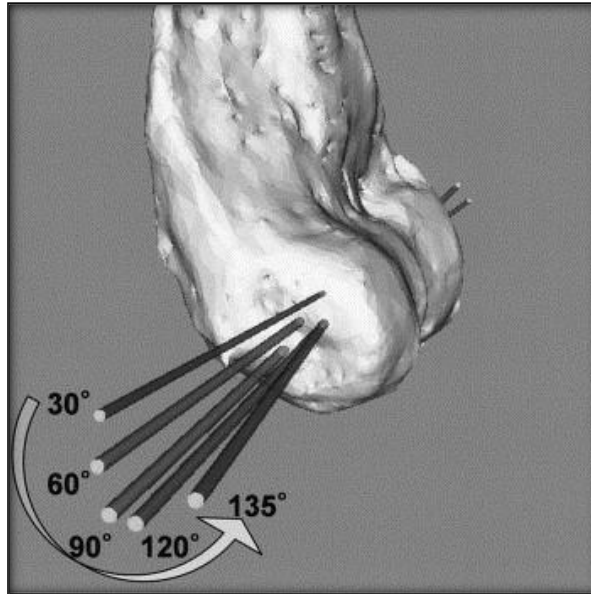


Figure 4 : variation de l'axe instantané de rotation au cours de la flexion selon Goto et al.(32.)

2.3.1 Les amplitudes articulaires

La position de référence (0°) pour la mesure de l'amplitude articulaire correspond à l'extension complète du coude avec l'axe de l'avant-bras dans le prolongement de l'axe du bras. Cependant, chez les femmes et les enfants, la laxité ligamentaire permet une hyper extension minimale de 5 à 10° . L'amplitude de flexion active est de 140 à 145° . La flexion passive va jusqu'à 160° .

Il existe une notion de secteur minimum de flexion extension (entre 70 et 100°), de secteur utile (entre 30 et 130°) et de secteur de luxe (entre 0 et 30° et entre 130 et 140°) (34).

L'extension est limitée par le contact de l'olécrane dans la fosse olécrânienne, et la mise en tension de la capsule articulaire antérieure et des faisceaux antérieurs des ligaments collatéraux.

La flexion est bloquée, si elle est active, par le contact des masses musculaires antérieures brachiales et antébrachiales, raccourcies mais dont la circonférence est augmentée par la contraction volontaire. Si elle est passive, ces mêmes masses musculaires peuvent «s'écraser» au delà de 145° , et il reste donc la butée de la tête radiale et du processus coronoïde, la tension de la capsule postérieure, des faisceaux postérieurs des ligaments collatéraux et la tension passive du muscle triceps brachial.

2.3.2 Les muscles moteurs de la flexion extension

La flexion du coude est sous la dépendance de 3 muscles principaux, le biceps brachial, le muscle brachial antérieur et le brachioradial (ce dernier est plutôt fléchisseur du bras sur l'avant-bras, très développé chez le singe brachiateur). Il existe des muscles fléchisseurs accessoires représentés par les muscles épicondyliens médiaux.

L'extension du coude est due à l'action du triceps brachial. Les muscles anconés et épicondyliens latéraux ne jouent qu'un rôle secondaire dans le mouvement d'extension.

2.3.3 La stabilité du coude

La très grande congruence des surfaces articulaires du coude en fait une articulation intrinsèquement stable (35).

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.

Les ligaments sont des épaisissements 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 (22,36).

Ils sont disposés de part et d'autre de l'articulation et on distingue (**Figure 5**) :

- **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 (13,30,37-40) :

- *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 (41). Un fascicule postérieur capsulaire, plus court, inséré sous le fascicule antérieur

- *Le ligament de Cooper* a un rôle proprioceptif par la présence de mécanorécepteurs (42). Il renseigne sur les contraintes appliquées au coude afin de restreindre celles-ci.

- *Le faisceau postérieur* naît de l'épicondyle médial et s'insère à la partie médiale de l'olécrane en formant un éventail. Il est tendu en flexion (43).

- **Le ligament collatéral latéral** est quand à lui composé de 4 faisceaux :

- *Le ligament radial collatéral latéral*
- *Le ligament de la tête radiale*, 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.

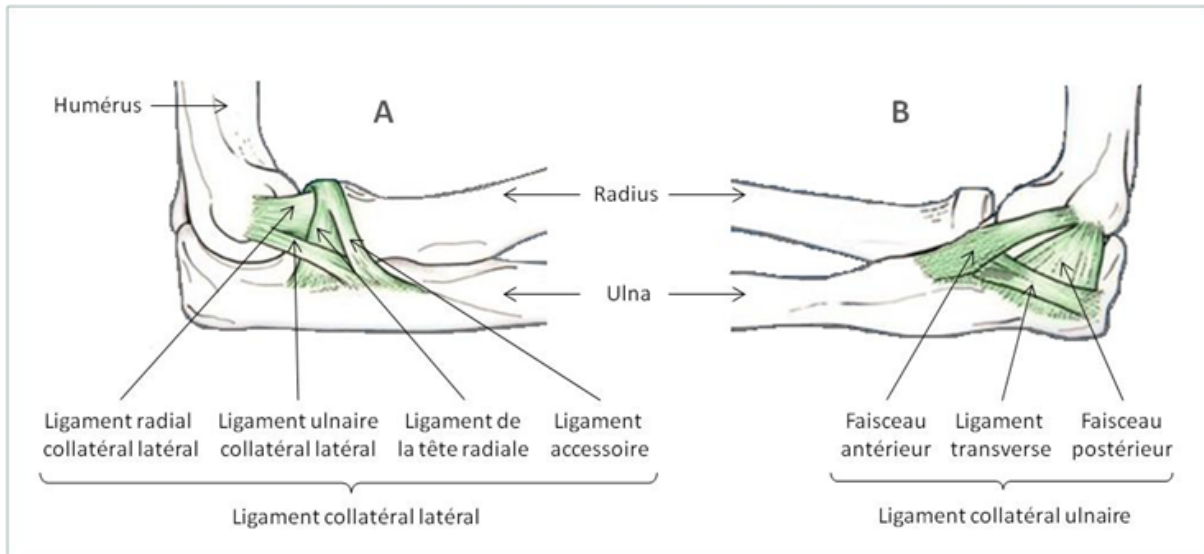


Figure 5 : Description de l'appareil ligamentaire latéral (A) et médial (B). (44)

2.4 La pronation-supination

2.4.1 Les amplitudes articulaires

La rotation de l'avant-bras est décrite comme le mouvement relatif circulaire entre le radius et l'ulna (1,45). Ce mouvement complexe est possible grâce à la mise en jeu de l'articulation radio-ulnaire proximale et de l'articulation radio-ulnaire distale, solidaires entre elles par la membrane interosseuse antébrachiale (46). Les articulations radiocarpiales, médiocarpiales et carpométacarpiales apportent un gain supplémentaire avec le mouvement de rotation du radius et de l'ulna au cours du mouvement de pronation-supination.

On définit la position neutre comme une pronation-supination à 0° c'est-à-dire pouce orienté vers le haut avec un coude fléchi à 90°, bras le long du corps.

La pronation qui a une amplitude de 85° est réalisée lorsque la paume de la main est dirigée vers le bas, pouce en dedans.

La supination est réalisée lorsque la paume de la main est dirigée vers le haut, pouce en dehors et a une amplitude de 90° (**Figure 6**).

Il existe une notion de secteur fonctionnel utile de 50° en pronation et 50° en supination (34).

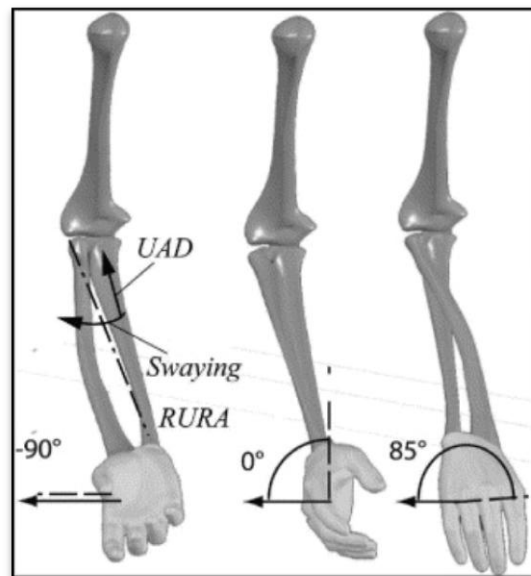


Figure 6 : Mouvement de pronation-supination avec l'axe de rotation de l'avant bras (17)

2.4.2 Description du mouvement

La rotation de l'avant bras est un mouvement complexe. Nous allons le décomposer afin, d'en faciliter sa compréhension.

1) L'axe de rotation des deux os de l'avant-bras, le radius et l'ulna serait longitudinal selon un mécanisme de la manivelle, passant par le centre des têtes radiales et de la tête ulnaire (**Figure 7**).

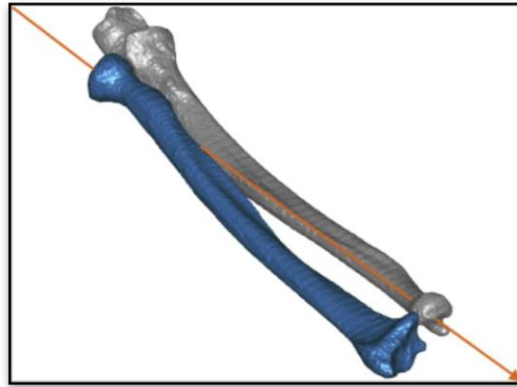


Figure 7 : L'axe de rotation de l'avant bras passe par le centre de la tête radial et de la tête ulnaire (47)

Cependant, Nakamura et al (4) en 1999 avaient étudié l'axe de rotation de l'avant bras et trouvaient que celui-ci n'était pas fixe au milieu de la tête ulnaire et radial au cours du mouvement, mais qu'il se situait dans une petite plage autour de celui-ci. En effet, celui-ci serait plutôt antérieur par rapport au centre de la tête radiale et postérieure par rapport au centre de la tête ulnaire (**Figure.8**) (6–8,46,47).

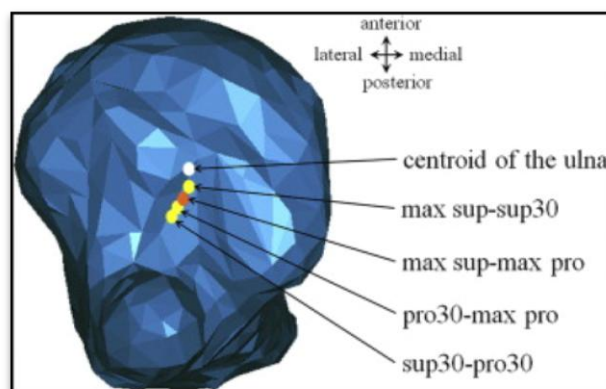


Figure 8 : L'axe de rotation de l'avant bras est postérieure et légèrement latérale par rapport au centre de la tête ulnaire (47).

2) Ces résultats paraissent cohérents car au cours de la rotation de l'avant bras de supination en pronation la tête ulnaire présenterait également une translation dorsale. Le centre de rotation dévie de la partie dorsale du centre de la tête ulnaire pendant que celle-ci se translate de palmaire en dorsale au cours de la pronation pour maintenir la congruence de la RUD (47).

3) Il existerait également un mouvement de cisaillement de l'ulna ou variance ulnaire pendant la rotation de l'avant-bras la variance ulnaire augmenterait en pronation, c'est à dire que l'on retrouve un ulna plus long que le radius. Alors qu'en supination la variance ulnaire diminue, l'ulna est plus court que le radius (2,7,9,48–51) (**figure 9**).

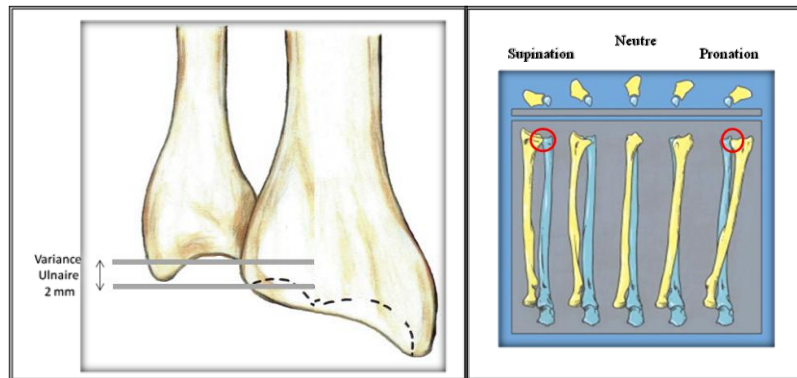


Figure9 : indice de la variance ulnaire correspond a notre mesure du cisaillement de l'ulna

4) Il existerait également un mouvement de varus-valgus de l'ulna (1,25,52,53). Lors de la rotation de l'avant bras en pronation, l'ulna se déplace en valgus, en supination celui-ci se déplace en varus (**figure 10**). Cette mesure correspond à l'angle de déviation de l'ulna dans notre étude. A ce mouvement de valgus de l'ulna s'associe un déplacement en varus du radius. Le radius a un plus grand déplacement en pronation de 90° à 180° qu'en supination de 0° à 90° (6,52).

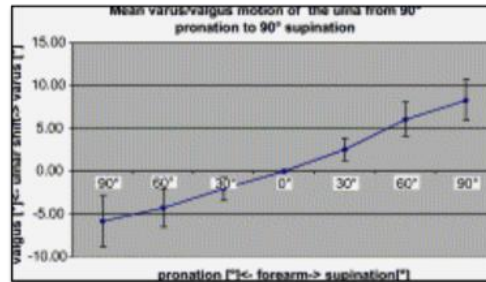
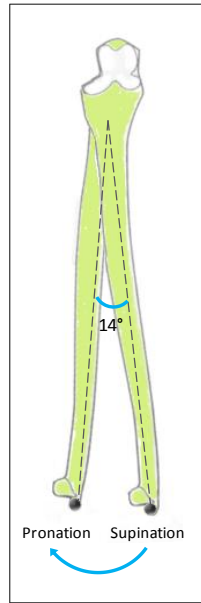


Figure 10 : déplacement en varus-valgus de l’ulna selon Kasten (52).

5) Les deux os de l’avant vont également subir une rotation axiale au cours du mouvement. Pour l’ulna, Kasten sur une étude cadavérique retrouvait une rotation axiale de 3,2° (52) (**Figure 11**), de 4,4° pour O’Driscoll et al (54) et de 6° pour Nakamura et al en 1999 (4).

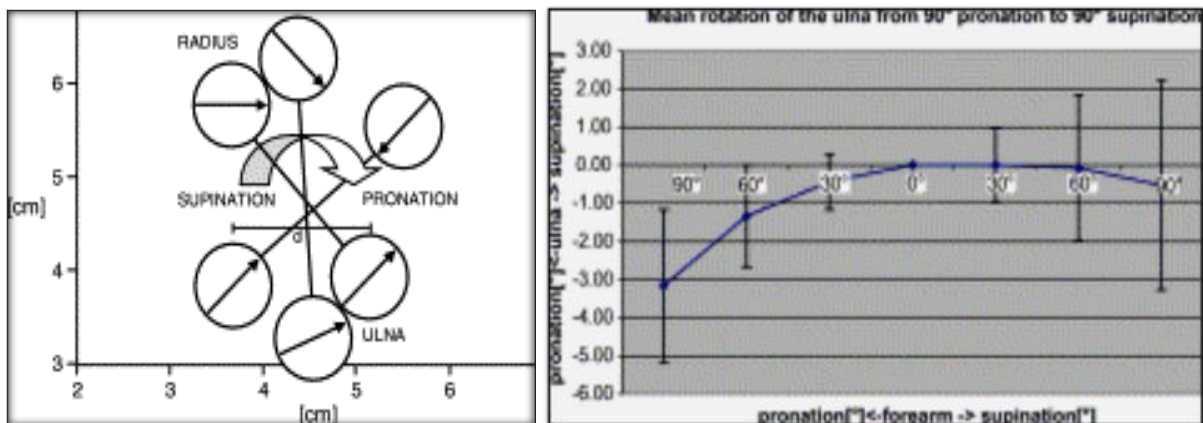


Figure 11: Rotation axiale de l’ulna au cours de la pronation-supination (52).

En pronation, on observe donc une descente et un déplacement dorsal (1,5,8,47,55) de la tête ulnaire (50) responsable d’une augmentation de la variance ulnaire. Cette translation du radius

peut être dûe à l'incongruence de l'articulation radio ulnaire distal associée à la contraction du muscle carré pronateur (3,56).

En supination, c'est l'inverse, on observe une ascension et un déplacement palmaire de la tête ulnaire et donc une diminution de la variance ulnaire par l'action de deux muscles moteurs de la supination agissant sur le radius et utilisant le principe de la manivelle : le muscle biceps brachial et le supinateur (57).

2.4.3 Les muscles moteurs de la pronation-supination

Les muscles moteurs de la supination sont les muscles supinateurs et biceps brachial.

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

3 MATERIEL

3.1 Descriptif des échantillons

Les premières et deuxièmes manipulations ont été effectuées sur dix coudes droits de pièces anatomiques, avec préparation spécifique riche en glycérine. Il s'agit d'un liquide d'embaumement à base de phénol, de méthanol, d'eau distillée et de glycérine. Celui-ci permet de garder des propriétés mécaniques proches de celles du vivant. Dix membres supérieurs droits de cadavre ont été préparés en réalisant une désarticulation gléno-humérale. Le tendon du long chef du biceps ainsi que celui du triceps ont donc été sectionnés.

Six coudes d'homme et quatre coudes de femme ont été utilisés. Aucun ne présentait d'antécédent de traumatisme ni de maladie au niveau des membres supérieurs et aucun n'avait été opéré du coude. La moyenne d'âge globale était de 79,60 ans ($\pm 13,52$). 77,33 ans pour les hommes, 83 ans pour les femmes (**cf. annexe**).

La troisième série de manipulations a été réalisée sur les coudes droits de volontaires sains de 15 hommes et 15 femmes, non opérés et non pathologiques au niveau de leurs membres supérieurs. La moyenne d'âge était de 26,5 ans, leur poids moyen était 65,5 Kg et leur taille moyenne de 173,5 cm (**cf. annexe**).

3.2 Matériel utilisé

Les manipulations ont été effectuées dans la salle d'analyse du mouvement du laboratoire de neurosciences fonctionnelles et pathologies (EA 4559) 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 (**figure 12**).

Les mouvements étaient recueillis par le système optoélectronique VICON 3D – NEXUS 1.7. L'analyse du mouvement fournie par le système VICON est basée sur la prise de vue de 8 caméras optoélectroniques de mouvements ainsi que de marqueurs réfléchissants dans l'espace. Les caméras émettent un rayonnement, réfléchi par les marqueurs, puis renvoyé aux caméras. Les caméras sensibles à ce type de longueur d'onde et les marqueurs sont analysés par niveaux de gris. Avec ces informations, et après calibrage du système pour connaître les

positions 3D des caméras les unes par rapport aux autres, les rayons de 2 caméras (au minimum) permettent de reconstruire la trajectoire du marqueur en 3D.



Figure 12 : Salle d'analyse du mouvement

Les 8 caméras visuelles infra rouges (**figure 13**) avaient un positionnement identique d'une séance à l'autre. La fréquence d'acquisition de position des marqueurs étaient de 100 Hz.



Figure 13 : Caméra optoélectronique

Les logiciels VICON et NEXUS ont été utilisés pour l'assimilation des données, en positionnant les marqueurs dans les trois plans de l'espace (x,y,z). La précision d'après une étude de l'INSEP (58) en 2002 était de 0,02 cm avec une erreur maximale de 0,6 cm pour une distance de capteur à 9 cm et de 4,6°.

4 METHODE

4.1 Protocole des manipulations

4.1.1 Première manipulation

Les pièces anatomiques étaient fixées sur un support. Les têtes humérales étaient perforées par une mèche de 8 mm perpendiculairement à l'axe bi-épicondylien. L'humérus était fixé sur une planche par une tige filetée de 8 mm passant dans la tête humérale et maintenu par un écrou ainsi qu'une sangle afin de fixer solidement le bras au support. La planche faisait un angle de 45° par rapport à la verticale permettant une meilleure visibilité des capteurs (**Figure 14**).

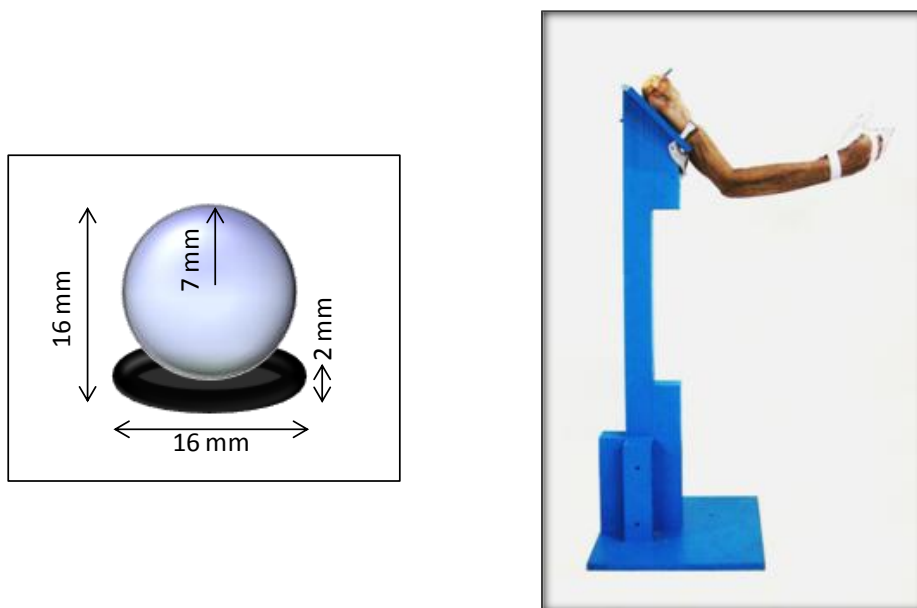


Figure 14 : Capteur et support des pièces anatomiques

Les neuf capteurs cutanés étaient positionnés sur la peau par un système d'adhésif double face. Ces capteurs permettaient une représentation des 3 segments osseux dans l'espace (**Figure 15**).

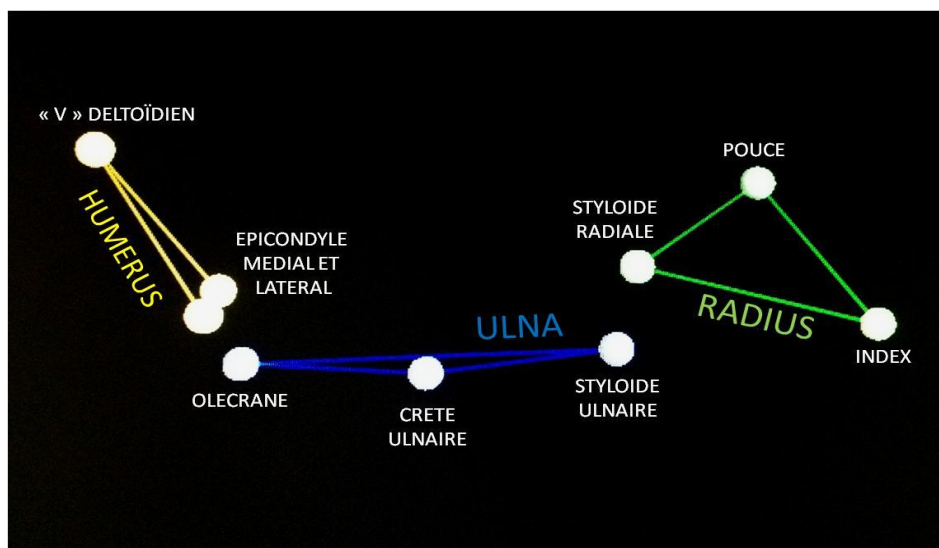


Figure 15 : Modélisation des capteurs par le logiciel VICON

Le segment huméral (jaune) considéré comme fixe, représenté par l'épicondyle médial (EPM) et latéral (EPL) ainsi que la tubérosité deltoïdienne (« V » deltoïdien) (ACR).

Le segment ulnaire (bleu), mobile, représenté par la styloïde ulnaire (ULN), le sommet de l'olécrane (OLE) et la crête postérieure de l'ulna au milieu du corps de l'os (AVB).

Le segment radial (vert), mobile, représenté par la styloïde radiale (RAD). Les deux autres points sont projetés sur le pouce (POU) et l'index (IND) par une attelle thermoformée permettant de fixer le complexe avant bras-poignet-main, cet artifice permettant d'améliorer la visibilité des capteurs par les caméras infrarouges. Initialement des essais avec des capteurs en regard du tubercule dorsal du radius (de Lister) et du corps du radius avaient été réalisés mais la proximité des capteurs empêchait leur analyse du fait de superposition lors de leur détection par le système VICON (14). Cette remarque rejoint ceux de l'équipe de l'INSEP (58) qui retrouvait une erreur d'autant plus grande que les marqueurs étaient proches. De plus, lorsque les marqueurs étaient distants de 1 cm, les marqueurs étaient confondus et leurs trajectoires étaient alors permutées.

Le coude était alors mobilisé par un système de poulie, fixé au plafond de la salle, et de câbles, fixés sur l'attelle thermoformée, et étaient actionnés par un opérateur, l'humérus étant considéré comme fixe.

Trois séries de mouvements ont été enregistrées en flexion-extension, en position neutre, en pronation et en supination avec un rythme approximativement de 70 mouvements par minute.

Le mouvement de pronation-supination était réalisé à environ 90° de flexion du coude directement par l'opérateur sur la pièce anatomique.

Après labellisation (**figure 16**) des différents marqueurs, 3 mouvements étaient enregistrés pour chaque manipulation, le meilleur tracé de flexion en position neutre, en pronation et en supination était découpé ainsi que le meilleur tracé en pronation. Seule une disparition de moins de 100 ms d'un marqueur était tolérée.

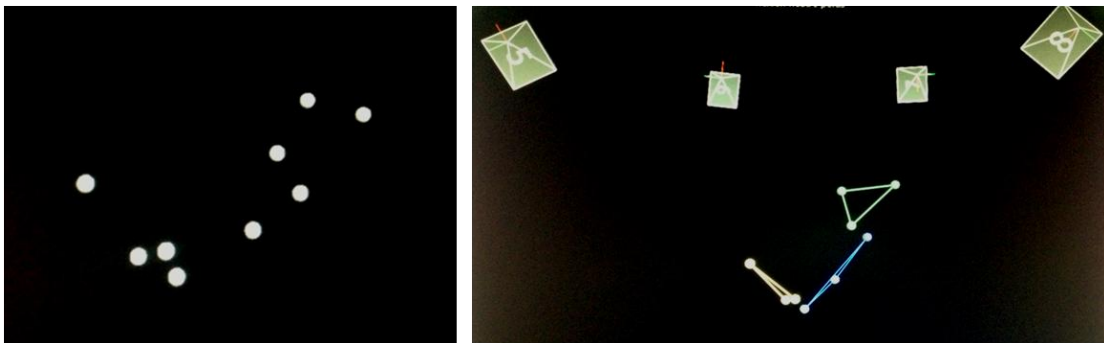


Figure 16 : Labellisation des marqueurs

4.1.2 Deuxième manipulation

Chacun des 10 membres supérieurs utilisés pour la première manipulation ont été disséqués au laboratoire d'anatomie au pôle recherche de la faculté de Médecine à Huriez. Une incision cutanée au bistouri était réalisée en regard des reliefs osseux, puis une dissection des tissus mous jusqu'à l'os a été effectuée en respectant les ligaments et les tendons. Les reliefs osseux ont été perforés avec une mèche de 1.2mm, puis une tige filetée de 1,2mm de diamètre était vissée pour permettre la mise en place des capteurs sur celle-ci (**figure 17**). Ce système permettait un ancrage solide dans l'os. Le but étant de placer les capteurs à même l'os afin de pouvoir analyser la cinématique du coude en l'absence de glissement cutané. Les deux points projetés du radius, avec les capteurs au niveau de l'index et du pouce ne sont pas modifiés par rapport à la première manipulation. La suite du protocole était identique à la première manipulation.



Figure 17 : Montage des capteurs réfléchissants sur une tige filetée

4.1.3 Troisième manipulation

La troisième manipulation a été réalisée sur 30 sujets sains volontaires. Les neuf capteurs ont été positionnés de façon identique sur la peau avec de l'adhésif double face. Les sujets étaient assis sur un tabouret, un coussin d'abduction était positionné sous la fosse axillaire et le bras était maintenu fixé par une sangle inextensible afin de maintenir le bras fixe. On obtenait ainsi pour tous les sujets une flexion de l'épaule de 20° et une abduction de 45° . Ceci permettait de faciliter la visibilité des capteurs par les caméras infrarouges. Les différents mouvements ont été réalisés par un jeu de câbles pour la flexion-extension. 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. Ceci permettait de projeter les capteurs du radius afin d'en faciliter leur visibilité. Le mouvement de pronation, était réalisé par une tierce personne, coude à 90° de flexion. Les mouvements sont réalisés selon la même fréquence de 70 mouvements par minute (**figure 18**).



Figure 18 : Manipulation sur sujet sain

4.2 Changement de repère (cf annexe)

Les coordonnées des neuf points préalablement définis ont été exprimées dans un repère ortho normal (R_0) situé au centre de la pièce du laboratoire (**figure 19**). Afin de pouvoir comparer les mouvements des différents coudes, il convenait d'exprimer les coordonnées des mouvements dans un repère unique.

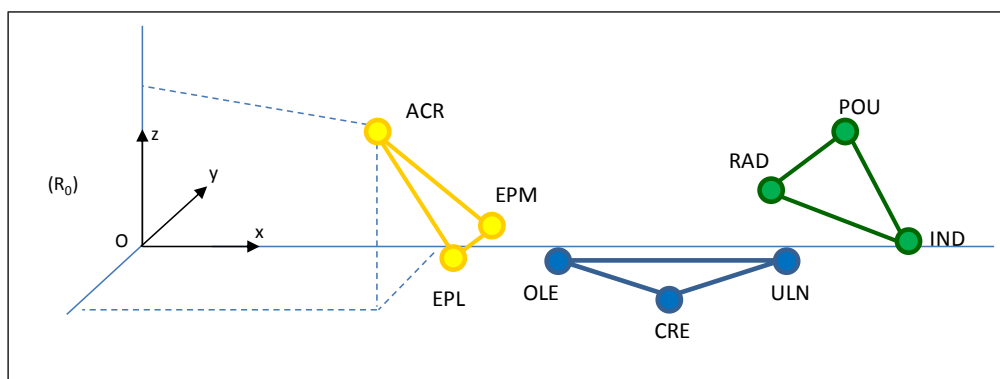


Figure 19 : Coordonnées des points du membre supérieur dans (R_0)

Le point EPM était pris comme origine du nouveau repère, dans la mesure où les centres de rotation du coude se trouveraient proche de celui-ci, afin de faciliter la lecture des résultats. Plusieurs étapes ont été nécessaires pour recaler tous les objets humérus dans un repère unique considéré comme fixe.

Dans un premier temps une soustraction entre les coordonnées des points du membre supérieur avec celles de l'EPM à l'instant T a été effectuée pour déterminer les coordonnées des points dans un même repère qui a pour origine EPM. Les coordonnées sont exprimées dans un repère d'origine EPM appelé (R_1) dont les axes (x,y,z) sont parallèles à (R_0) (**figure 20**).

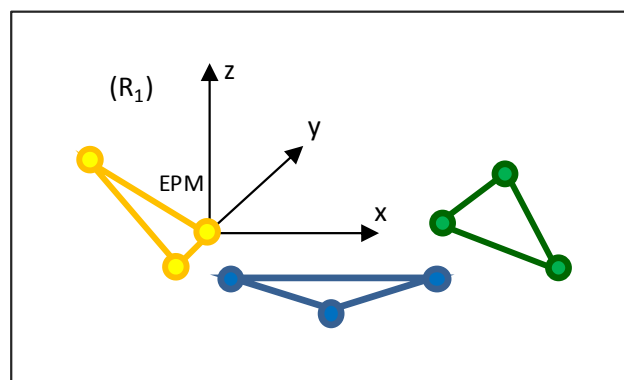


Figure 20 : Coordonnées des points du membre supérieur dans (R_1)

Puis dans un deuxième temps était effectuée une rotation θ des points ACR et EPL afin de les intégrer dans un même plan $(X,Y,Z=0)$ en conservant l'EPM comme origine (**figure 21**).

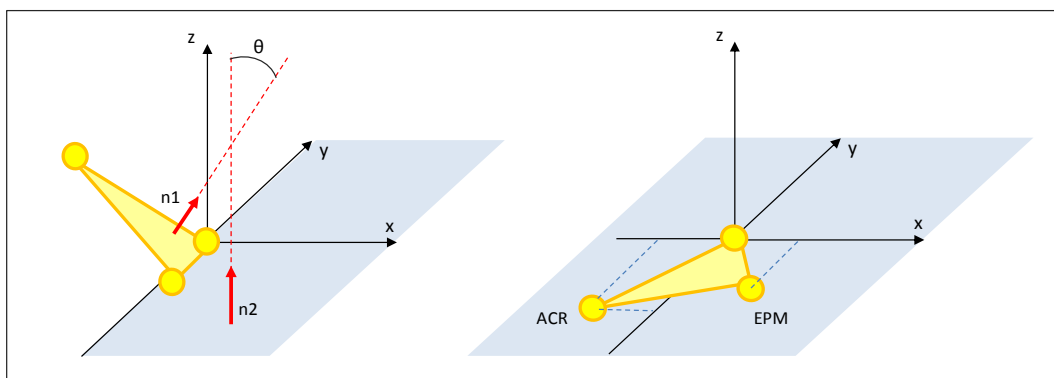


Figure 21 : Coordonnées du membre supérieur dans (R_2)

La troisième étape consistait en une dernière rotation d'angle ϕ . Celle-ci permettait de positionner l'ACR sur l'axe des x en maintenant l'EPM comme origine du repère (**figure 22**).

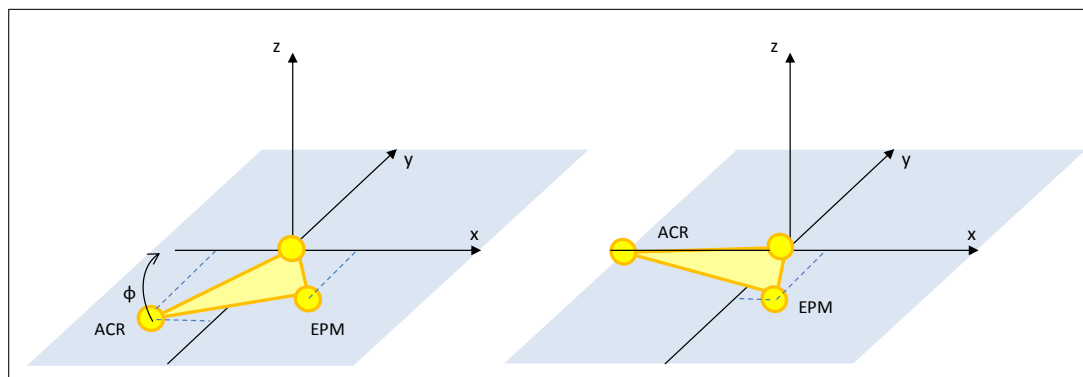


Figure 22 : Coordonnées du membre supérieur dans (R3)

L'application de ces trois transformations sur l'ensemble des coordonnées des points du membre supérieur permettait ainsi de comparer les positions du coude au sein d'une même expérience et entre les différents patients.

4.3 Analyse des informations tridimensionnelles

4.3.1 Calcul des centres de rotation

Les données brutes du système VICON étaient mise en forme dans un tableau Excel, listant les coordonnées (x,y,z) de tous les marqueurs toutes les 10 ms.

Les centres de gravité des objets « Humérus », « Ulna » et « Radius » étaient déterminés en tant que barycentres à partir des coordonnées des trois points constituant les objets géométriques. Le barycentre d'un triangle dont les coordonnées sont exprimées dans un repère (x,y,z) est la moyenne des coordonnées sur les différentes axes (**figure 23**).

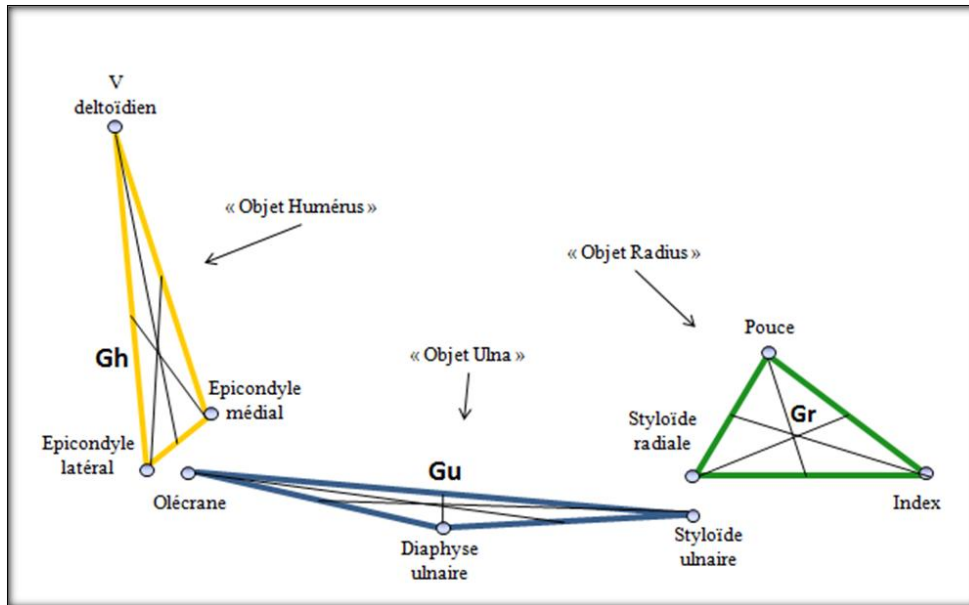
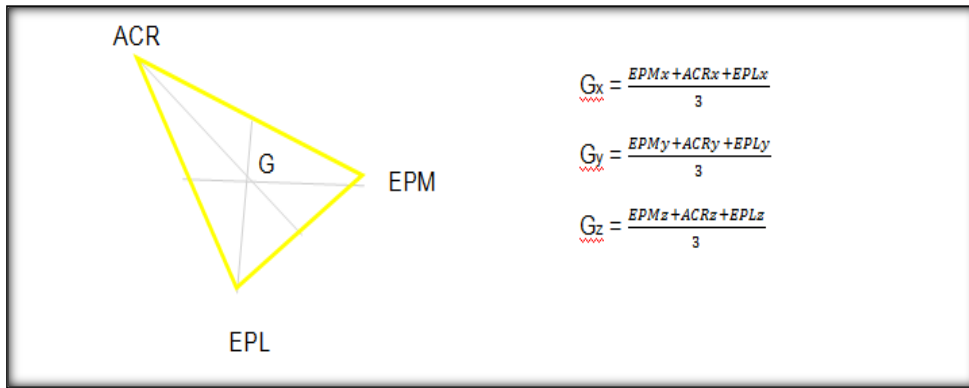


Figure 23 : Schéma représentant les centres de gravité des objets humérus, radial et ulnaire

Au cours de l'expérience, les centres de gravité des objets géométriques décrivaient un arc de cercle dont le centre était déterminé par une approche de la théorie des moindres carrés (**figure 24**).

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 : $(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 = R^2$, ceci s'inspirant des travaux de Piazza et al (59).

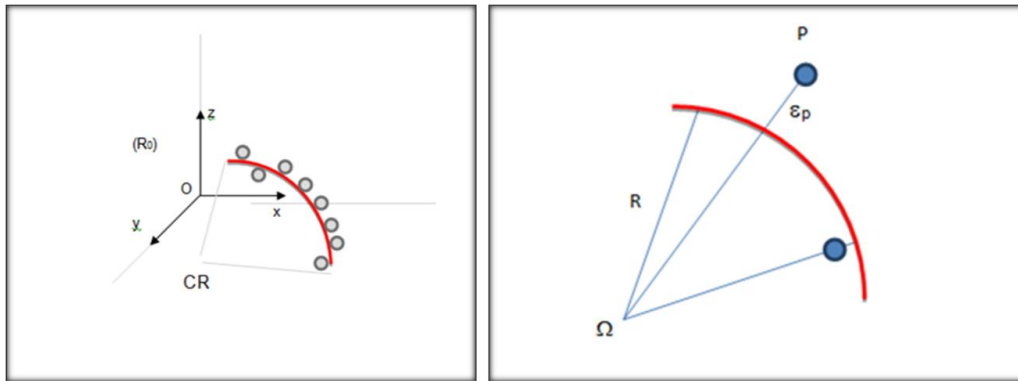


Figure 24 Explications de la théorie des moindres carrés

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.

La méthode expérimentale employée donnait de façon non prévisible des mesures aberrantes (valeurs mesurées accidentellement ou du fait d'une erreur de manipulation ou d'un dysfonctionnement momentané de l'appareil de mesure). Ces valeurs devaient alors 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 était utilisé sur les séries « 495 » et « Elvire1 ».

En moyenne, les coordonnées 3D (x, y, z) des centres de rotation recalés au sein du même repère 3D d'origine l'EPM $(0, 0, 0)$ pour la série « 495 » (pièces anatomiques) et « Elvire1 » (volontaires sains) était de 10,1mm (écart-type 15,4mm pour $n=150$). Afin de rassembler 95%

des valeurs (2 écart-types), nous avons choisi la limite suivante moyenne + 2.écarts-types soit 40mm.

Tout centre de rotation dont une des 3 coordonnées (x,y,z) était supérieure à 40mm était alors éliminé car considéré comme aberrant.

4.3.2 Calcul de l'angle de flexion

Les angles de flexion ont également été calculés via Excel (**cf annexe**) afin de pouvoir décomposer le mouvement de flexion lors de ses analyses (moins de 30°, 30 à 60°, 60 à 90°, 90 à 120° et plus de 120°). Les marqueurs utilisés sont celui du V deltoïdien (ACR), de l'épicondyle latéral (EPL) et la diaphyse ulnaire (AVB) (**figure 25**). La droite (ACR-EPL) définissant l'axe du bras, la droite (EPL-ULN) définissant l'axe de l'avant-bras. Le décalage entre la surface cutanée et les marqueurs n'influençait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan.

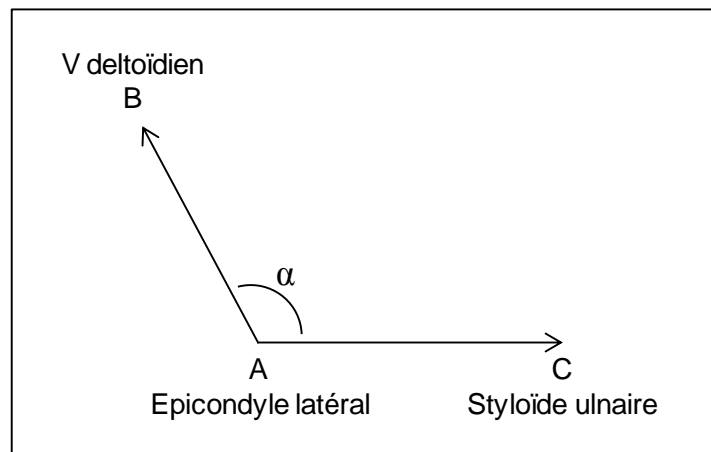


Figure 25 : Calcul de l'angle de flexion

4.3.3 Analyse du mouvement de rotation de l'avant-bras

L'angle de pronation-supination (figure 26)

Il était calculé en fonction de la position initiale (en supination) du sujet étudié. Deux des trois points étaient fixes.

- ULN en supination, position initiale (fixe) du marqueur de la styloïde ulnaire en supination (départ du mouvement de rotation de l'avant-bras),
- RAD en supination, position initiale (fixe) du marqueur de la styloïde radiale en supination (départ du mouvement de rotation de l'avant-bras),
- RAD, position (variable) du marqueur de la styloïde radiale au cours du mouvement

En supination, l'angle était égal à 0. Le décalage entre la surface cutanée et les marqueurs n'influçait pas la mesure. L'angle de flexion du coude était calculé simultanément pour vérifier sa relative constance (sa modification pourrait 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. Une moyenne de cet angle ainsi que son écart-type étaient calculés.

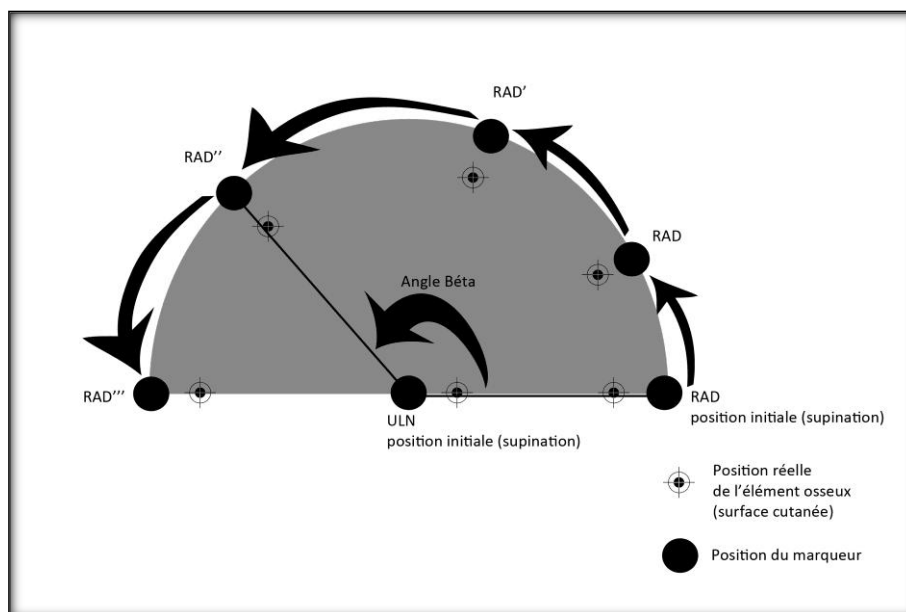


Figure 26 : Calcul de l'angle de pronation

Calcul de l'angle de pronation supination clinique (figure 27) :

Dans le plan (XY), donc sans prendre en compte les coordonnées Z qui sont dans le plan sagittal, on calcule l'angle M dont le sommet est le milieu U de RAD (position initiale en supination)-RAD (position finale en pronation) et les droites passent par le point H (situé sur une droite horizontale passant par M) et le point RAD qui a une position variable au cours du mouvement. Ceci permettait de recaler tous les manipulations sur la rotation de l'avant-bras en fonction de celui-ci, afin de pouvoir les comparer entre elles.

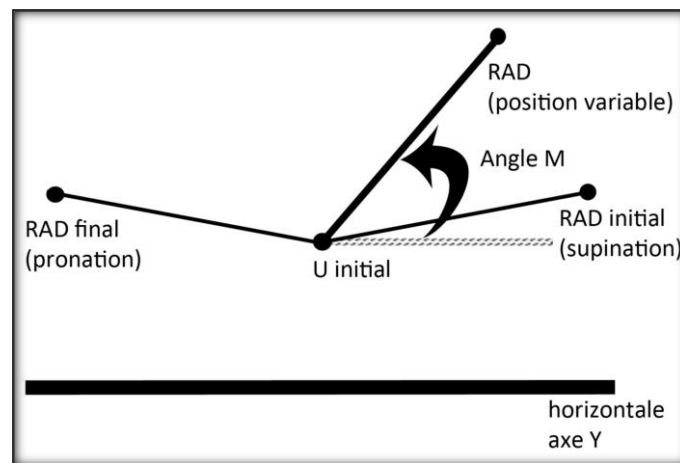


Figure 27 : Calcul de l'angle clinique

Calcul de la déviation angulaire de l'ulna (figure 28) :

Elle est définie par l'angle entre les 3 points :

- EPM : position du marqueur de l'épicondyle médial (fixe),
- ULN en supination, position initiale (fixe) du marqueur de la styloïde ulnaire en supination (départ du mouvement de rotation de l'avant-bras),
- ULN, position (variable) du marqueur de la styloïde ulnaire au cours du mouvement.

Une moyenne de cet angle ainsi que son écart-type étaient calculés. Le décalage entre la surface cutanée et les marqueurs n'influençait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan.

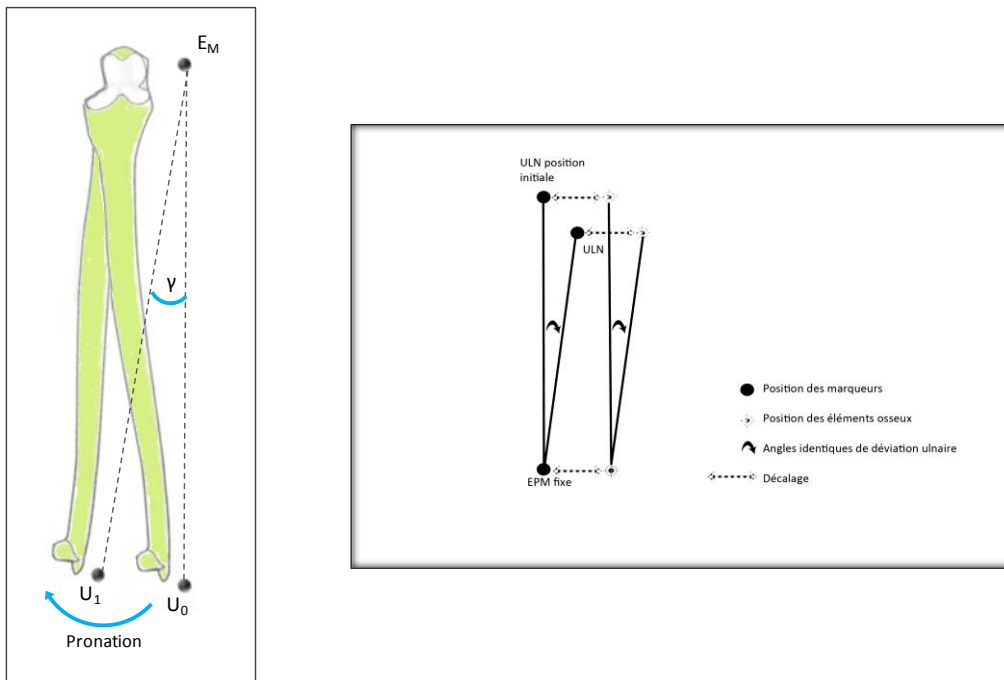


Figure 28 : Calcul de la déviation angulaire de l'ulna

Calcul du mouvement de cisaillement de l'ulna, noté c (figure 29) :

C'est la distance qui existait entre la styloïde ulnaire au début du mouvement (ULN en position de supination) et la styloïde ulnaire au cours du mouvement (ULN) projetée perpendiculairement sur la droite passant par EPM et ULN. Cette distance était calculée par trigonométrie car l'angle de déviation angulaire de l'ulna (noté alpha) était connu.

Le décalage entre la surface cutanée et les marqueurs n'influencerait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan.

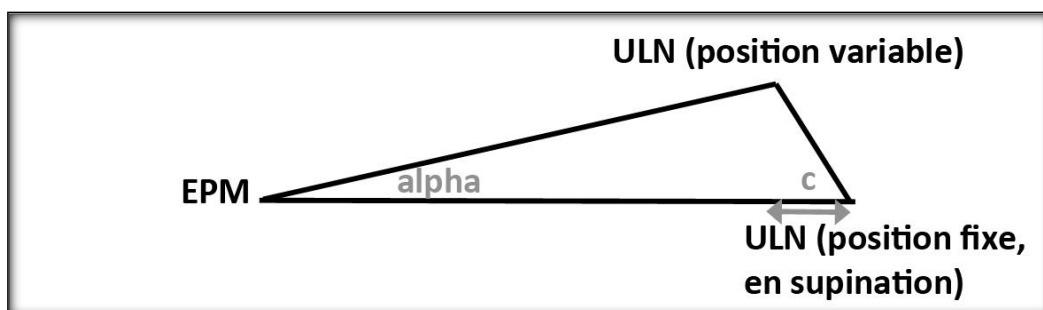


Figure 29 : Mouvement de cisaillement de l'ulna

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 différents sujets sont recalées au sein d'un repère unique d'origine EPM, afin d'être comparables entre elles**
- 4. Les centres de gravité des objets « humérus », « radius » et « ulna » sont calculés pour pouvoir rechercher les centres de rotation via la méthode des moindres carrés**
- 5. Les centres de rotation distants de plus de 4 cm de l'épicondyle médial sont exclus**
- 6. La déviation angulaire de l'ulna et la distance de latéralité de l'ulna sont calculées par trigonométrie en fonction de l'angle de rotation de l'avant bras**
- 7. La répétabilité et la concordance ont été calculées pour valider la méthode. Le test t de Student a été utilisé pour comparer les résultats des CDR**

5 RESULTATS

Pour interpréter correctement les résultats, la précision estimée des mesures en 3D était initialement évaluée, puis deux séries de mesures sur le même sujet à des dates différentes étaient réalisées pour étudier leur similitude.

Par exemple, en figurant la valeur théorique sous la forme d'un cercle noir et les valeurs mesurées sous la forme des croix, 3 types d'analyse pouvaient être représentés (**figure 30**), le meilleur scénario étant le second.

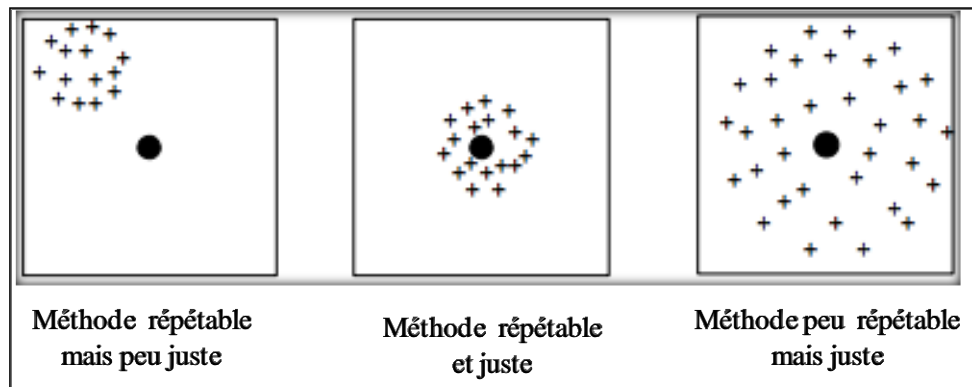


Figure 30 Trois types d'analyse de la précision

5.1 Précision du VICON

La précision du constructeur VICON n'était pas donnée cependant dans l'étude de Vieilledent (58) comparant les différents systèmes d'analyse du mouvement en 3D, il retrouvait pour le VICON 370 (ancienne génération) une plus grande précision par-rapport aux autres systèmes d'analyse. En effet, pour une distance de 9 cm, le VICON avait une erreur maximale de 6mm et sa moyenne d'erreur serait de l'ordre de 0,2mm (**figure 31, 32, 33**)

	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 31 : Distance mesurée entre deux marqueurs. Distance réelle de 50 cm

	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 32 : Distance mesurée entre deux marqueurs. Distance réelle de 9cm

	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 33: Angle mesuré entre les marqueurs de la plaque. Angle réel de 95,8°

5.2 Fiabilité des mesures

La fiabilité d'une méthode de mesures expérimentales est estimée par deux caractéristiques:

- la **répétabilité** qui concerne des 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 :
$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}$$

Avec X_i : valeur mesurée, \bar{x} la moyenne des x_i et n le nombre de mesures.

Les limites de n'importe quelle valeur étaient à 95% de : $\pm t \cdot s$

Avec t la valeur de Student pour $(n-1)$ degré de liberté

- La **reproductibilité** concerne des 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 donc être estimée dans cette étude réalisée au sein d'un même laboratoire. Donc la fiabilité des mesures (caractérisée par la répétabilité et la reproductibilité) n'était pas estimable.

5.3 Concordance et répétabilité des mesures

Deux types de calculs ont été réalisés après les acquisitions des mouvements : l'estimation des centres de rotation lors de la flexion du coude et l'estimation de l'angle de déviation ulnaire et de cisaillement ulnaire.

La concordance de ces deux types de calculs a été évaluée 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. Chacune des manipulations avait été réalisée deux fois avec le même bras de cadavre (n°495) et un des trente sujets sains (Elvire1), et a été répétée à une semaine d'intervalle. Les résultats de cette méthode d'estimation de concordance sont :

- le calcul de la moyenne des deux mesures réalisées à deux dates différentes
- et le calcul de la différence entre ces deux mesures.

La moyenne (d) de la différence permet d'estimer le biais, théoriquement proche de 0. S'il s'en écarte, une erreur systématique peut alors être présumée.

Les limites d'agrément correspondant à la concordance sont définies par :

$$\pm 1,96 \text{ (ou 2) } \times \text{écart-type de la différence (sdd).}$$

Ces éléments sont représentés sous la forme d'un graphique (Figure 32). La plupart des points sont attendus entre les limites tracées. La répétabilité et l'analyse de la concordance des mesures selon la méthode de Bland et Altman étaient alors effectuées.

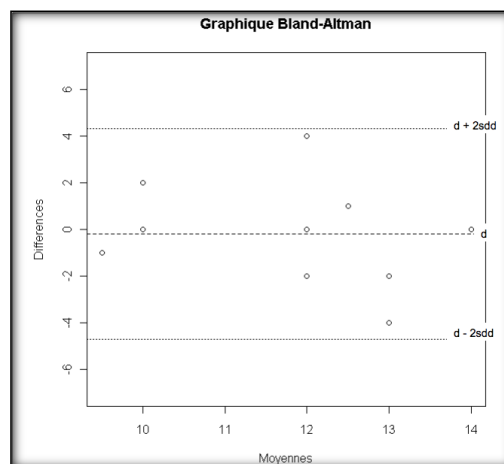


Figure 34 : Graphique de Bland et Altman

5.3.1 Répétabilité des mesures

Dans cette étude, les mesures concernaient des séries de coordonnées 3D (x, y, z), c'est à dire des séries de 3 variables non analysables séparément et ne représentant pas une seule et même grandeur. Les calculs donnaient des séries de coordonnées 3D (x, y, z) ou des séries de distances. Pour estimer la répétabilité des différentes mesures, les centres de rotation ont été étudiés sous la forme d'une différence de distance entre les centres calculés chez le même individu.

Pour les pièces anatomiques la répétabilité s était de :

$$s = \sqrt{\frac{\sum_1^{53}(\text{distance entre les 2 centres calculés})^2}{52}} = 13,07 \text{ mm}$$

$$\text{avec les bornes à 95\% : } t_{52}.s = 2.13,07 = 26,14 \text{ mm}$$

Pour les volontaires sains la répétabilité s était de :

$$s = \sqrt{\frac{\sum_1^{75}(\text{distance entre les 2 centres calculés})^2}{74}} = 17,26 \text{ mm}$$

$$\text{avec les bornes à 95\% : } t_{74}.s = 1,99.17,26 = 34,35 \text{ mm}$$

Les mesures de distance au cours de la rotation de l'avant-bras ont été étudiées sous la forme d'une différence entre les distances calculées chez le même individu.

Pour les pièces anatomiques la répétabilité s était de :

$$s = \sqrt{\frac{\sum_1^{215}(\text{différence entre les distances mesurées})^2}{214}} = 7,37 \text{ mm}$$

$$\text{avec les bornes à 95\% : } t_{215}.s = 1,96.7,37 = 14,45 \text{ mm}$$

Pour les volontaires sains la répétabilité s était de :

$$s = \sqrt{\frac{\sum_1^{83}(\text{différence entre les distances mesurées})^2}{82}} = 16,86 \text{ mm}$$

$$\text{avec les bornes à 95\% : } t_{83}.s = 1,99.16,86 = 33,55 \text{ mm}$$

5.3.2 Concordances des mesures selon la méthode de Bland et Altman :

Pour le calcul des CDR des pièces anatomiques (**figure 35**) :

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

Pour les calculs des mesures des distances (rotation de l'avant-bras) pour les pièces anatomiques (**figure 35**) :

- 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

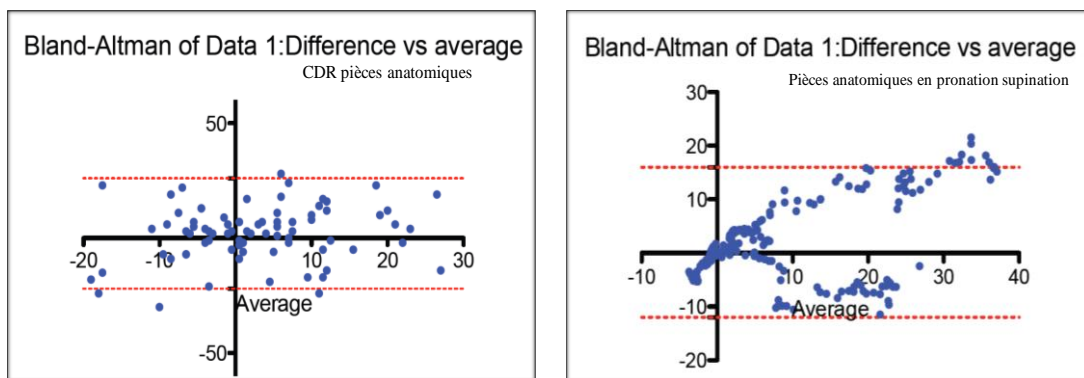


Figure 35 Analyse de Bland et Altman pour les pièces anatomiques

Pour les centres de rotation (flexion-extension) des sujets sains (**figure 36**) :

- 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

Pour le calcul des mesures des distances (rotation de l'avant-bras) pour les sujets sains (**figure 36**) :

- 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

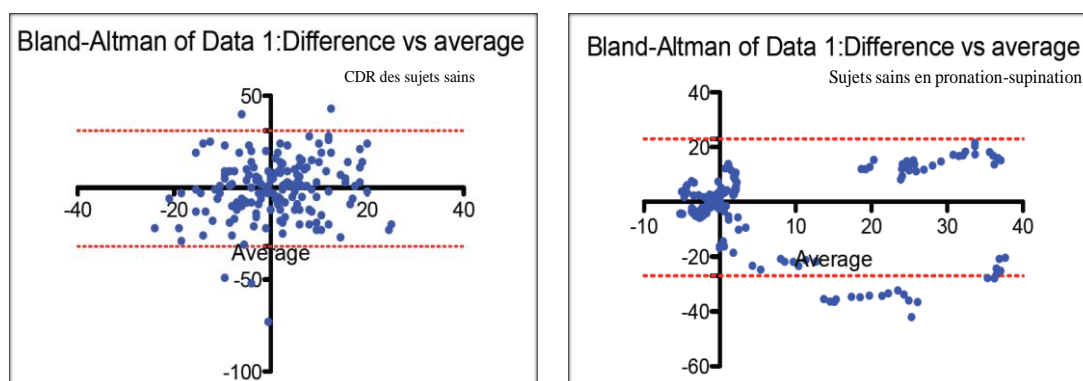


Figure 36 :Analyse de Bland et Altman des sujets sains

Au total :

	Pièces anatomiques	Sujets sains
Répétabilité		
Flexion Extension, mm (bornes)	13,07 (± 26,14)	17,26 (± 34,35)
Pronation Supination, mm (bornes)	7,37 (± 14,45)	16,86 (± 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)

Les mesures étaient bien centrées (biais faible) mais manquaient de précision (répétabilité de l'ordre de 10-15mm).

L'interprétation des résultats 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 des mesures individuelles.

6 Analyse des Centres De Rotation en flexion

Après le recueil des données expérimentales, des données n'ont pu être exploitées.

Soit parce que certains centres de rotation n'ont pu être calculés selon la théorie des moindres carrés du fait de recueil insuffisant de point en particulier dans les mouvements extrêmes. Soit, nous les avons rejetés car ils étaient considérés comme aberrants. Les centres de rotation à plus de 4 cm de l'EPL dans les 3 directions de l'espace n'ont pas été pris en compte.

La totalité des centres de rotation non utilisés sont représentés dans les graphiques ci-dessous en fonction des mouvements réalisés et des intervalles angulaires de flexion.

Pour les pièces anatomiques, il s'agissait de 368 centres de rotation sur 792 au total soit 46% (figure 37).

Intervalle angulaire	flexion neutre peau	Flexion neutre os	flexion pronation peau	Flexion pronation os	flexion supination peau	Flexion supination os	Total général
>120	18	21	22	16	19	19	31% (115)
0-30	8	12	10	8	11	9	16% (58)
30-60	4	10	5	12	4	9	12% (44)
60-90	3	15	3	11	3	7	12% (42)
90-120	8	14	7	15	10	12	18% (66)
Global	6	10	5	8	5	9	12% (43)
Total général	13% (47)	22% (82)	14% (52)	19% (70)	14% (52)	18% (65)	368

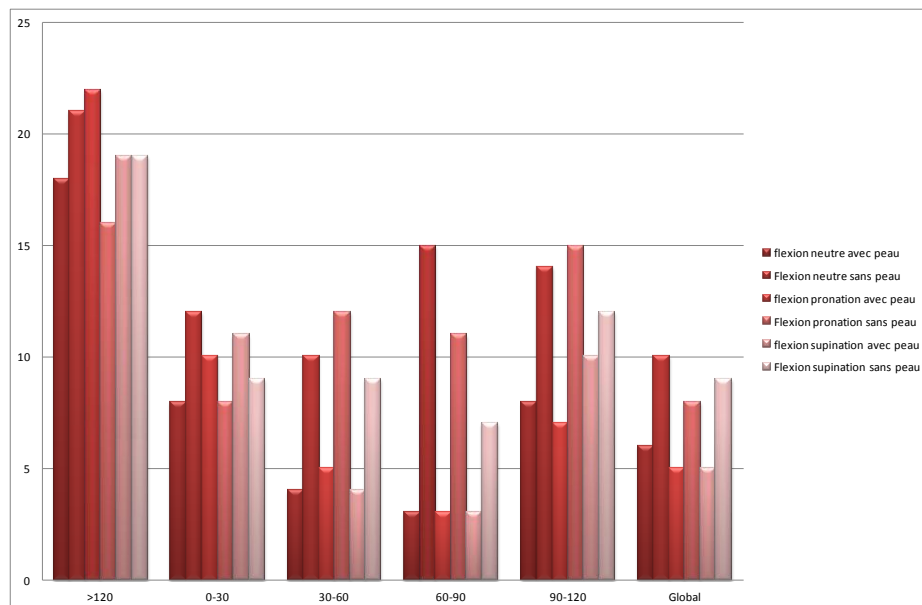


Figure 37 : Ensemble des centres de rotation rejetés sur les pièces anatomiques

Pour les sujets sains il s'agissait de 481 centres de rotation sur 1116 au départ soit 43%.

La répartition des données aberrantes selon les intervalles angulaires sont représenté dans le tableau ci-dessous (Figure 38).

Intervalle angulaire	Flexion neutre passif	Flexion pronation passif	Flexion supination passif	Total général
>120	59	39	41	29% (139)
0-30	24	39	28	19% (91)
30-60	22	23	21	14% (66)
60-90	23	25	11	12% (59)
90-120	16	36	15	14% (67)
Global	19	26	14	12% (59)
Total général	34% (163)	39% (188)	27% (130)	481

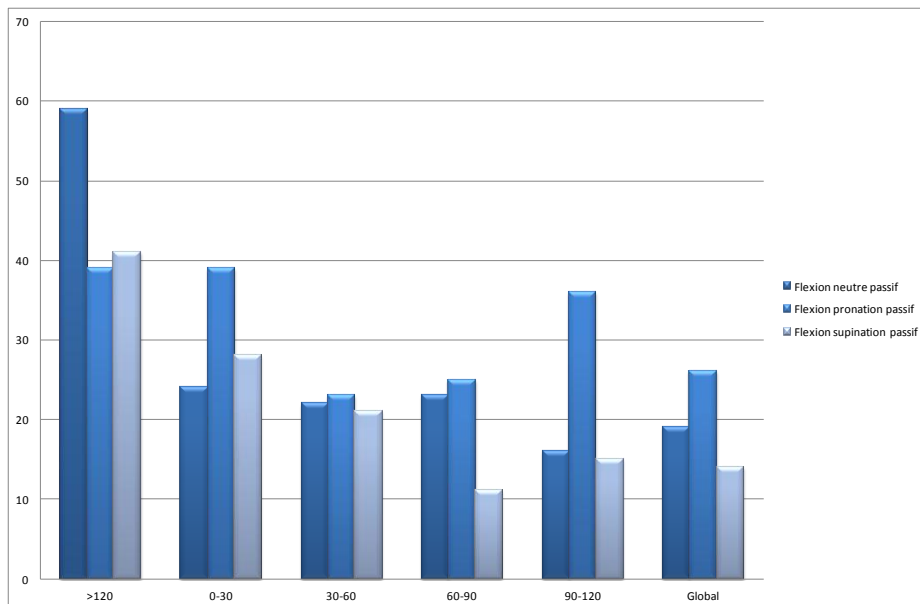


Figure 38 : Ensemble des centres de rotation rejetés sur les sujets sains

6.1 Localisation des centres de rotation

Le changement de repère permettait de situer les centres de rotation du coude en fonction de l'épicondyle médial qui était l'origine du repère (figure 39). Les résultats ont ainsi été décomposés en situant les centres de rotation en fonction des axes (X), (Y) et (Z). L'axe des (X) situait les centres de rotation en haut ou en bas par rapport à l'épicondyle médial, l'axe des (Y) en dedans ou en dehors et l'axe des (Z) en avant ou en arrière.

La distance EPL-EPM moyenne des pièces anatomiques était de 59 mm (± 8 mm), pour les sujets sains elle était de 54 mm (± 11 mm).

Des tests statistiques comparatifs entre séries ont été utilisés. Le test utilisé était le test t de Student sur échantillons non appariés (au risque alpha 0,05).

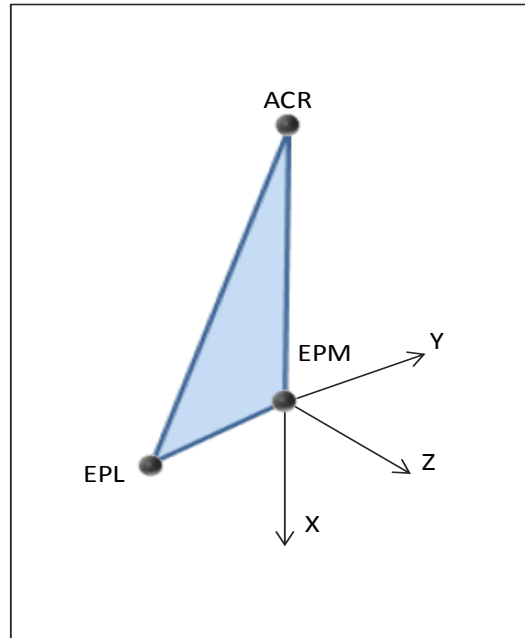


Figure 39 Repère final

6.1.1.1 Sur l'axe des X : au dessus ou au dessous de EPM

L'axe des (X), permettait de situer les centres de rotation en haut ou en bas par rapport à l'épicondyle médial. La moyenne globale des centres de rotation en flexion a été calculée sur l'axe des (X). Pour les pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur l'os, elle était de 8 mm (± 8 mm), avec les capteurs fixés sur la peau de 7 mm (± 14 mm) et pour les sujets sains en passif de 6 mm (± 13 mm). Il n'y avait pas de différence significative.

Test t de Student sur l'axe des X	Résultats
Pièces anatomiques Peau/os	p = 0,10 NS
Pièces anatomiques peau/sujets sains passif	P = 0,97 NS

Les centres de rotation se trouvaient globalement en dessous de l'épicondyle médial.

Les histogrammes suivant représentent la répartition des centres de rotation sur l'axe des (X). Cette répartition a une tendance gaussienne dont le sommet se situe entre l'épicondyle médiale (en noir) et la moyenne calculée (en rouge) (**figure 40**).

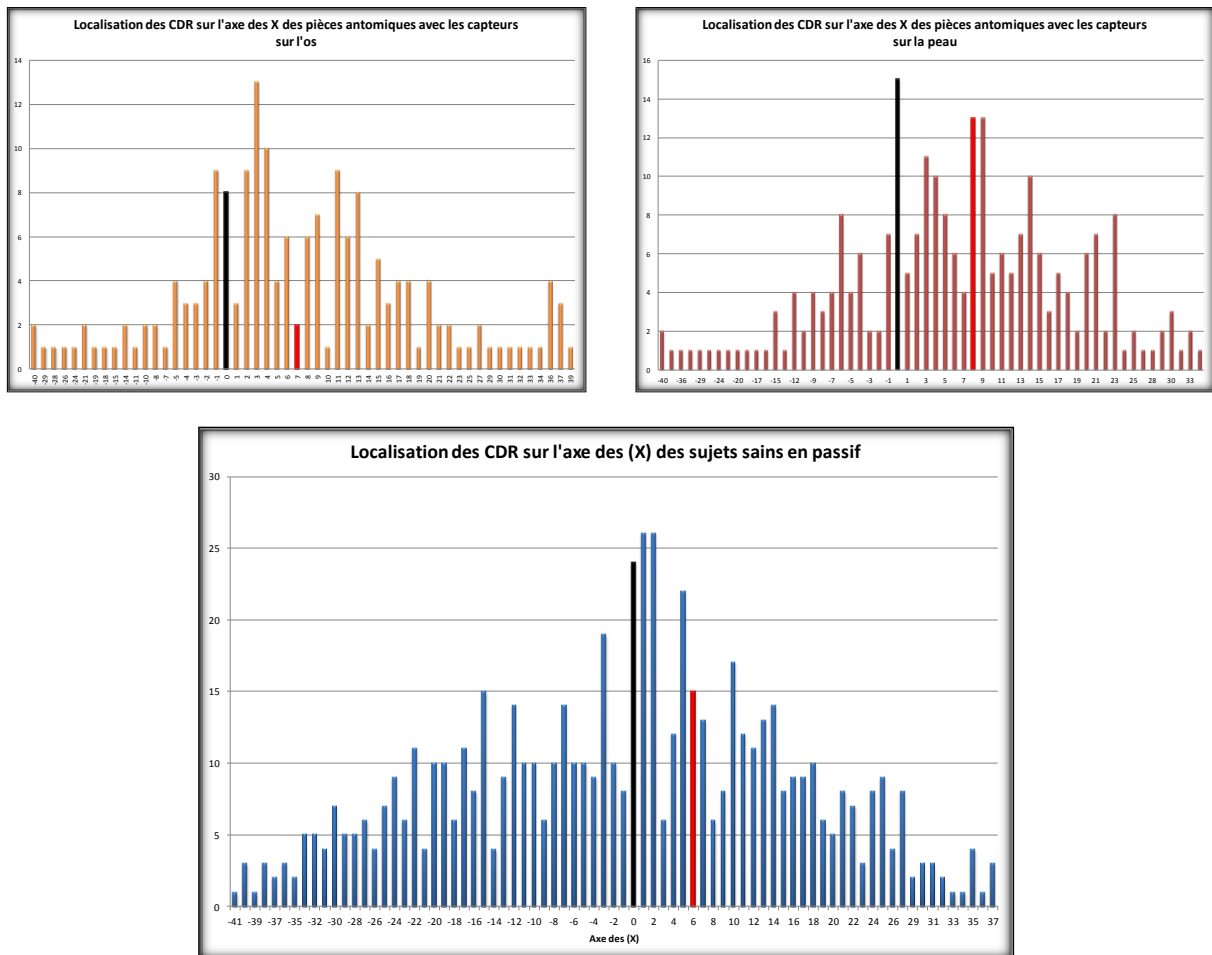


Figure 40 : histogrammes sur l'axe des (X)

En séparant les moyennes des CDR en fonction de l'orientation de la main au cours de la flexion, en position neutre, en pronation et en supination, sur l'axe des (X), étaient trouvés (**figure 41**) :

- pour l'ulna la moyenne des CDR étaient située en dessous de l'épicondyle médial

- pour la radius la moyenne CDR se trouvait également en dessous pour les pièces anatomiques, pour les sujets sains en position neutre et en pronation celle-ci se situait au dessus de l'épicondyle médial.

X(mm)	Sujets	Radius			Ulna		
		Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Moyenne	Médiane	Ecart-Type
Neutre	PA peau	2	3	14	11	10	12
	PA os	4	3	11	4	4	9
	SS passif	-8	-10	12	9	10	12
pronation	PA peau	7	9	17	6	8	11
	PA os	10	11	18	9	10	15
	SS passif	-7	-8	12	5	2	15
supination	PA peau	8	8	12	3	4	10
	PA os	7	7	15	8	5	10
	SS passif	9	9	13	5	6	12

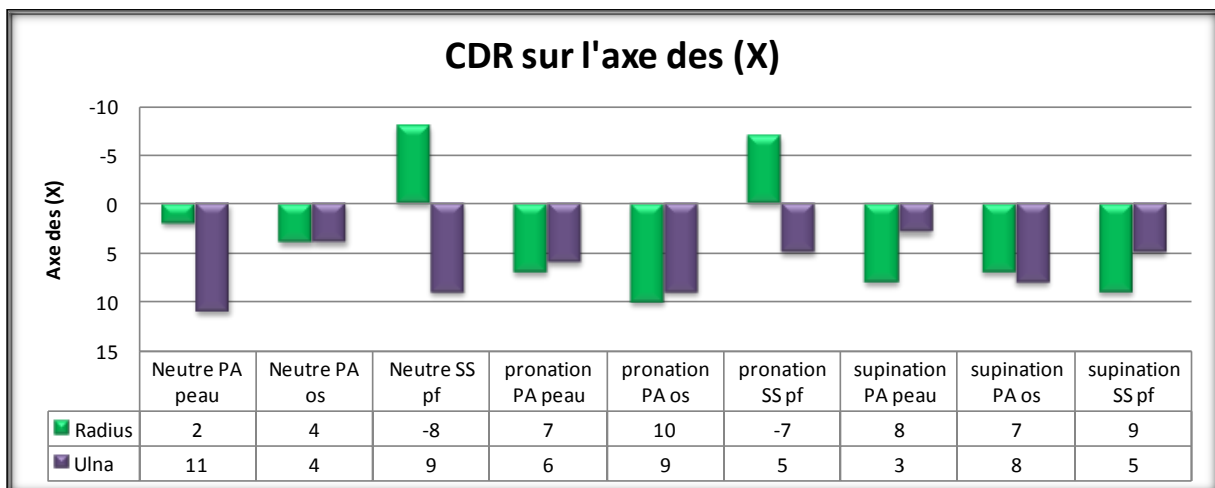


Figure 41 : Histogramme de l'axe des (x)

Pièces anatomiques avec peau	Radius	Ulna
Neutre/Pronation	p=0,38	p=0,02 S
Neutre/Supination	p=0,01	p=0,01 S
Pronation/Supination	p=0,62	p=0,30

Sujets sains/pièces anatomiques peau	Test t de Student
Ulna	P = 0,96
Radius	P = 0,95

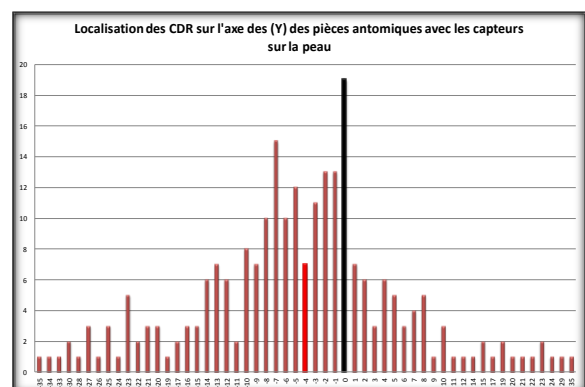
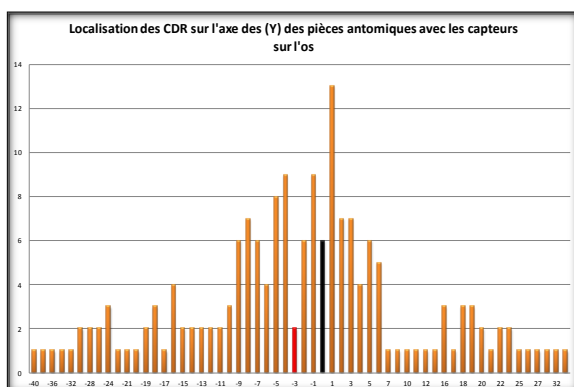
6.1.1.2 Sur l'axe des (Y) : en dedans ou en dehors de l'EPM

L'axe des (Y) permettait de situer le CDR en dedans ou en dehors de l'épicondyle médial. La moyenne globale des CDR en flexion était de -4 mm (± 9 mm) pour les pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur la peau, de -3 mm (± 16 mm) pour les pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur l'os et de -4 mm (± 14 mm) pour les sujets sains en passif. Il n'y avait pas de différence significative entre les CDR des pièces anatomiques avec peau et sans peau ($p=0,20$), ni avec les moyennes des CDR des sujets sains ($p=0,67$).

Donc pour les trois populations la moyenne des CDR se situait en dedans de l'épicondyle médial proche de celle-ci.

Résultats test t de Student sur Y	
PA os/peau	P = 0,20 NS
PA peau/SS	P = 0,67 NS

Ci-dessous les histogrammes donnant la répartition des CDR sur l'axe des (Y). Une répartition à tendance gaussienne était également retrouvée dont le sommet se rapproche de l'épicondyle médial (**figure 42**).



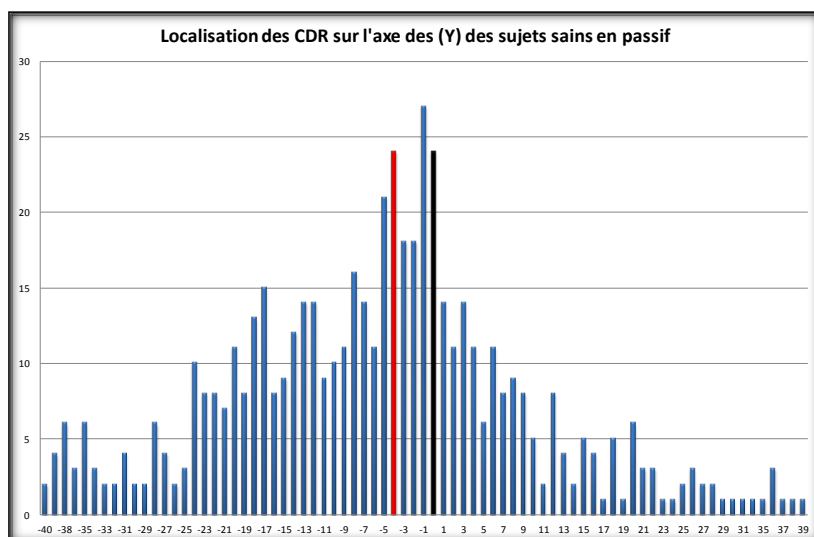


Figure 42 : Histogrammes sur l'axe des (y)

En séparant les moyennes des CDR en fonction de l'orientation de la main au cours de la flexion, en position neutre, en pronation et en supination, étaient trouvés :

- pour l'ulna et le radius la moyenne des CDR était située en dehors de l'épicondyle médial, proche de celle-ci.

- en flexion neutre la moyenne des CDR du radius était plus en dehors que celle de l'ulna.

- en flexion supination les moyennes des CDR de l'ulna et du radius sont très proche l'une de l'autre et de l'épicondyle médial

Pièces Anatomiques avec peau	Ulna	Radius
Neutre/pronation	P=0,07	P=0,43
Neutre/supination	P=0,51	P=0,05
Pronation/supination	P=0,07	P=0,30

Sujets sains / pièces anatomiques peau	Test t de Student
Ulna	0,55
Radius	0,50

Ci-dessous le tableau et l’histogramme des moyennes des CDR en fonction du mouvement du radius et de l’ulna (**Figure 42**).

Y (mm)	Sujets	Radius			Ulna		
		Moyenne	Médiane	Ecart-Type	Moyenne	Médiane	Ecart-Type
Neutre	PA peau	-6	-3	14	-2	-1	-12
	PA os	-5	-5	15	-5	-3	11
	SS passif	-11	-10	15	-6	-4	12
pronation	PA peau	-7	-4	16	-9	-10	10
	PA os	-3	-2	19	-4	1	18
	SS passif	-14	-14	16	-4	-5	16
supination	PA peau	-3	-5	13	-4	-3	9
	PA os	-3	-1	17	-1	1	11
	SS passif	0	-1	13	-2	-3	13

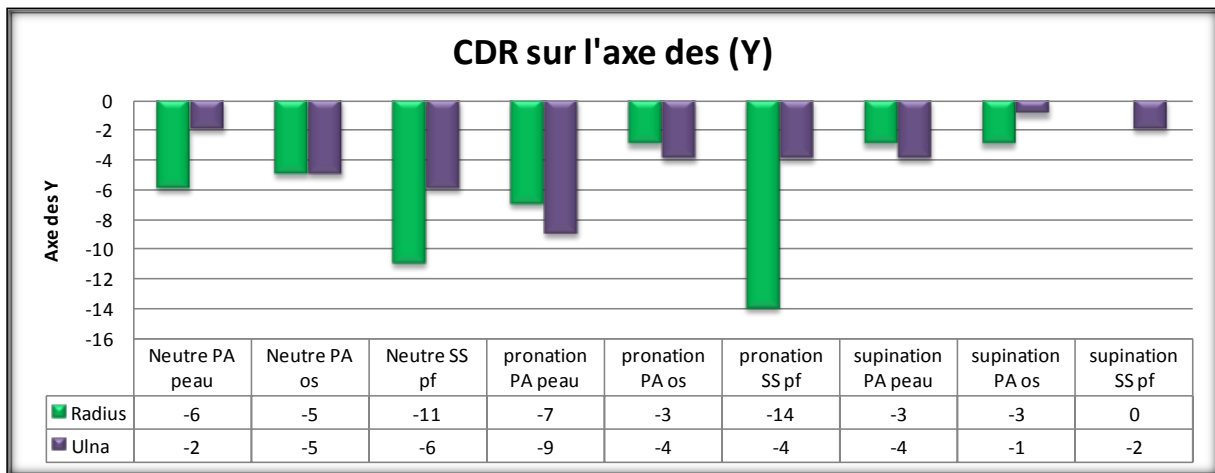


Figure 43 : histogramme sur l’axe des (y)

6.1.1.3 Sur l’axe des Z : en avant ou en arrière de l’EPM

L’axe des (Z) permettait de situer les centres de rotation en avant ou en arrière de l’épicondyle médial. La moyenne globale des centres de rotation sur l’axe des (Z) était de 4 mm (± 10 mm) pour les pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur la peau, de 6 mm (± 10 mm) pour les pièces anatomiques avec les capteurs sur l’os et de 4 mm (± 15 mm) pour les sujets sains en passif. Il y avait une différence significative entre les pièces anatomiques avec peau et les sujets sains en passif ($p=0,04$). En revanche entre les pièces anatomiques avec et sans peau les résultats étaient non significatifs ($p=0,13$).

Donc la moyenne globale place le CDR en avant de l'épicondyle médial pour les trois populations.

Résultats test t de Student sur l'axe des Z	
PA os/peau	P = 0,13 NS
PA peau/ sujets sains passif	P = 0,04 S

Les histogrammes ci-dessous (**figure 44**) représentant la répartition des CDR en fonction de la population étudiée, retrouvaient une répartition à tendance gaussienne avec un sommet très proche de l'épicondyle médial en avant.

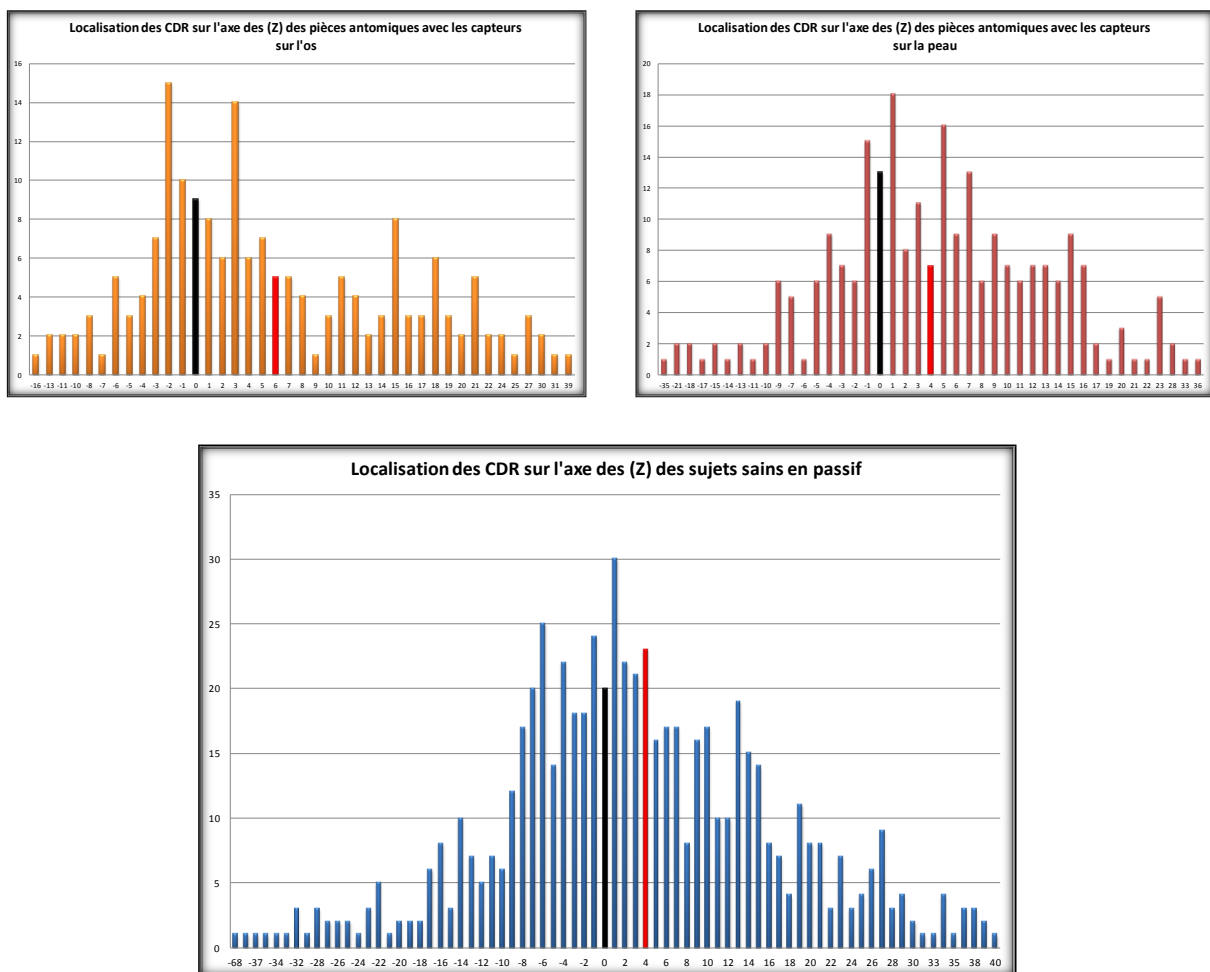


Figure 44 : Histogrammes sur l'axe des (z)

En séparant les moyennes des CDR en fonction de l'orientation de la main au cours de la flexion, en position neutre, en pronation et en supination, étaient retrouvés (**figure 45**) :

- pour l'ulna et le radius la moyenne des CDR serait située en avant de l'épicondyle médial, sauf pour le radius en pronation chez les sujets sains en passif ou il se trouve en arrière.

- en flexion pronation, la moyenne des CDR de l'ulna serait plus en avant que le radius.

- en flexion supination, la moyenne des CDR du radius serait plus en avant que l'ulna

- en flexion neutre pour les sujets sains et les pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau on retrouvait la moyenne des CDR de l'ulna plus en avant que ceux du radius, alors que pour les pièces anatomiques c'est l'inverse, la moyenne des CDR du radius seraient plus avant que ceux de l'ulna.

Pièces anatomiques avec peau	Radius	Ulna
Neutre/pronation	0,43	0,07
Neutre/Supination	0,05	0,51
Pronation/Supination	0,30	0,07

Sujets sains / pièces anatomiques peau	Test t de Student
Ulna	0,02
Radius	0,02

Ci-dessous le tableau et l'histogramme des moyennes des CDR en fonction du mouvement du radius et de l'ulna (**Figure 45**).

Z (mm)	Sujets	Radius			Ulna		
		Moyenne	Médiane	ET	Moyenne	Médiane	ET
Neutre	PA peau	2	1	6	6	4	8
	PA os	5	2	9	3	1	12
	SS passif	1	0	9	7	8	17
pronation	PA peau	4	3	6	8	8	11
	PA os	4	2	6	11	7	11
	SS passif	-1	-1	9	3	3	15
supination	PA peau	9	9	11	0	3	10
	PA os	11	10	12	5	4	8
	SS passif	9	8	13	3	3	14

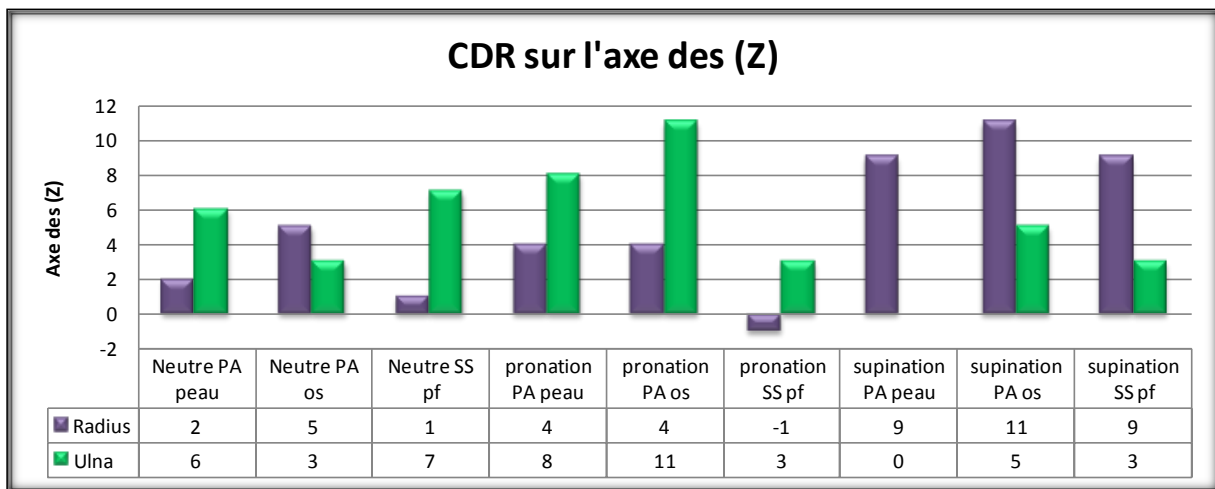


Figure 45 : Histogramme sur l'axe des (z)

6.2 Pour l'étude de la pronation

6.2.1 Pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau versus os

La pronation a été étudiée sur les pièces anatomiques avec une flexion moyenne à $76^\circ (\pm 9)$, pour la population avec les capteurs sur la peau elle était de $76^\circ (\pm 8)$, et pour les capteurs fixés sur l'os, de $76^\circ (\pm 10)$. Pour les sujets sains en passif elle était de $88^\circ (\pm 9)$, chez les femmes elle était de $90^\circ (\pm 9)$, pour les hommes de $86^\circ (\pm 9)$.

La moyenne des déviations angulaires de l'ulna a été calculée sur les pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau puis avec les capteurs fixés sur l'os.

La peau modifie les mesures en les augmentant globalement. La moyenne globale des deux populations étudiées était de $5^\circ (\pm 3)$, et l'ensemble des valeurs s'étalait de 0 à 10° pour les capteurs sur la peau et de 0 à 8° pour les capteurs sur l'os.

L'ensemble des points (**figure 46**) pouvait être approximé par deux courbes de régression linéaire parallèles respectivement d'équation $y=0,09x-4,2$ pour les pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau entre 45° et 160° de rotation de l'avant bras. Avec les capteurs fixés sur l'os, l'équation était $y=0,09x-5,3$ entre 57 et 160° . On retrouvait un coefficient de détermination fort à 0,93 dans le premier cas et de 0,91 pour la deuxième courbe, sachant qu'il est égal à 1 quand tous les points sont sur la droite de régression linéaire.

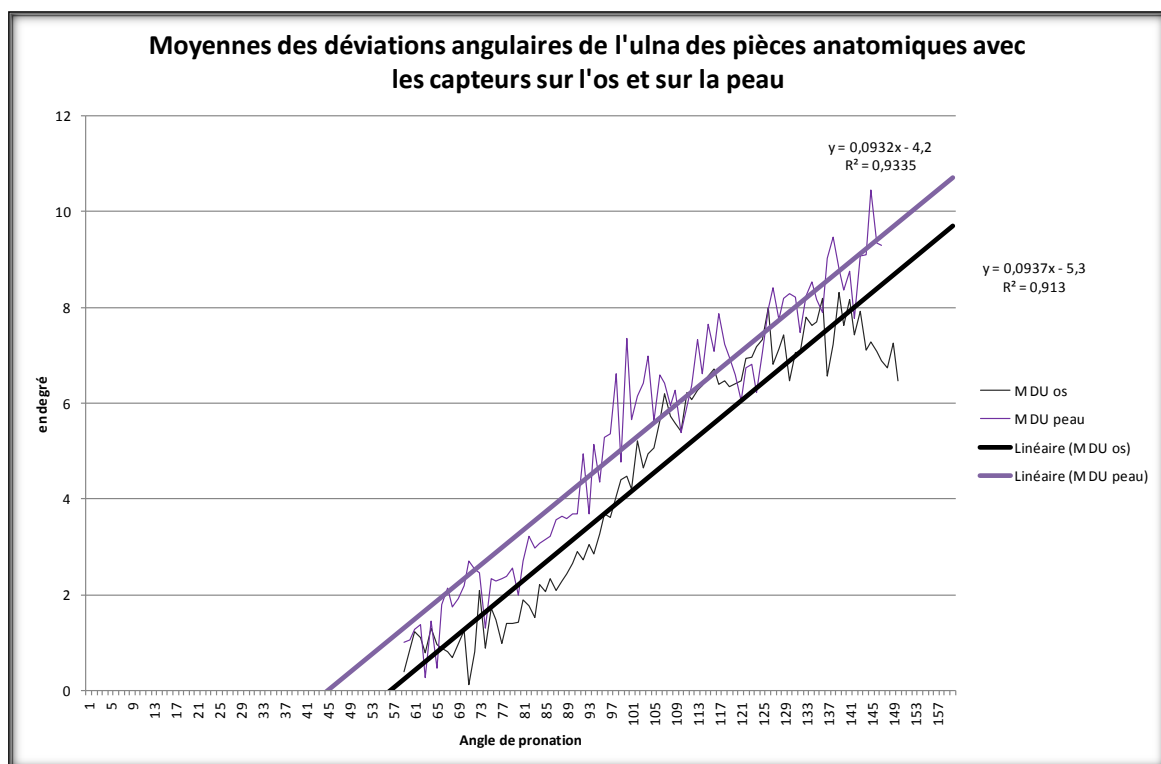


Figure 46 : Déviation angulaire de l'ulna des pièces anatomiques

La moyenne des distances de cisaillement de l'ulna était calculée sur les pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau puis avec les capteurs fixés sur l'os.

La peau modifie globalement les mesures en les diminuant. La moyenne était pour les capteurs sur l'os de 12 mm (± 3 mm) et pour les capteurs sur la peau de -3 mm (± 2 mm).

L'ensemble des points (**figure 47**) pouvait être approximé par une courbe parabolique. Pour la courbe des pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau la parabole répondait à l'équation $y = 0,0015x^2 - 0,2986x + 10,751$ et pour les capteurs sur l'os à $y = -0,0044x^2 + 0,9867x - 41,04$. Le coefficient de détermination était de 0,73 pour la première et 0,58 pour la deuxième courbe.

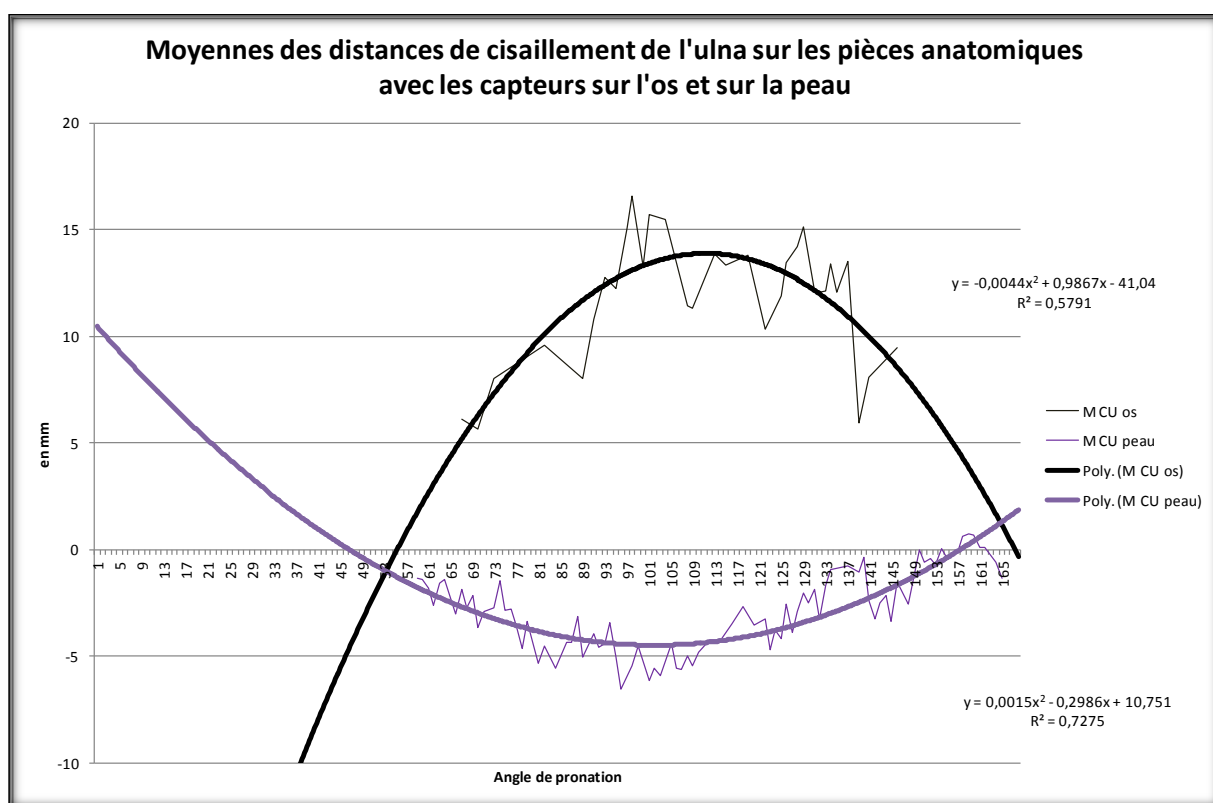


Figure 47 : Distance de cisaillement de l'ulna des pièces anatomiques

6.2.2 Pièces anatomiques avec peau versus sujets sains

Les moyennes des déviations angulaires de l'ulna étaient calculées sur les sujets sains en passif puis sur les pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau.

L'âge et l'absence de tonus musculaire au repos diminue globalement les mesures. La moyenne pour les sujets sains était de $6^\circ (\pm 3^\circ)$ et de $5^\circ (\pm 3^\circ)$, pour les pièces anatomiques.

L'ensemble des points (**figure 48**) pouvait être approximé par deux courbes de régression linéaire parallèles respectivement d'équation $y=0,09x-0,80$ pour les sujets sains en passif entre 8° et 153° de rotation de l'avant bras. Avec les capteurs sur les pièces anatomiques, l'équation était $y=0,09x-4,2$ entre 48° et 153° . On retrouvait un coefficient de détermination fort à 0,96 dans le premier cas et de 0,93 pour la deuxième courbe.

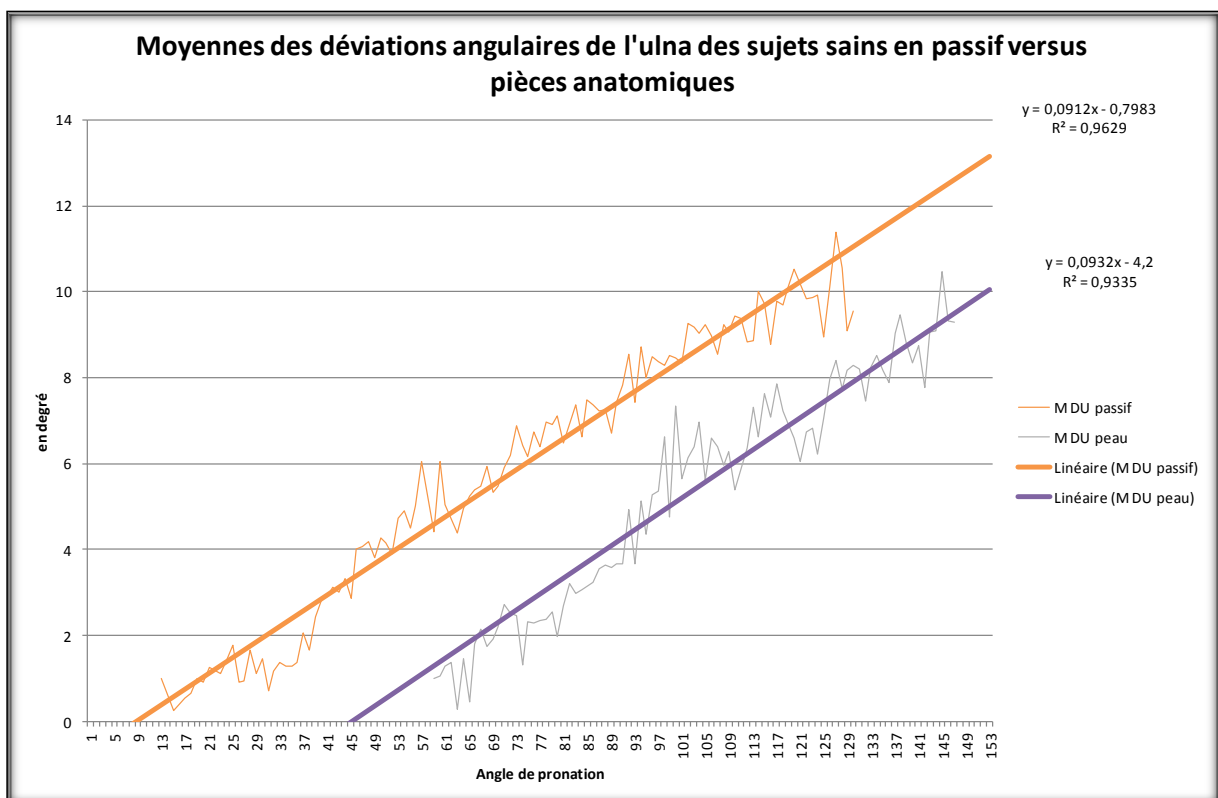


Figure 48 : Déviation angulaire de l'ulna PA/SS

Les moyennes des distances de cisaillement de l'ulna étaient calculées chez les sujets sains en passif puis sur les pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur la peau.

L'âge et l'absence de tonus musculaire de repos ne modifient pas globalement les mesures. La moyenne chez les sujets sains était de -4 mm (± 3 mm) et de -3 mm (± 2 mm) pour les pièces anatomiques.

L'ensemble des points (**figure 49**) pouvait être approximé par une courbe parabolique avec pour équation pour les pièces anatomiques $y = 0,0017x^2 - 0,2881x + 5,5295$ et pour les sujets sains en passif $y = 0,0015x^2 - 0,2986x + 10,751$. Le coefficient de détermination était de 0,70 pour la première courbe et de 0,73 pour la deuxième courbe.

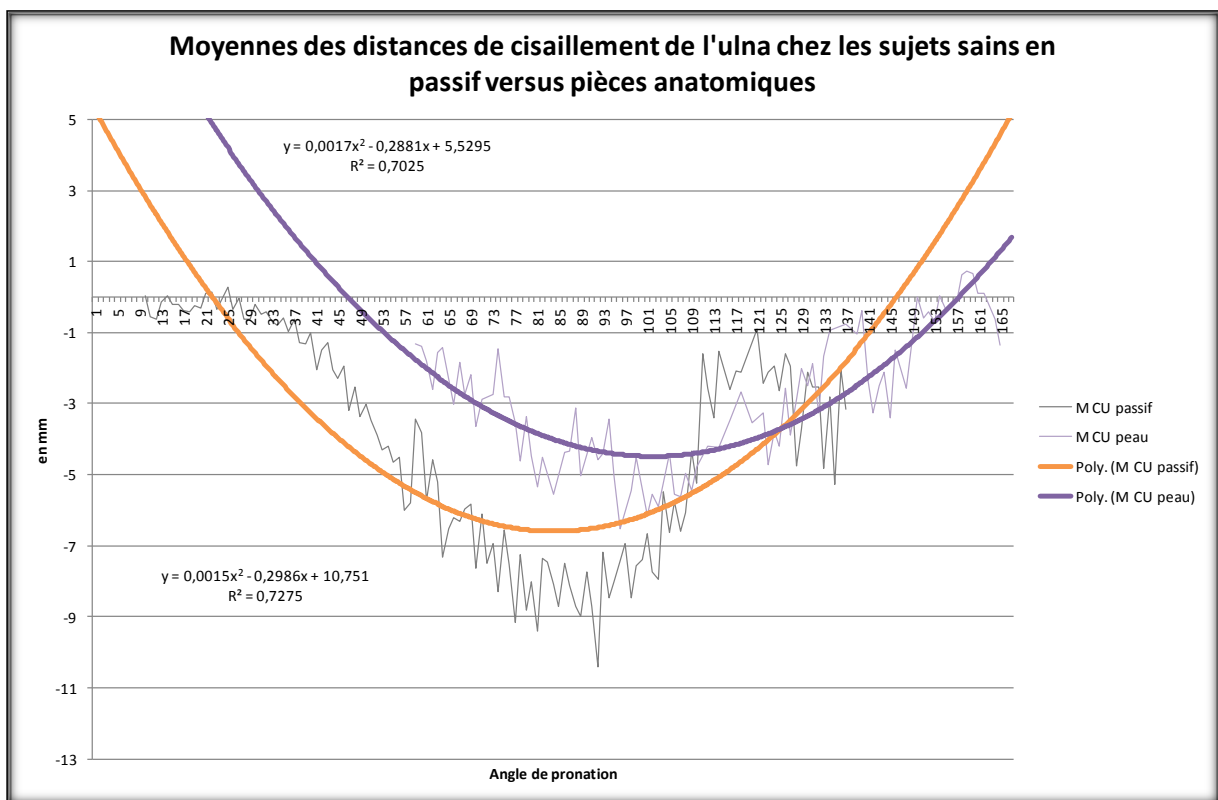


Figure 49 : Distance de cisaillement de l'ulna PA/SS

7 DISCUSSION

7.1 Du matériel et de la méthode

Les deux populations avaient une moyenne d'âge assez différente. Les sujets sains étaient composés de jeunes patients avec une moyenne d'âge de 26,5 ans, alors que les pièces anatomiques avaient un âge moyen de 79,6 ans. De plus, des clichés radiologiques n'ont pas été réalisés de manière systématique afin d'éliminer une arthrose primitive. Cependant l'arthrose est rare au niveau de cette articulation, la prévalence de coude arthrosique symptomatique étant de 2% (60).

Les différences retrouvées concernaient les amplitudes articulaires, plus réduites en particulier dans les mouvements extrêmes pour les pièces anatomiques par rapport aux sujets sains. Cela peut être expliqué par la rigidité cadavérique malgré l'utilisation d'une préparation souple. En conséquence, les résultats dans les amplitudes maximales sont moindres. De plus la peau des pièces anatomiques malgré cette préparation souple n'avait pas la même élasticité que les sujets sains, cependant aucune différence significative n'a été retrouvée.

Les capteurs et les orthèses ont tous été placés par un même opérateur pour tous les sujets sains ainsi que pour les pièces anatomiques qu'ils soient fixés sur la peau ou sur l'os **afin d'éviter le biais d'opérateur**. **Les marqueurs sur la peau étaient non invasifs**, car fixés avec de l'adhésif, **mais instables** car ils pouvaient parfois se décoller.

Les attelles thermoformées ont permis de projeter les capteurs représentant le radius afin de **faciliter leur visibilité** et d'éviter toute confusion par les caméras infrarouge du VICON. En effet, il existerait une confusion lorsque la distance entre deux marqueurs est inférieure ou égale à 1 cm (58) avec une permutation des trajectoires des points. C'est pourquoi nous avons réalisé cet artifice pour le calcul des CDR. Il nous avait également permis de **maintenir fixe le poignet** pour éviter de faire varier le cisaillement de l'ulna en faisant dévier le poignet (61). Cependant les attelles n'étaient pas strictement rigides. Pour pallier ce déficit plusieurs tailles d'attelles ont été réalisées afin qu'elles puissent s'adapter à la morphologie des sujets. Ceci a permis de faciliter l'acquisition des données par les caméras infrarouges. Malgré tout, cet artifice pouvait être source d'erreurs, en prenant en compte les mouvements du carpe et de la main en plus du radius, pour le calcul des CDR. Pour l'étude de la rotation de l'avant bras,

l'attelle pouvait parfois rentrer en conflit avec nos marqueurs et **ajouter du bruit à nos tracés**.

L'orthèse sous l'aisselle associée à la sangle permettait d'augmenter également la **visibilité des capteurs** en mettant le bras en abduction. Elle permettait ainsi de maintenir le bras le plus fixe possible pour faciliter la comparaison des données. **L'avant bras était libre de tout mouvement**, et les capteurs n'étaient pas gênés par la sangle.

Malgré ce dispositif, **un recalage des données 3D** de l'humérus était nécessaire car celui-ci n'était pas complètement fixe. Pour pouvoir comparer les sujets entre eux et les manipulations entre elles, il a fallu réaliser un changement de repère afin d'obtenir un **humérus fixe** et orienté dans le même sens. Ces transformations ont été responsables d'une **perte de précision de l'ordre du millimètre**.

Chaque mouvement s'effectuait avec un **métronome réglé à 70 battements par minute** afin **d'obtenir la même vitesse** pour toutes les manipulations. Malgré ce rythme imposé aux sujets, de petites différences de vitesse existaient, **toutes les mesures ont donc été recalées** en fonction de l'angle de flexion pour le calcul des CDR. Ceci n'a pas été responsable **d'une perte de précision**. En revanche pour l'étude de la rotation de l'avant bras, le recalage des données en fonction de l'angle de pronation a nécessité le sacrifice de quelques données afin de les rendre comparables.

La modélisation de la cinématique articulaire de l'Homme à partir des mesures de surface non invasive est un élément clé dans l'analyse du mouvement en biomécanique. Les articulations du corps humain sont souvent modélisées comme des articulations sphériques avec une rotation axiale. **Le centre de rotation (CDR) de ces modèles est nécessaire pour décrire précisément les mouvements.** De nombreuses méthodes d'analyse ont déjà été recherchées (62). Ces méthodes reposaient sur des modèles simplifiés des articulations du membre inférieur. Les articulations de la hanche, du genou et de la cheville étaient modélisées comme des articulations sphériques. Les centres de rotation étaient déterminés à partir de capteurs externes en utilisant une relation empirique entre la position des marqueurs et les centres de rotation. Cette méthode était définie comme une méthode prédictive. Leardini et al. En 1999 (63) avaient démontré que le centre de l'articulation de la hanche pouvait être déterminé avec plus de précision par des méthodes dites fonctionnelles. Puis Piazza en 2001 (59) proposait d'utiliser **la théorie des moindres carrés** pour l'estimation des centres de rotation. Il obtenait de meilleurs résultats que les méthodes

précédentes et trouvait que cette méthode permettait également d'étudier les mouvements de translation. Dans cette étude nous avons repris cette méthode de calcul pour le calcul des centres de rotation du coude. Depuis de nombreuses évolutions de cette méthode ont été réalisées (64). Enfin dernièrement dans l'étude de Chang (65) sur l'articulation carpométacarpienne, il améliorerait de façon notable la théorie des moindres carrés. En effet, la méthode des moindres carrés a une précision réduite pour les données avec une petite plage de mouvement (66). Les centres de rotations du coude se déplaçant également sur une petite plage de mouvement de l'ordre du millimètre, on pourrait également augmenter la précision de nos CDR en prenant en compte la méthode de Chang sur nos données brutes. Pour atteindre un tel niveau de calcul une **collaboration avec un laboratoire de biomécanique de pointe** serait nécessaire.

Peu d'études ont été réalisées en dynamique sur le membre supérieur par rapport au membre inférieur. La majorité des reconstructions ont été effectuées en statique. Dans la littérature, on retrouve les études utilisant la radiographie comme Morrey en 1976 (25) ; la tomodensitométrie (8,19,67), ou l'Imagerie par Résonance Magnétique (32,53). Puis des études ont été réalisées en dynamique par système électromagnétique (12,21,23,24,54,68,69). **Actuellement, les systèmes d'analyse du mouvement en 3D sont de plus en plus utilisés pour l'étude de la biomécanique.** En effet, de nombreuses études ont déjà été menées sur le membre inférieur pour l'étude du genou et de la hanche normale, pathologique et prothétique (70,71). Aujourd'hui grâce aux avancées technologiques ces systèmes gagnent de plus en plus en précision permettant une analyse plus fine sur des articulations de petite taille. En effet Vieilledent (58), dans son étude comparant les différents modèles, dont le VICON ancienne génération, retrouvait des erreurs acceptables. Il n'a pas été possible d'obtenir la précision du constructeur de la caméra utilisée. Cependant dans l'étude de Vieilledent (58) comparant les différents systèmes d'analyse du mouvement en 3D, il retrouvait pour le VICON 370 (ancienne génération) une précision supérieure que les autres systèmes d'analyse. En effet, pour une distance de 9 cm, le VICON obtenait une erreur maximale de 6 mm et sa moyenne d'erreur était de l'ordre de 0,2 mm. Cependant, dans leur étude les caméras infrarouges étaient à 2 m des capteurs contrairement à notre étude où les caméras se situaient à plus de 2 m et cela pouvant être responsable d'une perte de précision.

Il semble nécessaire de réaliser des études en dynamique pour acquérir une plus grande compréhension de la biomécanique du coude. En effet, dans l'étude de Koo S et Andriacchi (72), ceux-ci étudiaient l'emplacement du centre de rotation du genou dans le plan transversal en étudiant le mouvement des condyles médial et latéral du fémur par rapport au tibia proximal en actif. McMahon et Kaplan (73) en 2006 suggéraient que le CDR du genou était dans le compartiment médial. Des études in vivo de la cinématique du genou (74), avaient été réalisées, ainsi que des études in vitro de flexion / extension (75). Celles-ci montraient que les points de contact entre le fémur et le tibia étaient plus larges dans le compartiment latéral et suggéraient que le CDR du genou était vers le compartiment médial en passif. Dans les études sur la cinématique du genou en actif (76), retrouvaient que celle-ci variait selon l'activité exécutée et que la translation ne se produisait pas systématiquement en majorité dans le compartiment latéral lors de la marche. En effet, Koo (72) dans son étude retrouvait que les CDR du genou au cours de la marche se trouvaient majoritairement dans le compartiment latéral. **Ainsi , les résultats de cette étude indiquaient que la cinématique du genou lors de la marche était différente de la cinématique du genou en passif**, d'où l'importance de valider un modèle d'étude en dynamique afin de réaliser des modèles de prothèse plus proche du fonctionnement normal du coude en actif.

L'utilisation du Vicon® a permis de confirmer le protocole pour la recherche de centres de rotation de l'avant bras en trois dimensions et en dynamique, et ce, de façon non invasive. En effet, aucune différence significative n'est ici mise en évidence entre les CDR des pièces anatomiques avec les marqueurs sur la peau et sur l'os, ainsi qu'avec les sujets sains en passif. En revanche, pour l'étude de la pronation des différences apparaissent, en particulier pour l'étude du cisaillement de l'ulna. Cette différence pourrait être expliquée par le glissement cutané, mais également par l'attelle qui a pu fausser le déplacement des capteurs sur la peau en les contraignant.

7.2 Etude du Glissement cutané

L'existence des glissements cutanés est connue. Il est facilement repérable en plaçant un point au marqueur en regard d'un relief osseux par exemple l'épicondyle latéral en flexion, puis de le repérer en extension. La différence entre ces deux points correspond au glissement cutané qui est variable selon les parties du corps étudiées. De nombreux auteurs ont tenté de calculer ce biais par une approche plus mathématique car cela interférerait avec l'acquisition des coordonnées. Ramsey et al (77) dans leur étude tentaient de faire le point sur l'influence du glissement cutané au niveau du genou. Il en ressortait que la cinématique fémoro-tibiale squelettique en particulier d'abduction-adduction et des rotations internes et externes étaient limitées par la mise en place de marqueurs sur la peau. En se basant sur la mécanique des corps rigides, l'analyse en trois dimensions supposait que les marqueurs placés sur le corps représentaient la position des repères anatomiques pour le segment en question. Cependant, les marqueurs de surface pouvaient ne pas représenter exactement le véritable emplacement du squelette. Ainsi Reinschmidt (78) retrouvait des différences allant jusqu'à 50% pour le calcul des angles du genou et la peau en serait la plus grande source d'erreur. Pour cela, pour contourner ce biais, plusieurs méthodes ont été utilisées.

L'utilisation de broches de Kirschner en intra corticale pour mesurer directement le mouvement du squelette a été utilisée afin d'éviter le glissement cutané (79). Cette technique permettait une description précise des mouvements linéaires et angulaires relatives entre le tibia et le fémur sans l'effet du mouvement de la peau par rapport à l'os et sans l'effet des modifications du volume musculaire. Ericson (19,80) avait implanté des marqueurs en titane en intra-osseux chez des sujets sains pour étudier les axes du coude. Ces méthodes restent tout de même très invasives avec un risque de sepsis non négligeable ce qui ouvre la question éthique à l'étude et la nécessité d'un accord auprès du Comité de Protection des Personnes.

D'autres avaient tenté d'anticiper ce biais de façon moins invasive en utilisant des attelles ou des brassards afin de limiter le glissement cutané (12,34). Cependant, ces ancillaires contraignent l'articulation et peuvent également être source d'erreur. (12,34).

Enfin des méthodes de compensation mathématique ont été testées pour les mouvements du membre supérieur (11,81), mais sans grande amélioration. Puis Cutti et al (82) en 2005 et Alexander et al (83), retrouvaient pour le membre supérieur une amélioration substantielle

dans les estimations du squelette en mouvement grâce à leur méthode de compensation in vivo.

Dans notre étude, nous avons tenté d'appréhender ce glissement cutané. Pour le calcul des centres de rotation nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur la peau de ceux fixés sur l'os. En revanche nous ne pouvons pas conclure en ce qui concerne l'étude de la rotation de l'avant-bras, mais nous obtenons des tracés très ressemblants, en particulier pour la mesure de la déviation angulaire de l'ulna. Ce qui nous amène à penser que le VICON pourrait être une méthode fiable non invasive pour l'étude des CDR et de la déviation angulaire de l'ulna.

7.3 Etude de la flexion de l'avant bras

Auteur	Année	Axe de rotation du coude
Morrey (25)	1976	Fixe, passe par le centre de la trochlée, face antérieure de l'humérus
London (27)	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 Déjeté vers l'avant en flexion extrême et vers l'arrière en extension extrême
Deland (28)	1987	Axe passe par le centre du capitulum et de la trochlée 76 à 83° de valgus dans le plan frontal
Shiba (29)	1988	Axe parallèle à la ligne biépicondylienne
An (33)	1993	Variation inter individuelle de 8°
Tanaka (20)	1998	84,3° ± 1,7° en valgus dans le plan frontal
Stokdijk (68)	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 (23)	2000	86,1° ± 2,5° en valgus dans le plan frontal, variable lors de la flexion
Ericson (19)	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 (24)	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 (30)	2004	Centre de la trochlée, centre du capitulum
Goto (32)	2004	Multiples, la moyenne des axes passe par la partie inférieure de EPM, centre de la trochlée et centre du capitulum Moyenne 11,95° (soit 85,46° de valgus) dans le plan frontal et 11,02° de rotation interne dans le plan transversal
Wavreille (67)	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 (80)	2007	Passe par le centre de la trochlée et du capitulum Émerge distalement et ventralement aux deux épicondyles Orienté à 90°4 par rapport à l'axe huméral (82,4 à 95,7°) Axe à 3,4° dans le plan horizontal avec rotation externe
Sauvage (14)	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 (31)	2013	Change lors du mouvement

La flexion du coude a pendant longtemps été analysée par son **axe de rotation**. Initialement considéré comme fixe (25,28), il passait par le centre de la trochlée et était plutôt en avant. En 1981, London (27), retrouvait un axe de flexion du coude fixe, passant par le centre de la trochlée et du capitellum sauf pour les positions extrêmes de flexion ou d'extension. Actuellement cet axe est décrit comme évoluant au cours du mouvement (12,19,23,24,31,32).

Grâce à un système électromagnétique, en moyennant des axes de flexion instantanés Wavreille (13) et Duck (24) retrouvaient par cette méthode sur des pièces anatomiques une différence significative entre l'inclinaison de l'axe de flexion lorsque celle-ci était effectuée en pronation ou en supination. **En pronation, l'axe serait plus proximal et plus antérieur par rapport au centre du capitellum qu'en supination.**

Cet axe de flexion a déjà fait l'objet de nombreuses études. En décomposant cet axe dans les différents plans de l'espace, **il serait en valgus dans le plan frontal, par rapport à l'axe passant par les deux épicondyles et formerait un angle avec l'axe de la diaphyse humérale (figure 50).**

Cet angle était de :

	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°

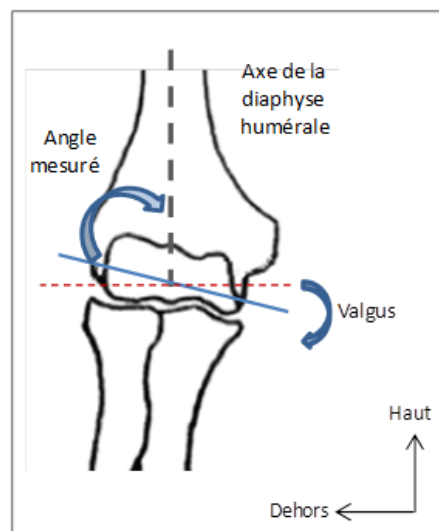


Figure 50 : Axe de rotation du coude
Vue frontale

Dans le plan sagittal l'axe ne serait pas parallèle à la ligne biépicondylienne (19). Il serait **orienté en avant et en dehors (figure 51)**.

Cet angle est de :

- 3 à 8 ° pour London 81,
- 11 ° pour Goto 2004,
- 3.4° pour Ericson en 2007.

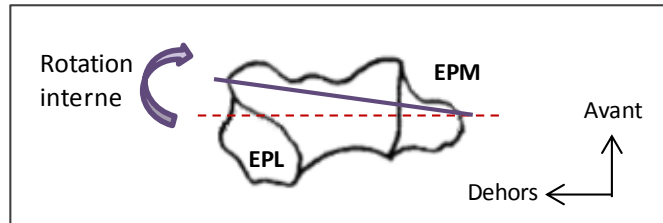


Figure 51 : Axe de rotation du coude
Vue sagittale

En effet, l'association donne un axe 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 (23,27). Il décrit en effet que cet axe est déjeté en avant en flexion extrême et vers l'arrière en extension extrême. Il détaille cela comme un mouvement de roulement associé à un mouvement de glissement dans les mouvements extrêmes, comme cela est déjà décrit pour le genou. Il explique cela par les butées osseuses de l'olécrane et de la coronoïde en extension et flexion extrême (12,32).

De plus, l'axe de rotation évoluerait selon une forme biconique La base du cône étant plus large du côté latéral que médial, et la pointe se trouvant sur le versant médial de la trochlée. Sur le versant latéral, l'axe du cône réalise un cercle évoluant dans le sens antihoraire. Tous les axes se croiseraient globalement en un point situé à la partie antérieure et inférieure de l'épicondyle médial (**figure 52**) (23,32,80).

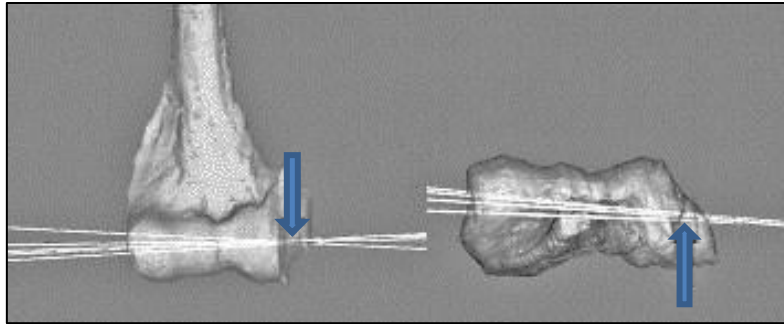


Figure 52 : Axe de rotation du coude selon GOTO

Il existerait donc une succession d'axes de rotation, orientés en haut, en dehors et en avant avec un changement d'orientation de l'axe au cours du mouvement.

Nous pensons que ce point d'intersection des axes correspondrait au centre de rotation du coude. Nous avons décomposé la localisation des CDR en fonction des axes (x), (y) et (z).

7.3.1 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 les points EPM et ACR. On pouvait ainsi déterminer si les centres de rotation étaient plutôt situés au dessus ou en dessous de l'épicondyle médial.

Tous mouvements confondus, les centres de rotation du coude étaient plutôt situés **en dessous de l'épicondyle médial**, aucune différence significative n'a été retrouvée entre les pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur la peau de ceux fixés sur l'os. Il en est de même pour les pièces anatomiques avec peau versus les sujets sains. **La moyenne se situant à 7 mm**. Ces données étaient concordantes avec la littérature (23,32,80).

La position de la main influençait la localisation des CDR :

- **pour l'ulna**, les CDR étaient tous sous l'EPM. On retrouvait une translation des CDR vers le haut de neutre à supination et de neutre à pronation pour les pièces anatomiques avec peau (significatif) et les sujets sains. Il n'existait pas de différence significative entre les CDR en pronation et en supination sur l'axe des X. En revanche, la translation s'effectuait vers le bas dans les deux cas pour les pièces anatomiques avec peau, mais cette différence était non significative.

- **pour le radius**, le CDR était en dessous de l'EPM pour les pièces anatomiques, alors que pour les sujets sains, il se situe au dessus de l'EPM en neutre et pronation. On retrouvait une translation vers le bas de neutre à pronation et de neutre à supination (significatif) pour les pièces anatomiques avec et sans peau ; alors que chez les sujets sains, la moyenne des CDR était similaire en neutre et pronation au dessus de l'EPM. En supination la moyenne des CDR des sujets sains réalisait une translation vers le bas et rejoignait la moyenne des CDR des pièces anatomiques. Ceci peut être dû au tonus musculaire du biceps brachial plus important en pronation et en neutre qu'en supination pour les sujets sains en passif, et donc pourrait expliquer son ascension par rapport aux pièces anatomiques dont nous avons coupées les deux insertions proximales (non significatif).

7.3.2 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 des (x). On pouvait ainsi déterminer si les centres de rotation étaient plutôt situés médialement ou latéralement par rapport à l'épicondyle médial.

Tous mouvements confondus, les centres de rotations du coude étaient plutôt situés **en dehors de l'épicondyle médial; la moyenne étant de 4 mm**, ce qui est concordant avec la littérature (25). Aucune différence significative n'était retrouvée entre les CDR globaux de ces trois populations.

La position de la main influencerait la localisation des CDR :

- **pour l'ulna**, une translation était retrouvée en dehors des CDR de neutre à pronation pour les pièces anatomiques avec peau (proche de la significativité) et les sujets sains. Pour les pièces anatomiques sans peau les CDR étaient similaires. De neutre à supination la translation se faisait en dedans dans les trois cas. Cette différence était significative pour les pièces anatomiques avec peau. En revanche la moyenne des CDR était plus proche de l'EPM chez les sujets sains certainement dû à l'action du tonus musculaire (non significatif). On ne retrouvait pas de différence significative entre les sujets sains et les pièces anatomiques avec peau.

- **pour le radius** on retrouvait globalement un CDR plus en dehors quelque soit la position de la main chez les sujets sains par rapport aux pièces anatomiques sauf en supination. Ceci peut être expliqué par le tonus musculaire du biceps brachial qui ramène en dehors la tête radiale. De neutre à pronation les CDR étaient similaires pour les pièces anatomiques, alors que l'on retrouvait une translation en dehors pour les sujets sains (non significatif). De neutre à supination, la translation se faisait en dedans et cette différence était significative pour les pièces anatomiques avec peau. En effet, cette translation peut être due au valgus physiologique de l'avant bras plus marqué en supination. On remarquait également une plus grande mobilité du radius chez les sujets sains certainement dû au tonus musculaire ou à une plus grande laxité (21,54) (non significatif).

7.3.3 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 de l'avant vers l'arrière. On pouvait ainsi déterminer si les centres de rotation étaient plutôt situés en avant ou en arrière de l'épicondyle médial.

Tous mouvements confondus, neutre, pronation, supination, les centres de rotations du coude étaient plutôt situés **en avant de l'épicondyle médial; la moyenne était de 4mm**. Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre nos trois populations.

La position de la main influencerait la localisation des CDR :

_ **pour l'ulna**, la moyenne des CDR se translait en avant de neutre à pronation pour les pièces anatomiques (cette différence était significative) alors qu'elles se translait vers l'arrière pour les sujets sains (significatif). Le tonus musculaire pourrait être responsable de cette différence en ramenant l'ulna vers l'humérus. Entre neutre et supination la moyenne des CDR se translait vers l'arrière pour les sujets sains et les pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau. Les CDR étaient similaires pour les capteurs sur l'os. Nous n'avons pas retrouvé de différence significative. Le glissement cutané ne perturberait pas ces mesures.

- **pour le radius**, de neutre à supination on retrouvait dans tous les cas une translation vers l'avant de la moyenne des CDR et cette différence était significative. En revanche de neutre à pronation, on retrouvait une translation vers l'arrière pour les sujets sains alors qu'elle était plutôt en avant pour les pièces anatomiques (significatif). Ceci peut être expliqué par le tonus musculaire du biceps brachial plus important en pronation qu'en supination et permettrait ainsi de ramener le radius vers l'humérus.

En résumé :

Les CDR étaient localisés en moyenne à 7 mm en dessous, 4 mm en dehors et 4 mm en avant de l'épicondyle médial (figure 53).

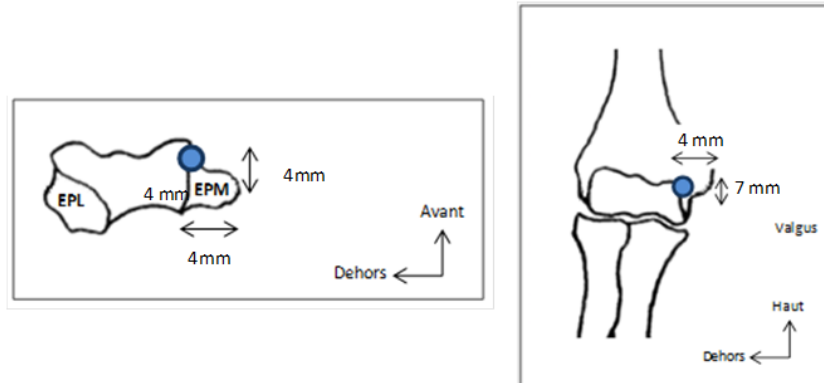


Figure 53 : Localisation de la moyenne des CDR des PA

On ne retrouvait pas de différence significative entre les CDR des pièces anatomiques avec et sans peau. Donc le glissement cutané ne fausserait pas l'étude des centres de rotation du coude par cette méthode.

Les seules différences retrouvées mais non significatives étaient :

- sur l'axe des (x), de neutre à pronation pour l'ulna un CDR translaté vers le bas quand les capteurs sont sur l'os et vers le haut quand ils sont sur la peau.
- sur l'axe des (z) de neutre à supination, on retrouvait une translation en avant de l'ulna pour les capteurs sur l'os et l'inverse pour ceux fixé à l'os.

Devant ces résultats, le VICON® semble être une bonne méthode pour étudier les centres de rotation du coude en dynamique, les glissements cutanés ne perturberaient pas leur localisation.

On ne retrouvait pas non plus de différence significative entre les CDR des pièces anatomiques et des sujets sains en passif globalement. En revanche, il existait des différences en fonction de la position de la main au cours du mouvement pouvant être expliqué par le tonus musculaire.

- sur l'axe des (x) pour le radius où les CDR étaient au dessus de l'EPM alors que pour les CDR des pièces anatomiques ils étaient en dessous de neutre à pronation (NS),

- sur l'axe des (y) pour le radius les CDR étaient plus en dehors chez les sujets sains par rapport aux pièces anatomiques en neutre et pronation (NS),

_ sur l'axe des (z) de neutre à pronation pour le radius et l'ulna où les CDR étaient plus en arrière chez les sujets sains que les pièces anatomiques (S).

Ces différences de translation peuvent s'expliquer par le tonus du biceps brachial plus fort en pronation qu'en supination au repos.

7.4 Étude de la rotation de l'avant-bras

	Année	Angle de déviation ulnaire = translation de l'ulna	Distance de cisaillement = variance ulnaire
Epner (61)	1982		Supination : variance ulnaire augmente (Ulna plus court) Pronation : variance ulnaire diminue (Radius plus court) Influencé par la position du poignet
Palmer (55)	1982		Différence entre pronation et supination de 0,6 mm
Fischer (2)	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 (84)	2000		Variance à 0 en position neutre Variance augmente en pronation
Schuurman(49)	2001		Ulna plus long en pronation Ulna plus court en supination Un grip maximal diminuait l'index radio ulnaire
Yeh(48)	2001		Supination maximale : -1 mm Rotation neutre : -0,8 mm Pronation maximale : -0,4 mm
Weinberg(53)	2001	Mouvement d'excentration de l'ulna pendant la pronation supination d'angle 7.14°	
Kasten(52)	2004	Valgus de 5,8° à 90° de pronation Varus de 8,3° à 90° de supination Amplitude 14,14°	
Tay(7)	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(9)	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(6)	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(85)	2012		3,5 mm ± 1,2 mm pour les fovéas plates 1,2 ± 1,1 mm pour les fovéas concaves

Angle de flexion

L'angle de flexion n'a pas été de 90° comme souhaité dans le protocole. En effet, pour les pièces anatomiques la moyenne de flexion était de 76° et pour les sujets sains elle était de 88°. L'angle de flexion peut faire varier la variance ulnaire en particulier entre 0° et 90°, cependant cette différence serait infra millimétrique (9).

L'angle de déviation angulaire de l'ulna :

Cet angle représente la translation en varus ou en valgus de l'ulna au cours de la rotation de l'avant bras. Peu d'auteurs ont étudié cette translation, Weinberg en 2001 (53) avait mesuré cet angle par IRM sur 36 avant-bras et retrouvait une translation en valgus de 7,14° de la tête ulnaire. Après fixation de l'humérus, il retrouvait le même angle démontrant que cette translation se fait bien dans l'articulation huméro-ulnaire et non dans l'articulation gléno-humérale. Kasten en 2004 (52) retrouvait un angle de 14,14° sur des pièces anatomiques. Cependant, cette mesure prenait en compte la translation du radius et de l'ulna et pourrait donc expliquer cette différence de grandeur par rapport à Weinberg.

Dans notre étude, on retrouvait un angle allant jusqu'à 8° pour les pièces anatomiques sans peau, 10° avec peau et 13° pour les sujets sains en passif. Ces valeurs étaient du même ordre de grandeur que la littérature. De plus, indépendamment de la position des capteurs, cet angle augmente progressivement de façon linéaire au cours de la rotation de l'avant bras et ce que les capteurs soient sur l'os ou la peau. Etant donné le faible écart mesuré entre les pièces anatomiques, et la même tendance de courbe, nous pensons que le glissement cutané n'influence pas de façon majeure nos résultats. Le VICON® serait donc un outil intéressant pour calculer cet angle.

Entre les pièces anatomiques et les sujets sains en passif, on retrouvait une différence de 3°, là encore nous ne pouvons pas conclure entre l'existence ou non d'une différence. Cependant les courbes évoluant également de la même façon, nous pensons que le tonus musculaire ne modifierait pas de façon majeure cet angle.

Distance de cisaillement de l'ulna

Cette distance représente la translation de l'ulna dans le plan frontal au cours de la rotation de l'avant-bras. Elle correspondrait à la variance ulnaire.

La variance ulnaire a déjà beaucoup été étudiée, elle aurait un rôle diagnostique pour les pathologies de l'articulation radio ulnaire distale et influencerait sur sa thérapeutique (55,84). De nombreuses études radiologiques se sont intéressées à cette mesure et à ces variations en fonction de la position de la main et de la trajectoire des rayons X. Il en résultait qu'en pronation la variance ulnaire diminuait (2,9,48,49,55,61,84). La force de poigne diminuerait également cette mesure (61,86,87). La mesure normale de la variance ulnaire du coude 0 90° en pronation a pour valeur normale 2 mm. Toutes ces études ont été réalisées en statique, aucune étude dynamique n'a été retrouvée dans la littérature.

Dans notre étude nous avons retrouvé des courbes d'allure opposées entre les pièces anatomiques avec les capteurs sur la peau et ceux avec les capteurs sur l'os. En effet au cours de la rotation de l'avant bras on retrouvait une translation de l'ulna vers le bas de la supination à la position neutre puis une translation vers le haut de la position neutre à la pronation pour les pièces anatomiques avec peau et les sujets sains. On retrouvait l'inverse pour les pièces anatomiques avec les capteurs sur l'os. De même, les moyennes étaient très différentes entre les pièces anatomiques avec peau 3mm et les sujets sains 4mm, par rapport aux pièces anatomiques sans peau ou elle était de 12mm. Les résultats avec les capteurs sur la peau concordaient avec ceux de Tay (7), mais il réalisait ces mesures associées à une force de poigne. Compte tenue de ces grandes disparités, nous pensons que cette méthode ne permet pas une étude correcte du déplacement de l'ulna vers le haut ou le bas.

8 CONCLUSION

La biomécanique du coude nous est encore peu connue malgré l'arrivée de l'imagerie. Il nous semble nécessaire d'en connaître son fonctionnement dynamique pour mieux appréhender la pathologie et améliorer le dessin des prothèses de coude.

En effet, actuellement les prothèses articulaires ont une durée de vie de 7 à 20 ans (88,89). Les arthroplasties non contraintes ont une durée de vie meilleure. Les prothèses doivent préserver au mieux la cinématique articulaire sans entraîner de contraintes mécaniques au niveau des scellements intra-osseux.

Nous avons donc réalisé ce travail afin de développer une méthode dynamique en trois dimensions pour étudier les mouvements de l'avant-bras de façon non invasive.

Le centre de rotation (CDR) du coude sur des pièces anatomiques a été calculé en mettant les capteurs infra-rouges sur l'os puis sur la peau. Cette information n'avait encore jamais été recherchée à notre connaissance. En effet, jusqu'à maintenant les études s'efforçaient à localiser l'axe de rotation instantané au cours de la flexion du coude. Dans notre étude aucune différence entre les CDR de nos pièces anatomiques avec les capteurs sur l'os ou la peau n'a été retrouvée. Ceci nous a permis de situer le centre de rotation par rapport à l'épicondyle médial. Il se trouverait 7 mm en dessous, 3 mm médialement et 4 mm en avant de celle-ci.

Les translations de l'ulna en varus/valgus par l'angle de déviation de l'ulna ont ensuite été analysées. On retrouvait un angle allant jusqu'à 8° pour les pièces anatomiques avec les capteurs sur l'os et 10° quand les capteurs étaient sur la peau. L'allure des courbes, la similarité de nos résultats entre nos populations et la concordance avec la littérature nous amène à penser que cette méthode pourrait avoir sa place pour l'étude de ces translations. En revanche le calcul de la distance de cisaillement de l'ulna nous a donné des résultats incohérents.

Cette méthode d'étude de la cinématique du coude en trois dimensions est une étude qui nous apparaît préliminaire. Nous pensons pouvoir encore affiner nos calculs et donc la précision de nos données brutes en collaborant avec des ingénieurs spécialisés, afin de pouvoir étudier les translations des CDR au cours du mouvement.

9 BIBLIOGRAPHIE

1. RAY RD, JOHNSON RJ, JAMESON RM. Rotation of the forearm; an experimental study of pronation and supination. *J Bone Joint Surg Am.* oct 1951;33-A(4):993-996.
2. 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.
3. Mino DE, Palmer AK, Levinsohn EM. The role of radiography and computerized tomography in the diagnosis of subluxation and dislocation of the distal radioulnar joint. *J Hand Surg Am.* janv 1983;8(1):23-31.
4. Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, Yamazaki N. In vivo motion analysis of forearm rotation utilizing magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics.* juin 1999;14(5):315-320.
5. Tay S-C, Primak AN, Fletcher JG, Schmidt B, Amrami KK, Berger RA, et al. Four-dimensional computed tomographic imaging in the wrist: proof of feasibility in a cadaveric model. *Skeletal Radiol.* déc 2007;36(12):1163-1169.
6. 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.
7. 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 Am.* avr 2007;32(4):450-458.
8. 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. *Clinical Biomechanics.* 2006;21, Supplement 1:S9-S12.
9. 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 Am.* sept 2009;34(7):1261-1268.
10. Anglin C, Wyss UP. Review of arm motion analyses. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000;214(5):541-555.
11. 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.
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.* mars 2008;30(2):103-111.

13. 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.
14. Sauvage A. Etude expérimentale de la cinématique du coude sain : analyse tridimensionnelle à l'aide du VICON 370 et electromyographique de surface. [Lille]: Université Lille 2; 2009.
15. Potter HP. The Obliquity of the Arm of the Female in Extension. The Relation of the Forearm with the Upper Arm in Flexion. *J Anat Physiol*. juill 1895;29(Pt 4):488-491.
16. 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*. févr 2004;26(1):19-23.
17. Gattamelata D, Pezzuti E, Valentini PP. Accurate geometrical constraints for the computer aided modelling of the human upper limb. *Computer-Aided Design*. juill 2007;39(7):540-547.
18. An K-N. Kinematics and constraint of total elbow arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. févr 2005;14(1 Suppl S):168S-173S.
19. 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.
20. Tanaka S, An KN, Morrey BF. Kinematics and laxity of ulno-humeral joint under varus-valgus stress. *J Musculoskel Res*. 1998;2:45-54.
21. 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.
22. Morrey BF, Tanaka S, An KN. Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. *Clin. Orthop. Relat. Res*. avr 1991;(265):187-195.
23. 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*. mars 2000;18(2):195-202.
24. Duck TR, Dunning CE, King GJW, Johnson JA. Variability and repeatability of the flexion axis at the ulnohumeral joint. *J. Orthop. Res*. mai 2003;21(3):399-404.
25. Morrey BF, Chao EY. Passive motion of the elbow joint. *J Bone Joint Surg Am*. juin 1976;58(4):501-508.
26. A.I. Kapandji. le coude. *Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine*. 2005. p. 76-144.
27. London JT. Kinematics of the elbow. *J Bone Joint Surg Am*. avr 1981;63(4):529-535.

28. Deland JT, Garg A, Walker PS. Biomechanical basis for elbow hinge-distractor design. *Clin. Orthop. Relat. Res.* févr 1987;(215):303-312.
29. Shiba R, Sorbie C, Siu DW, Bryant JT, Cooke TD, Wevers HW. Geometry of the humeroulnar joint. *J. Orthop. Res.* 1988;6(6):897-906.
30. Alcid JG, Ahmad CS, Lee TQ. Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clin Sports Med.* oct 2004;23(4):503-517, vii.
31. 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 Am.* 2 avr 2013;
32. 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 Shoulder Elbow Surg.* août 2004;13(4):441-447.
33. K N An, Morrey BF. The elbow and its disorders. *J Hand Surg. Philadelphia;* 1993;53-72.
34. 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.
35. 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.
36. Regan WD, Korinek SL, Morrey BF, An KN. Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clin. Orthop. Relat. Res.* oct 1991;(271):170-179.
37. Fuss FK. The ulnar collateral ligament of the human elbow joint. Anatomy, function and biomechanics. *J. Anat.* avr 1991;175:203-212.
38. 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.
39. Floris S, Olsen BS, Dalstra M, Sjøbjerg JO, Sneppen O. The medial collateral ligament of the elbow joint: anatomy and kinematics. *J Shoulder Elbow Surg.* août 1998;7(4):345-351.
40. 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.
41. 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 Shoulder Elbow Surg.* août 2012;21(8):1006-1012.

42. Petrie S, Collins JG, Solomonow M, Wink C, Chuinard R, D'Ambrosia R. Mechanoreceptors in the human elbow ligaments. *J Hand Surg Am.* mai 1998;23(3):512-518.
43. 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 Am.* janv 2009;34(1):116-123.
44. Dumontier C. Examen clinique du coude. *Maitrise orthopedique.* oct 1998;(77).
45. Youm Y, Dryer RF, Thambyrajah K, Flatt AE, Sprague BL. Biomechanical analyses of forearm pronation-supination and elbow flexion-extension. *J Biomech.* 1979;12(4):245-255.
46. Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y. [A biomechanical analysis of pronation-supination of the forearm using magnetic resonance imaging: dynamic changes of the interosseous membrane of the forearm during pronation-supination]. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi.* janv 1994;68(1):14-25.
47. 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. *Clinical Biomechanics.* déc 2010;25(10):979-983.
48. Yeh GL, Beredjikian PK, Katz MA, Steinberg DR, Bozentka DJ. Effects of forearm rotation on the clinical evaluation of ulnar variance. *J Hand Surg Am.* nov 2001;26(6):1042-1046.
49. 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.
50. Linscheid RL. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clin. Orthop. Relat. Res.* févr 1992;(275):46-55.
51. Jafari D, Taheri H, Shariatzade H, Mazhar FN, Jalili A, Ghahramani M. Radiographic indices in one hundred fifty normal Iranian wrists. *Med J Islam Repub Iran.* août 2012;26(3):132-139.
52. 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.
53. 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.
54. 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.
55. Palmer AK, Glisson RR, Werner FW. Ulnar variance determination. *J Hand Surg Am.* juill 1982;7(4):376-379.

56. King GJ, McMurtry RY, Rubenstein JD, Ogston NG. Computerized tomography of the distal radioulnar joint: correlation with ligamentous pathology in a cadaveric model. *J Hand Surg Am.* sept 1986;11(5):711-717.
57. King GJ, McMurtry RY, Rubenstein JD, Gertzbein SD. Kinematics of the distal radioulnar joint. *J Hand Surg Am.* nov 1986;11(6):798-804.
58. Vieilledent Stéphane. Comparaison de systèmes d'analyse du mouvement 3D. INSEP; 2002.
59. 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.
60. Stanley D. Prevalence and etiology of symptomatic elbow osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg.* nov 1994;3(6):386-389.
61. Epner RA, Bowers WH, Guilford WB. Ulnar variance--the effect of wrist positioning and roentgen filming technique. *J Hand Surg Am.* mai 1982;7(3):298-305.
62. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* mai 1990;8(3):383-392.
63. Leardini A, Cappozzo A, Catani F, Toksvig-Larsen S, Petitto A, Sforza V, et al. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech.* janv 1999;32(1):99-103.
64. Halvorsen K. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *J Biomech.* juill 2003;36(7):999-1008.
65. Chang LY, Pollard NS. Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *J Biomech.* 2007;40(6):1392-1400.
66. 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.
67. 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.
68. Stokdijk M, Biegstraaten M, Ormel W, de Boer YA, Veeger HE, Rozing PM. Determining the optimal flexion-extension axis of the elbow in vivo - a study of interobserver and intraobserver reliability. *J Biomech.* sept 2000;33(9):1139-1145.
69. 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 Am.* juill 1992;17(4):698-703.

70. 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.
71. Szczerbik E, Kalinowska M. The influence of knee marker placement error on evaluation of gait kinematic parameters. *Acta Bioeng Biomech.* 2011;13(3):43-46.
72. 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.
73. McMahan PJ, Kaplan LD. *Current Diagnosis & Treatment in Orthopedics.* H.B. Skinner. McGraw-Hill Medical, New York; 2006.
74. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin. Orthop. Relat. Res.* mai 2003;(410):69-81.
75. Blaha JD, Mancinelli CA, Simons WH, Kish VL, Thyagarajan G. Kinematics of the human knee using an open chain cadaver model. *Clin. Orthop. Relat. Res.* mai 2003;(410):25-34.
76. Andriacchi TP, Dyrby CO, Johnson TS. The use of functional analysis in evaluating knee kinematics. *Clin. Orthop. Relat. Res.* mai 2003;(410):44-53.
77. 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.
78. 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.
79. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* oct 1997;(343):144- 150.
80. 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.
81. 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.
82. 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.
83. Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech.* mars 2001;34(3):355- 361.

84. Tomaino MM. The importance of the pronated grip x-ray view in evaluating ulnar variance. *J Hand Surg Am.* mars 2000;25(2):352- 357.
85. 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 Am.* avr 2012;37(4):729- 735.
86. Friedman SL, Palmer AK, Short WH, Levinsohn EM, Halperin LS. The change in ulnar variance with grip. *J Hand Surg Am.* juill 1993;18(4):713- 716.
87. Friedman SL, Palmer AK. The ulnar impaction syndrome. *Hand Clin.* mai 1991;7(2):295- 310.
88. Barlow JD, Morrey BF, O'Driscoll SW, Steinmann SP, Sanchez-Sotelo J. Activities after total elbow arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 9 mars 2013;
89. Gschwend N, Simmen BR, Matejovsky Z. Late complications in elbow arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* avr 1996;5(2 Pt 1):86- 96.

10 ANNEXES

Annexe : Données anthropométriques des pièces anatomiques

pièces anatomiques	Numéro	Sexe	Age	L bras	L AVB	Circ bras	Circ sup AVB	Circ inf AVB
1	403	H	99	320	260	160	180	135
2	414	H	63	320	260	220	220	170
3	417	H	80	330	270	210	210	170
4	473	F	86	300	230	250	190	150
5	495	H	63	340	300	245	210	175
6	479	F	60	310	250	240	200	150
7	480	F	97	290	230	270	200	170
8	476	F	89	320	270	290	250	200
9	509	H	73	330	280	225	210	180
10	499	H	86	310	290	200	215	175
Moyenne globale			79,6	317	264	231	208,5	167,5
Ecart type			13,52	14,17	22	34,98	17,89	17,35
Moyenne Hommes			77,33	325	276,66	210	207,5	167,5
Ecart type Hommes			12,78	9,57	14,90	26,29	12,82	14,93
moyenne Femmes			83	305	245	262,5	210	167,5
Ecart type Femmes			13,87	11,18	16,58	19,20	23,45	20,46

Annexe : Données anthropométriques des sujets sains

sujets sains	Noms	Sexe	Age	Poids	Taille	MD	L bras	L AVB	Circ bras	Circ sup AVB	Circ inf AVB
1	Elvire	F	29	56	165	D	280	260	270	240	170
2	Pascale	F	28	56	171	D	300	260	235	235	150
3	Clémence	F	27	62	175	D	320	280	290	250	180
4	Roxane	F	22	55	162	D	290	250	270	220	155
5	Flora	F	28	72	175	D	310	270	330	285	170
6	Sabine	F	30	58	163	D	310	270	300	275	160
7	Adèle	F	25	72	158	D	280	240	330	260	170
8	Capucine	F	29	65	160	D	290	260	340	285	170
9	Alexandra	F	25	54	171	D	305	260	255	220	160
10	Aurélie	F	24	57	170	D	305	250	255	250	160
11	Nounja	F	28	55	159	D	310	255	260	235	150
12	Capucine 2	F	29	62	170	D	305	240	275	235	165
13	Claire	F	24	52	161	D	290	260	275	250	165
14	Marine	F	21	60	168	D	310	270	290	255	175
15	Joséphine	F	22	60	177	D	320	280	275	240	170
16	Pierre	H	24	64	164	D	290	260	305	275	170
17	Carl	H	26	66	177	D	270	270	310	260	180
18	Aimen	H	24	62	175	G	290	260	280	250	185
19	Sébastien	H	26	75	169	D	320	275	330	305	195
20	Aurélien	H	27	65	174	D	300	270	310	260	160
21	Kevin	H	26	72	177	D	340	275	330	280	165
22	Edouard	H	22	76	180	D	315	280	320	280	180
23	Pierrick	H	24	70	197	D	325	290	300	285	160
24	Stéphane	H	28	75	184	D	310	280	310	285	195
25	Jérôme	H	34	66	180	D	320	280	280	270	185
26	Matthieu	H	27	75	179	D	345	290	290	280	180
27	Nicolas	H	29	70	182	G	330	290	280	260	180
28	Charles	H	27	72	187	D	335	270	270	270	180
29	Gatien	H	29	67	180	D	340	275	280	270	180
30	Cédric	H	31	95	194	D	380	300	330	290	190
Moyenne			26,5	65,53	173,47		311,17	269	292,5	261,83	171,83
Ecart type moyenne Hommes			2,92	8,96	9,70		22,54	14,3	26,76	21,27	12,01
Ecart type moyenne Femmes			26,93	71,33	179,94		320,67	277,7	301,67	274,67	179
Ecart type Hommes			2,93	7,67	8,21		26,07	10,93	19,97	13,60	10,68
Ecart type Femmes			26,0	59,73	167		301,67	260,3	283,33	249	164,67
Ecart type Hommes			2,86	5,86	6,08		12,47	11,9	29,42	19,77	8,46

Annexe : Moyennes et écart types des mesures lors de la pronation

Sujets sains Passif	Angle PS (degré)	Angle Flexion (degré)	Angle déviation de l'ulna (degré)	Distance latéralité ulna (mm)	Distance cisaillement ulna (mm)
Moyenne	86,94	85,40	5,92	21,26	-3,98
Ecart type	19,60	17,75	1,83	9,41	4,44
Moyenne hommes	87,62	85,69	5,89	21,09	-3,88
Ecart type	19,58	17,98	1,85	9,53	4,48
Moyenne femmes	88,15	86,20	5,90	20,62	-3,74
Ecart type	19,66	18,10	1,90	9,43	4,50
Pièces anatomiques	Angle PS (degré)	Angle Flexion (degré)	Angle déviation de l'ulna (degré)	Distance latéralité ulna (mm)	Distance cisaillement ulna (mm)
Moyenne globale	85,46	76,60	4,98	12,29	-0,61
Ecart type	24,43	9,13	2,16	13,38	3,27
Moyenne os	86,13	77,37	4,83	11,18	-0,54
Ecart type	24,93	8,76	2,11	12,86	3,35
Moyenne peau	85,86	77,10	5,18	12,72	-0,62
Ecart type	25,04	9,12	2,05	13,62	3,36
Moyenne hommes Peau	85,86	77,10	5,18	12,72	-0,62
Ecart type	25,04	9,12	2,05	13,62	3,36
Moyenne Homme Os	86,13	77,37	4,83	11,18	-0,54
Ecart type	24,93	8,76	2,11	12,86	3,35
Moyenne Femme Peau	85,69	77,75	4,30	7,64	-3,25
Ecart type	16,05	9,88	1,4	8,87	3,18
Moyenne Femme Os	80,83	74,84	3,91	7,06	-2,39
Ecart type	16,27	10,89	0,86	8,34	3,57

Annexe : Formules mathématiques utilisées

1. Calcul du centre de gravités d'un objet

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

2. Calcul d'un angle

Soient 3 points A, B, C qui font un "V" dans l'espace de coordonnées :

A (A_x, A_y, A_z), B (B_x, B_y, B_z), C (C_x, C_y, C_z)

Pour trouver l'angle A (en position quelconque), on considère les vecteurs \overrightarrow{AB} et \overrightarrow{AC} .

$$AB_x = B_x - A_x \quad AB_y = B_y - A_y \quad AB_z = B_z - A_z$$

$$AC_x = C_x - A_x \quad AC_y = C_y - A_y \quad AC_z = C_z - A_z$$

$$\text{L'angle } \hat{A} = \arccos\left(\frac{\overrightarrow{AB} \cdot \overrightarrow{AC}}{\|\overrightarrow{AB}\| \cdot \|\overrightarrow{AC}\|}\right)$$

Avec :

$$\overrightarrow{AB} \cdot \overrightarrow{AC} = AB_x \cdot AC_x + AB_y \cdot AC_y + AB_z \cdot AC_z$$

$$\|\overrightarrow{AB}\| = \sqrt{(AB_x)^2 + (AB_y)^2 + (AB_z)^2}$$

$$\|\overrightarrow{AC}\| = \sqrt{(AC_x)^2 + (AC_y)^2 + (AC_z)^2}$$

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

L'angle \hat{A} sera exprimé en radians.

3. Calcul d'une distance entre 2 points

Soient 2 points A, B dans l'espace.

A(A_x, A_y, A_z), B(B_x, B_y, B_z)

On considère le vecteur AB

La longueur du vecteur \overline{AB} est définie par : $\sqrt{(Bx - Ax)^2 + (By - Ay)^2 + (Bz - Az)^2}$

4. Calcul de l'angle de flexion du coude

L'angle de flexion du coude α était défini entre le V deltoïdien, l'épicondyle latéral et la styloïde ulnaire. Les points A, B et C sont définis par leurs coordonnées (Ax,Ay,Az),

$$\alpha = \cos^{-1} \left\{ \frac{(Bx - Ax) \cdot (Cx - Ax) + (By - Ay) \cdot (Cy - Ay) + (Bz - Az) \cdot (Cz - Az)}{\sqrt{(Bx - Ax)^2 + (By - Ay)^2 + (Bz - Az)^2} \cdot \sqrt{(Cx - Ax)^2 + (Cy - Ay)^2 + (Cz - Az)^2}} \right\}$$

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

Le décalage entre la surface cutanée et le centre des marqueurs n'influençait pas la mesure car ce décalage se faisait dans le même plan (Fig. x).

5. Analyse du mouvement de pronation de l'avant bras

Calcul de l'angle de pronation

Tout comme pour l'angle α , l'angle β est défini en position quelconque par les vecteurs $\overline{UR_0}$ et $\overline{UR_1}$.

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

Calcul de l'angle γ de déviation angulaire de l'ulna

Tout comme pour l'angle α et β , l'angle γ est défini en position quelconque par les vecteurs $\overline{E_M U_0}$ et $\overline{E_M U_1}$.

$$\gamma = \cos^{-1} \left\{ \frac{(U_0x - E_Mx) \cdot (U_1x - E_Mx) + (U_0y - E_My) \cdot (U_1y - E_My) + (U_0z - E_Mz) \cdot (U_1z - E_Mz)}{\sqrt{(U_0x - E_Mx)^2 + (U_0y - E_My)^2 + (U_0z - E_Mz)^2} \cdot \sqrt{(U_1x - E_Mx)^2 + (U_1y - E_My)^2 + (U_1z - E_Mz)^2}} \right\}$$

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

Calcul de l'angle de pronation supination clinique :

Dans le plan (XY), sans donc prendre en compte les coordonnées Z qui sont dans le plan sagittal.

Calcul de l'angle M :

Défini comme étant l'angle dont le sommet est le milieu M de RAD (position initiale = supination) - RAD (position finale = pronation) et par les points H (situé sur une droite horizontale passant par M) et RAD (position variable). L'angle \hat{M} sera exprimé en radians.

$$\text{L'angle } \hat{M} = \arccos\left(\frac{\overline{MRAD} \cdot \overline{MH}}{\|\overline{MRAD}\| \cdot \|\overline{MH}\|}\right) \quad \text{avec : } \overline{MRAD} \cdot \overline{MH} = MRAD_x \cdot MH_x + MRAD_y \cdot MH_y$$

$$\|\overline{MRAD}\| = \sqrt{(MRAD_x^2 + MRAD_y^2)}$$

$$\|\overline{MH}\| = \sqrt{(MH_x^2 + MH_y^2)}$$

Annexe : tableau représentant les données KO

flexion neutre avec peau	47	Flexion neutre passif	163
>120	18	>120	59
0-30	8	0-30	24
30-60	4	30-60	22
60-90	3	60-90	23
90-120	8	90-120	16
Global	6	Global	19
Flexion neutre sans peau	82	Flexion pronation passif	188
>120	21	>120	39
0-30	12	0-30	39
30-60	10	30-60	23
60-90	15	60-90	25
90-120	14	90-120	36
Global	10	Global	26
flexion pronation avec peau	52	Flexion supination passif	130
>120	22	>120	41
0-30	10	0-30	28
30-60	5	30-60	21
60-90	3	60-90	11
90-120	7	90-120	15
Global	5	Global	14
Flexion pronation sans peau	70	Total général	481
>120	16		
0-30	8		
30-60	12		
60-90	11		
90-120	15		
Global	8		
flexion supination avec peau	52		
>120	19		
0-30	11		
30-60	4		
60-90	3		
90-120	10		
Global	5		
Flexion supination sans peau	65		
>120	19		
0-30	9		
30-60	9		
60-90	7		
90-120	12		
Global	9		
Total général	368		

Annexe : Centres de rotation en flexion supination des pièces anatomiques

angle	os	sexe	cadavre os	x	y	z	sexe	cadavre peau	x	y	z
0-30	Radius	F	479	2	-23	-12	H	417	13	-9	-15
0-30	Radius	F	473	7	-15	17	H	499	30	23	11
0-30	Radius	H	499	-14	-1	-1	H	509	5	-11	5
0-30	Radius	H	509	-3	1	6					
0-30	Radius	H	414	-23	-9	8					
0-30	Ulna	F	476	17	7	4	H	417	1	-7	-13
0-30	Ulna	H	495	4	-2	-2	F	473	0	-8	-12
0-30	Ulna	H	499	-1	1	6	F	476	-22	-4	1
0-30	Ulna	H	414	2	5	18	F	480	13	7	8
0-30	Ulna						H	495	18	3	6
0-30	Ulna						H	499	-19	-3	6
0-30	Ulna						H	414	-3	-2	6
30-60	Radius	H	417	18	5	31	H	417	20	16	8
30-60	Radius	F	473	37	34	31	F	473	28	19	5
30-60	Radius	H	495	15	2	10	F	476	-6	-9	20
30-60	Radius	H	509	14	17	6	H	495	18	-8	21
30-60	Radius	H	403	-18	4	5	H	499	10	-10	14
30-60	Radius	H	414	-5	-17	21	H	509	13	5	15
30-60	Radius						H	403	-4	-5	15
30-60	Radius						H	414	10	-5	14
30-60	Ulna	H	417	13	5	16	F	479	7	-5	-8
30-60	Ulna	F	473	-1	-15	16	H	417	6	-2	1
30-60	Ulna	H	495	36	20	7	F	473	-6	4	-17
30-60	Ulna	H	499	12	18	3	F	476	-12	-2	7
30-60	Ulna	H	509	3	3	4	H	495	1	-28	6
30-60	Ulna	H	403	3	0	0	H	499	4	-7	10
30-60	Ulna						H	403	0	24	-35
30-60	Ulna						H	414	8	-4	14
60-90	Radius	H	417	9	-10	22	F	479	14	0	-20
60-90	Radius	F	473	11	2	15	H	417	7	-2	11
60-90	Radius	H	495	14	1	19	F	473	4	-2	14
60-90	Radius	H	499	17	11	19	F	476	3	1	23
60-90	Radius	H	403	-15	-25	7	H	495	9	-6	-2
60-90	Radius	H	414	10	1	13	H	499	13	-6	2
60-90	Radius						H	509	10	-4	10
60-90	Radius						H	403	19	16	5
60-90	Radius						H	414	5	-7	-6
60-90	Ulna	H	417	2	7	-8	F	479	4	-6	-9
60-90	Ulna	F	473	3	1	8	H	417	8	-6	9
60-90	Ulna	H	495	25	3	15	F	473	1	2	-8
60-90	Ulna	H	499	3	-2	5	F	476	-6	8	3
60-90	Ulna	H	509	0	2	-3	H	495	5	-3	-4
60-90	Ulna	H	403	0	2	-2	H	499	5	-6	9
60-90	Ulna	H	414	15	1	21	H	403	16	2	-4
60-90	Ulna						H	414	7	-3	10
90-120	Radius	H	417	0	-10	-3	F	479	8	-7	3
90-120	Radius	F	473	3	-19	20	H	417	-10	8	-1
90-120	Radius	H	495	16	-15	4	F	473	7	-6	1
90-120	Radius	H	403	7	-7	5	F	480	-8	-12	24
90-120	Radius						H	499	24	-12	12
90-120	Radius						H	414	4	-5	23
90-120	Ulna	H	417	12	0	6	F	479	8	-2	0
90-120	Ulna	F	473	6	-4	1	H	417	0	0	-1
90-120	Ulna	H	495	13	-5	-2	F	473	0	1	-1
90-120	Ulna	H	403	0	0	1	H	499	13	8	13
90-120	Ulna						H	414	11	0	10
>120	Radius						F	476	5	0	0
>120	Radius						H	509	21	1	3
>120	Ulna	H	499	3	2	-1	F	476	-5	1	2
Global	Radius	F	479	2	-23	-12	H	417	5	-5	7
Global	Radius	H	417	28	16	40	F	473	31	24	8
Global	Radius	F	473	32	28	25	F	476	6	7	17
Global	Radius	H	495	31	19	16	H	499	24	8	13
Global	Radius	H	509	13	10	13	H	509	15	3	13
Global	Radius	H	414	-4	-17	21	H	403	-8	-34	3
Global	Ulna	H	479	4	-31	42	F	479	5	-5	-9
Global	Ulna	H	417	9	0	14	H	417	4	-6	2
Global	Ulna	F	473	-3	-19	15	F	473	-12	-7	-17
Global	Ulna	F	476	17	7	4	F	476	-11	0	3
Global	Ulna	H	495	3	-10	0	H	495	12	-8	5
Global	Ulna	H	499	14	22	4	H	499	-9	-24	7
Global	Ulna	H	403	0	7	-6	H	403	7	1	-18
Global	Ulna						H	414	-5	-20	10

Annexe : centres de rotation en flexion pronation des pièces anatomiques

Angle	os	sexe	cadavre os	x	y	z	sexe	cadavre peau	x	y	z
0-30	Radius	H	417	7	0	2	F	473	0	5	7
0-30	Radius	F	473	-39	-37	1	F	476	-6	7	11
0-30	Radius	H	499	-28	-40	1	H	480	37	8	11
0-30	Radius	H	509	1	-1	0	H	495	30	10	15
0-30	Radius	H	414	-5	4	11	H	499	0	0	2
0-30	Radius						H	509	3	-2	-1
0-30	Ulna	F	479	0	1	6	F	473	-4	-10	-20
0-30	Ulna	H	417	-6	2	17	F	476	-3	3	12
0-30	Ulna	F	473	15	5	24	H	495	20	-10	11
0-30	Ulna	H	499	0	12	7	H	499	-16	-12	5
0-30	Ulna	H	414	-8	6	22					
30-60	Radius	H	417	37	21	16	F	479	8	-6	-5
30-60	Radius	H	495	20	2	3	F	476	-39	-34	8
30-60	Radius	H	499	9	6	-2	F	480	-1	-8	13
30-60	Radius	H	509	32	33	6	H	495	21	-5	6
30-60	Radius	H	414	3	-6	11	H	499	18	10	3
30-60	Radius						H	509	15	-3	1
30-60	Radius						H	403	3	-12	4
30-60	Ulna	H	417	16	-11	23	F	479	8	-5	-6
30-60	Ulna	H	499	11	16	3	F	473	-5	1	-3
30-60	Ulna	H	414	-25	-23	18	F	476	-16	-17	13
30-60	Ulna						F	480	-6	-23	20
30-60	Ulna						H	495	3	-25	7
30-60	Ulna						H	499	10	-5	13
30-60	Ulna						H	403	17	-7	12
30-60	Ulna						H	414	13	-3	17
60-90	Radius	H	417	12	-8	6	F	479	17	4	-9
60-90	Radius	F	473	18	2	12	H	417	3	46	3
60-90	Radius	F	476	37	25	8	F	473	-8	-12	4
60-90	Radius	H	495	3	-15	3	F	480	2	-7	14
60-90	Radius	H	499	6	-4	-2	H	495	20	-1	-5
60-90	Radius	H	509	5	-8	1	H	499	9	-3	-3
60-90	Radius	H	403	-1	-15	-4	H	509	11	1	-4
60-90	Radius						H	403	11	-6	2
60-90	Radius						H	414	-5	-20	7
60-90	Ulna	H	417	24	22	4	F	479	13	6	-6
60-90	Ulna	H	495	12	-4	3	F	473	2	-10	10
60-90	Ulna	H	499	11	11	-2	F	476	10	-5	24
60-90	Ulna	H	509	6	2	-2	F	480	-3	-27	28
60-90	Ulna						H	495	-1	-13	-14
60-90	Ulna						H	499	13	-23	34
60-90	Ulna						H	509	8	-30	28
60-90	Ulna						H	403	16	-13	15
60-90	Ulna						H	414	9	13	3
90-120	Radius	F	473	22	-3	3	F	479	11	-6	-2
90-120	Radius	F	476	-2	-7	-1	F	473	-4	-13	3
90-120	Radius	H	495	12	-9	-2	F	480	4	0	2
90-120	Radius	H	403	14	4	3	H	509	6	-2	-1
90-120	Radius						H	403	11	-11	2
90-120	Radius						H	414	31	11	13
90-120	Ulna	F	473	19	-5	3	H	509	20	5	-3
90-120	Ulna	H	403	9	-6	-6	F	479	15	2	-1
90-120	Ulna						F	473	-6	-13	-9
90-120	Ulna						F	476	11	5	12
90-120	Ulna						F	480	2	-3	1
90-120	Ulna						H	403	26	9	24
90-120	Ulna						H	414	16	-1	8
>120	Radius	H	495	20	1	1					
>120	Radius	H	499	8	6	-2					
>120	Radius	H	414	11	-5	10					
>120	Ulna	H	495	16	0	-5					
>120	Ulna	H	499	5	3	7					
>120	Ulna	H	414	-10	-32	27					
Global	Radius	H	417	34	18	14	F	479	15	-1	-3
Global	Radius	F	473	36	21	19	F	480	0	-4	9
Global	Radius	F	476	38	25	8	H	495	47	24	18
Global	Radius	H	495	17	0	0	H	499	34	30	8
Global	Radius	H	499	10	7	-3	H	509	13	2	-4
Global	Radius	H	509	22	18	4	H	403	5	-16	2
Global	Radius	H	403	-10	-27	3					
Global	Radius	H	414	19	5	11					
Global	Ulna	F	479	40	-27	18	F	479	15	2	-1
Global	Ulna	H	417	9	-19	21	F	473	-9	-18	2
Global	Ulna	F	473	38	22	27	F	476	-11	-15	15
Global	Ulna	H	499	12	20	4	F	480	-14	-25	14
Global	Ulna	H	414	-10	-32	26	H	495	3	-22	6
Global	Ulna						H	499	8	-2	10
Global	Ulna						H	403	16	-9	12
Global	Ulna						H	414	3	-14	15

Annexe : Centres de rotation en flexion neutre des pièces anatomiques

angle	os	sexe	cadavre os	x	y	z	sexe	cadavre peau	x	y	z
0-30	Radius	F	479	5	-8	-10	H	417	1	-1	1
0-30	Radius	F	473	2	-9	13	F	476	-29	-23	-2
0-30	Radius	H	495	8	-5	-1	F	480	3	-2	4
0-30	Radius	H	509	5	-7	15	H	495	-25	-30	-10
0-30	Radius	H	414	-4	3	8	H	509	3	-3	-1
0-30	Ulna	F	479	21	6	-11	H	417	0	0	0
0-30	Ulna	H	417	-3	3	12	F	476	-2	1	8
0-30	Ulna	H	414	8	14	19	H	495	9	0	9
0-30	Ulna						H	509	22	21	3
30-60	Radius	F	479	3	-7	-7	F	479	9	-8	-4
30-60	Radius	H	417	33	25	31	H	417	-6	-12	6
30-60	Radius	F	473	4	-6	15	F	480	-3	1	8
30-60	Radius	H	495	5	-4	-3	H	495	24	-2	18
30-60	Radius	H	499	5	4	-1	H	499	2	-2	2
30-60	Radius	H	509	0	0	4	H	509	8	5	-4
30-60	Radius	H	403	-20	-36	3	H	403	9	6	11
30-60	Radius	H	414	-1	-4	11	H	414	-6	-14	6
30-60	Ulna	F	479	-1	-5	-10	F	479	25	9	-1
30-60	Ulna	H	417	6	-21	21	H	417	13	0	11
30-60	Ulna	H	403	-13	-4	-3	F	473	9	3	5
30-60	Ulna						F	476	-14	-19	15
30-60	Ulna						F	480	2	-5	17
30-60	Ulna						H	495	23	-13	20
30-60	Ulna						H	499	21	-2	15
30-60	Ulna						H	403	6	-2	-3
30-60	Ulna						H	414	-1	-26	17
60-90	Radius	H	417	12	-2	4	F	479	-3	-20	-7
60-90	Radius	H	495	9	2	-7	H	417	-35	-61	-6
60-90	Radius	H	499	3	-2	0	F	473	3	-9	6
60-90	Radius	H	403	1	-1	-1	F	480	-6	-1	1
60-90	Radius						H	495	26	2	0
60-90	Radius						H	499	13	12	1
60-90	Radius						H	509	10	5	-1
60-90	Radius						H	403	22	4	5
60-90	Ulna	H	417	6	-1	3	F	479	8	-1	-10
60-90	Ulna	H	495	12	-1	-3	H	417	19	18	-1
60-90	Ulna	H	403	-2	-17	16	F	473	22	19	5
60-90	Ulna						F	476	3	-3	16
60-90	Ulna						F	480	-5	7	3
60-90	Ulna						H	495	24	2	2
60-90	Ulna						H	499	20	5	6
60-90	Ulna						H	403	30	21	-12
60-90	Ulna						H	414	14	-7	17
90-120	Radius	F	473	3	-9	13	F	479	0	-8	-1
90-120	Radius	H	495	4	-6	1	H	417	10	-8	2
90-120	Radius	H	509	22	27	4	F	473	-13	23	10
90-120	Radius	H	403	-7	-12	-2	F	476	0	-1	1
90-120	Radius	H	414	0	-13	18	H	403	8	-4	0
90-120	Radius						H	414	3	6	-8
90-120	Ulna	H	495	8	-1	-15	F	479	6	-10	-1
90-120	Ulna	H	403	3	-4	0	H	417	10	-8	-3
90-120	Ulna						F	473	21	-12	4
90-120	Ulna						F	476	-18	-21	-3
90-120	Ulna						H	403	10	-3	-4
90-120	Ulna						H	414	10	-6	0
>120	Radius	H	499	12	-8	-2	F	480	-8	0	0
>120	Ulna						F	480	2	0	-1
Global	Radius	F	479	5	-7	-9	F	479	-3	-21	-7
Global	Radius	H	417	28	19	27	H	417	21	15	8
Global	Radius	F	473	4	-7	14	F	476	-30	-25	3
Global	Radius	F	480	52	61	1	F	480	-8	0	3
Global	Radius	H	495	5	-4	-2	H	495	16	-7	10
Global	Radius	H	499	4	4	0	H	509	10	0	2
Global	Radius	H	509	23	27	4	H	403	-1	-23	4
Global	Radius	H	403	0	-1	5					
Global	Radius	H	414	2	-8	18					
Global	Ulna	F	479	17	2	-8	F	479	12	-1	-4
Global	Ulna	H	417	1	-24	17	H	417	17	5	9
Global	Ulna	H	403	-5	-21	11	F	473	2	-6	4
Global	Ulna						F	476	-15	-20	15
Global	Ulna						H	495	23	-3	14
Global	Ulna						H	499	23	-1	16
Global	Ulna						H	403	16	-6	3
Global	Ulna						H	414	0	-23	16

Annexe : Centres de rotation des sujets sains en flexion pronation en passif

Angle	Os	sexe	sujets sains	X	Y	Z	sexe	sujets sains	X	Y	Z
0-30	Radius	H	Carl	-4	0	11	F	Aurelie	-2	0	8
0-30	Radius	H	Jérôme	-11	-23	12	F	Clemence	-12	-3	16
0-30	Radius	H	Pierre	-24	-25	13	F	Josephine	0	0	0
0-30	Radius	H	Pierrick	18	-3	6	F	Nounja	2	-3	0
0-31	Radius						F	Roxane	-7	-11	10
0-30	Ulna	H	Carl	28	9	22	F	Aurelie	2	1	10
0-30	Ulna	H	Kevin	36	33	-1	F	Capucine 2	-13	-23	-9
0-30	Ulna	H	Pierre	-11	-12	11	F	Clemence	0	1	6
0-30	Ulna						F	Josephine	0	0	0
0-30	Ulna						F	Nounja	-6	-17	-12
0-30	Ulna						F	Roxane	-2	2	13
30-60	Radius	H	Aimen	-10	-32	1	F	Alexandra	-8	-7	-19
30-60	Radius	H	Aurelien	6	3	0	F	Aurelie	-7	-24	1
30-60	Radius	H	Carl	-19	-37	-10	F	Capucine 2	-10	-26	2
30-60	Radius	H	Cedric	6	-4	-2	F	Clemence	-13	-27	6
30-60	Radius	H	Charles	-35	-21	-24	F	Elvire 1	-1	-4	10
30-60	Radius	H	Jérôme	10	-7	10	F	Flora	-22	-37	-3
30-60	Radius	H	Kevin	-11	-21	-1	F	Josephine	-1	7	-15
30-60	Radius	H	Nicolas	1	2	-8	F	Nounja	-9	-24	-7
30-60	Radius	H	Pierrick	1	-16	-7	F	Roxane	-20	-38	3
30-60	Radius	H	Sebastien	-8	-28	-6					
30-60	Ulna	H	Aurelien	18	9	-5	F	Capucine 1	2	-2	3
30-60	Ulna	H	Charles	-30	36	-22	F	Clemence	-12	-24	-3
30-60	Ulna	H	Jérôme	9	-35	26	F	Elvire 1	13	-14	24
30-60	Ulna	H	Kevin	-8	-22	4	F	Pascale	-19	-28	-19
30-60	Ulna	H	Pierre	35	12	23	F	Roxane	38	8	30
30-60	Ulna	H	Pierrick	17	11	-13					
30-60	Ulna	H	Sebastien	-19	-9	-16					
60-90	Radius	H	Aimen	-10	-39	2	F	Capucine 2	-8	-20	-6
60-90	Radius	H	Aurelien	1	-1	-5	F	Claire	-24	-36	9
60-90	Radius	H	Cedric	0	-11	-2	F	Elvire 1	-7	-14	14
60-90	Radius	H	Jérôme	17	-8	8	F	Pascale	-12	-35	-7
60-90	Radius	H	Kevin	1	15	2	F	Roxane	-2	-14	5
60-90	Radius	H	Matthieu	-5	4	-21					
60-90	Radius	H	Nicolas	-12	-15	-7					
60-90	Radius	H	Pierre	5	-5	3					
60-90	Radius	H	Sebastien	-5	-3	-21					
60-90	Radius	H	Stephane	-24	-33	-7					
60-90	Ulna	H	Aurelien	24	8	1	F	Capucine 1	10	-1	12
60-90	Ulna	H	Edouard	-6	-18	-1	F	Clemence	-14	-19	-14
60-90	Ulna	H	Gatien	-2	-7	-25	F	Elvire 1	15	-34	34
60-90	Ulna	H	Jérôme	16	-32	28	F	Flora	3	-9	5
60-90	Ulna	H	Kevin	-12	-20	-4	F	Pascale	4	0	1
60-90	Ulna	H	Pierre	16	-5	21					
60-90	Ulna	H	Pierrick	22	-13	27					
90-120	Radius	H	Aimen	-26	-30	-11	F	Capucine 2	-11	-4	-8
90-120	Radius	H	Edouard	-9	-23	-3	F	Elvire 1	-2	-4	8
90-120	Radius	H	Jérôme	0	10	7	F	Nounja	-23	-28	2
90-120	Radius	H	Kevin	3	-4	1	F	Pascale	-7	-23	7
90-120	Radius	H	Pierre	-7	-19	-5	F	Sabine	-14	-16	-6
90-120	Ulna	H	Cedric	-7	-24	-13	F	Capucine 1	11	16	-36
90-120	Ulna	H	Kevin	14	16	9	F	Claire	-3	-12	-9
90-120	Ulna	H	Pierre	15	5	7	F	Clemence	3	-14	18
90-120	Ulna	H	Pierrick	-8	7	5	F	Elvire 1	29	23	0
90-121	Ulna						F	Nounja	1	6	37
90-122	Ulna						F	Pascale	6	-8	17
90-123	Ulna						F	Sabine	26	20	24
>120	Radius	H	Aurelien	-28	-34	-3	F	Capucine 2	11	23	10
>120	Radius	H	Carl	-11	8	-8	F	Elvire 1	24	25	15
>120	Radius	H	Cedric	-8	-22	3	F	Lucie	-22	-13	-13
>120	Radius	H	Matthieu	26	-1	5	F	Sabine	-16	-6	3
>120	Ulna	H	Aimen	16	-11	3	F	Capucine 2	-7	-13	6
>120	Ulna	H	Carl	2	-3	-2	F	Claire	1	-6	0
>120	Ulna	H	Cedric	0	-7	-3	F	Elvire 1	-20	-23	6
>120	Ulna	H	Gatien	7	-5	5	F	Pascale	12	-12	-16
>120	Ulna	H	Matthieu	-16	9	-8					
>120	Ulna	H	Sebastien	-19	1	-8					
Global	Radius	H	Aimen	-2	-8	-4	F	Adele	-35	-51	-6
Global	Radius	H	Aurelien	-5	-12	-4	F	Aurelie	-22	-37	-6
Global	Radius	H	Cedric	-20	-38	-1	F	Capucine 2	-12	-21	-2
Global	Radius	H	Jérôme	13	8	3	F	Clemence	-15	-28	7
Global	Radius	H	Nicolas	-3	0	-7	F	Elvire 1	-28	-39	2
Global	Radius	H	Pierre	-10	-21	2	F	Flora	-25	-37	-1
Global	Radius	H	Pierrick	10	-1	0	F	Nounja	6	16	-2
Global	Radius	H	Stephane	-18	-21	-6	F	Pascale	-2	-16	8
Global	Ulna	H	Aurelien	1	-15	-13	F	Capucine 1	-1	-4	3
Global	Ulna	H	Jérôme	22	8	14	F	Capucine 2	7	5	-2
Global	Ulna	H	Kevin	11	27	-5	F	Clemence	1	-12	8
Global	Ulna	H	Pierre	16	1	15	F	Elvire 1	0	-17	19
Global	Ulna	H	Sebastien	-2	-8	-5	F	Flora	-17	-36	2
Global	Ulna						F	Pascale	0	-19	6
Global	Ulna						F	Sabine	13	20	8

Annexe : Centres de rotation en flexion supination des sujets sains en passif

Angle	Os	sexe	sujets sains	X	Y	Z	sexe	sujets sains	X	Y	Z
0-30	Radius	H	Aurelien	31	16	-3	F	Alexandra	6	0	-2
0-30	Radius	H	Edouard	-11	1	7	F	Aurelie	-9	4	7
0-30	Radius	H	Gatien	21	23	5	F	Capucine 1	-21	-13	18
0-30	Radius	H	Jérôme	37	30	-1	F	Capucine 2	20	14	13
0-30	Radius	H	Kevin	-6	-13	8	F	Clemence	24	9	17
0-30	Radius	H	Nicolas	36	14	38	F	Flora	-17	-21	-4
0-30	Radius	H	Pierrick	7	1	12	F	Nounja	22	8	13
0-30	Radius	H	Sebastien	-2	0	-4	F	Pascale	-20	2	2
0-30	Radius	H	Stephane	6	-15	-27	F	Sabine	-1	2	2
0-30	Ulna	H	Aurelien	1	-1	0	F	Adele	-11	18	-14
0-30	Ulna	H	Carl	5	7	10	F	Aurelie	-18	-9	11
0-30	Ulna	H	Gatien	-24	-10	8	F	Capucine 1	-36	-6	11
0-30	Ulna	H	Kevin	14	15	3	F	Capucine 2	14	0	-1
0-30	Ulna	H	Pierre	1	-2	-1	F	Josephine	5	-10	-9
0-30	Ulna	H	Pierrick	-19	-7	20	F	Pascale	-15	-14	8
0-30	Ulna	H	Sebastien	-28	12	-22	F	Roxane	42	10	13
0-30	Ulna						F	Sabine	-26	-19	17
30-60	Radius	H	Aurelien	29	19	28	F	Alexandra	24	13	31
30-60	Radius	H	Edouard	7	18	38	F	Capucine 1	15	13	16
30-60	Radius	H	Gatien	25	-1	29	F	Capucine 2	20	10	14
30-60	Radius	H	Jérôme	0	4	1	F	claire	-10	-28	12
30-60	Radius	H	Kevin	13	18	22	F	Clemence	2	-14	21
30-60	Radius	H	Mathieu	7	6	-8	F	Elvire 1	21	9	43
30-60	Radius	H	Nicolas	27	22	6	F	Josephine	38	7	22
30-60	Radius	H	Pierre	17	-4	14	F	Nounja	24	18	28
30-60	Radius	H	Pierrick	24	7	22	F	Roxane	19	-6	21
30-60	Radius	H	Stephane	-3	-9	-4	F	Sabine	-4	-9	13
30-60	Ulna	H	Aurelien	19	-7	14	F	Alexandra	-12	-7	-26
30-60	Ulna	H	Carl	29	14	27	F	Aurelie	10	-18	25
30-60	Ulna	H	Cedric	8	-12	15	F	Capucine 1	-2	-13	17
30-60	Ulna	H	Gatien	14	-4	13	F	Capucine 2	11	9	-8
30-60	Ulna	H	Jérôme	-10	7	2	F	claire	1	-12	2
30-60	Ulna	H	Kevin	10	-3	20	F	Clemence	10	-21	19
30-60	Ulna	H	Pierre	14	0	4	F	Elvire 1	0	-5	11
30-60	Ulna	H	Pierrick	16	-3	4	F	Pascale	9	-10	14
30-60	Ulna	H	Stephane	10	4	-4	F	Roxane	3	-14	1
30-61	Ulna						F	Sabine	1	-4	9
60-90	Radius	H	Aimen	12	-15	24	F	Alexandra	27	3	-3
60-90	Radius	H	Aurelien	23	9	1	F	Aurelie	15	-11	26
60-90	Radius	H	Carl	11	-14	28	F	Capucine 1	3	-4	10
60-90	Radius	H	Cedric	11	-8	19	F	Capucine 2	28	11	29
60-90	Radius	H	Charles	2	-28	-24	F	claire	33	13	35
60-90	Radius	H	Edouard	10	3	29	F	Clemence	2	1	0
60-90	Radius	H	Gatien	13	-7	24	F	Elvire 1	8	-1	-7
60-90	Radius	H	Jérôme	-3	-12	21	F	Flora	-10	-13	5
60-90	Radius	H	Kevin	22	28	11	F	Josephine	32	17	-8
60-90	Radius	H	Mathieu	12	8	23	F	Nounja	14	-5	16
60-90	Radius	H	Nicolas	-7	-17	-20	F	Pascale	5	-17	19
60-90	Radius	H	Pierre	5	-16	13	F	Roxane	20	0	-6
60-90	Radius	H	Pierrick	22	-4	-3	F	Sabine	-3	-12	12
60-90	Radius	H	Stephane	1	-8	12					
60-90	Ulna	H	Aurelien	16	-4	11	F	Alexandra	2	-9	0
60-90	Ulna	H	Carl	12	-5	6	F	Aurelie	11	-18	27
60-90	Ulna	H	Cedric	12	-11	21	F	Capucine 1	5	3	13
60-90	Ulna	H	Gatien	17	-18	38	F	Capucine 2	25	21	0
60-90	Ulna	H	Jérôme	-8	-3	3	F	claire	2	-24	16
60-90	Ulna	H	Kevin	8	2	3	F	Clemence	6	-17	12
60-90	Ulna	H	Nicolas	-15	-4	-28	F	Elvire 1	3	-1	14
60-90	Ulna	H	Pierre	22	0	13	F	Flora	23	10	20
60-90	Ulna	H	Pierrick	17	4	-1	F	Nounja	2	43	-57
60-90	Ulna	H	Stephane	17	-2	14	F	Pascale	14	-19	27
60-91	Ulna						F	Roxane	9	-20	16
60-92	Ulna						F	Sabine	-4	-23	14
90-120	Radius	H	Aimen	6	-3	2	F	Alexandra	-6	-22	11
90-120	Radius	H	Aurelien	6	7	3	F	Aurelie	12	-2	14
90-120	Radius	H	Carl	4	-15	25	F	Capucine 2	12	3	-7
90-120	Radius	H	Cedric	17	0	-4	F	claire	15	0	-5
90-120	Radius	H	Charles	14	-6	3	F	Clemence	12	0	3
90-120	Radius	H	Edouard	-12	-16	11	F	Elvire 1	-4	-9	9
90-120	Radius	H	Gatien	22	-2	10	F	Josephine	19	13	-13
90-120	Radius	H	Kevin	13	-8	5	F	Nounja	6	-2	0
90-120	Radius	H	Pierre	5	-6	7	F	Pascale	16	3	3
90-120	Radius	H	Pierrick	31	-5	8	F	Roxane	12	-4	2
90-120	Radius	H	Sebastien	-7	-3	-6	F	Sabine	7	3	3
90-120	Ulna	H	Aimen	3	-9	-4	F	Adele	-12	9	-32
90-120	Ulna	H	Aurelien	8	-3	-4	F	Alexandra	0	-3	-3
90-120	Ulna	H	Carl	6	-17	24	F	Aurelie	6	-10	-6
90-120	Ulna	H	Cedric	19	6	-36	F	Capucine 1	0	-1	1
90-120	Ulna	H	Charles	13	-7	-22	F	Capucine 2	7	6	-38
90-120	Ulna	H	Edouard	-9	-19	24	F	Elvire 1	3	-3	3
90-120	Ulna	H	Gatien	20	3	4	F	Flora	3	3	-2
90-120	Ulna	H	Kevin	1	-23	-3	F	Nounja	3	4	0
90-120	Ulna	H	Pierre	5	-5	-3	F	Pascale	13	-1	1
90-120	Ulna	H	Pierrick	12	-6	-5	F	Roxane	12	0	0
90-121	Ulna						F	Sabine	2	-1	0
>120	Radius	H	Cedric	0	0	0	F	Alexandra	4	6	20
>120	Radius	H	Jérôme	10	-5	0	F	Aurelie	6	0	-5
>120	Radius						F	Capucine 2	3	4	3
>120	Radius						F	claire	2	-3	-2
>120	Radius						F	Clemence	5	-3	3
>120	Radius						F	Elvire 1	6	-5	6
>120	Radius						F	Flora	-10	-12	0
>120	Radius						F	Josephine	5	-1	-2
>120	Radius						F	Sabine	-4	13	-3
>120	Ulna	H	Cedric	0	0	0	F	Alexandra	2	3	-1
>120	Ulna	H	Jérôme	9	-2	0	F	Aurelie	9	5	7
>120	Ulna						F	claire	0	0	-1
>120	Ulna						F	Clemence	3	-1	0
>120	Ulna						F	Elvire 1	-9	-22	-12
>120	Ulna						F	Flora	-15	1	-8
>120	Ulna						F	Josephine	-2	3	-7
>120	Ulna						F	Sabine	8	-4	0

Annexe : Centres de rotation en flexion neutre en passif des sujets sains

Angle	os	Sexe	sujets sains	X	Y	Z	sexe	sujets sains	X	Y	Z
0-30	Radius	H	Aimen	-14	-2	11	F	Alexandra	2	-14	-2
0-30	Radius	H	Carl	-5	0	10	F	Aurelie	-4	-10	14
0-30	Radius	H	Charles	7	-2	-11	F	Capucine 2	1	-1	-3
0-30	Radius	H	Edouard	-23	-5	15	F	Claire	-19	-29	-3
0-30	Radius	H	Gatien	1	-13	1	F	Clemence	-21	-14	5
0-30	Radius	H	Jérôme	35	39	15	F	Elvire 1	-35	-11	4
0-30	Radius	H	Kevin	-10	-16	3	F	Josephine	7	1	3
0-30	Radius	H	Pierre	1	-1	-1	F	Lucie	-15	-38	-1
0-30	Radius	H	Pierrick	26	39	11	F	Pascale	6	-2	-7
0-30	Radius	H	Stephane	-11	6	1	F	Sabine	-19	-6	9
0-30	Ulna	H	Aimen	0	0	-1	F	Alexandra	-4	17	-6
0-30	Ulna	H	Carl	2	4	23	F	Aurelie	-21	-7	16
0-30	Ulna	H	Edouard	-4	1	13	F	Capucine 2	-4	-3	-5
0-30	Ulna	H	Jérôme	-5	5	25	F	Clemence	-21	-18	2
0-30	Ulna	H	Stephane	4	1	0	F	Elvire 1	20	0	42
0-30	Ulna						F	Flora	1	1	8
0-31	Ulna						F	Josephine	2	-19	-17
30-60	Radius	H	Aimen	-15	-35	-1	F	Alexandra	3	-10	2
30-60	Radius	H	Cedric	-16	-22	-5	F	Aurelie	0	-7	7
30-60	Radius	H	Edouard	-8	-16	2	F	Capucine 1	4	10	-2
30-60	Radius	H	Gatien	-8	-10	-4	F	Claire	-27	-40	1
30-60	Radius	H	Jérôme	17	4	27	F	Clemence	-1	-6	16
30-60	Radius	H	Kevin	-23	-20	-12	F	Elvire 1	-14	-16	-1
30-60	Radius	H	Pierre	-24	-37	-7	F	Josephine	10	-3	-7
30-60	Radius	H	Pierrick	5	5	-5	F	Lucie	-19	-33	-15
30-60	Radius	H	Sebastien	-14	-29	-4	F	Nounja	-15	-2	-7
30-60	Radius	H	Stephane	-14	-18	-5	F	Pascale	2	-9	19
30-60	Radius						F	Roxane	-2	-5	7
30-60	Radius						F	Sabine	0	-4	15
30-60	Ulna	H	Cedric	14	-1	8	F	Aurelie	31	-7	37
30-60	Ulna	H	Gatien	18	-3	9	F	Capucine 1	-7	-21	9
30-60	Ulna	H	Jérôme	1	-32	26	F	Elvire 1	22	-17	30
30-60	Ulna	H	Kevin	34	30	18	F	Pascale	16	0	21
30-60	Ulna						F	Roxane	23	16	16
30-60	Ulna						F	Sabine	-6	-13	16
60-90	Radius	H	Aurelien	20	7	0	F	Aurelie	-3	-9	-4
60-90	Radius	H	Cedric	-22	-33	2	F	Capucine 1	-16	-19	-4
60-90	Radius	H	Edouard	-14	-21	-12	F	Clemence	-15	-35	-14
60-90	Radius	H	Gatien	-14	-19	4	F	Elvire 1	-16	-20	-8
60-90	Radius	H	Jérôme	4	2	-3	F	Lucie	-16	-20	-14
60-90	Radius	H	Kevin	-22	7	10	F	Nounja	-22	-13	-11
60-90	Radius	H	Pierre	-2	-17	-4	F	Pascale	6	0	17
60-90	Radius	H	Sebastien	-2	-7	-6	F	Roxane	7	4	22
60-90	Radius	H	Stephane	-18	-23	3	F	Sabine	0	-1	4
60-90	Ulna	H	Aurelien	19	-14	-18	F	Alexandra	14	3	-31
60-90	Ulna	H	Cedric	6	-12	11	F	Capucine 1	-6	-11	2
60-90	Ulna	H	Gatien	17	6	-1	F	Elvire 1	26	22	2
60-90	Ulna	H	Jérôme	11	-24	34	F	Pascale	11	-3	15
60-90	Ulna	H	Kevin	28	27	-27	F	Roxane	17	-19	28
60-90	Ulna	H	Pierre	38	4	42					
90-120	Radius	H	Carl	-11	-34	-16	F	Aurelie	-5	-16	10
90-120	Radius	H	Cedric	5	28	19	F	Capucine 1	-26	-17	-7
90-120	Radius	H	Gatien	-7	-17	6	F	Capucine 2	-13	-15	-11
90-120	Radius	H	Jérôme	5	2	-1	F	Claire	-17	-22	2
90-120	Radius	H	Kevin	3	0	5	F	Clemence	-11	-13	11
90-120	Radius	H	Matthieu	-15	-5	-2	F	Elvire 1	-19	-8	16
90-120	Radius	H	Nicolas	12	-31	6	F	Lucie	-27	-23	-1
90-120	Radius	H	Pierre	-2	1	-2	F	Nounja	-17	3	0
90-120	Radius	H	Stephane	-24	-11	-15	F	Pascale	14	-10	0
90-121	Radius						F	Roxane	5	-3	5
90-122	Radius						F	Sabine	-8	-8	-7
90-120	Ulna	H	Aimen	-15	-17	-22	F	Alexandra	3	-3	-32
90-120	Ulna	H	Cedric	18	9	16	F	Aurelie	17	-3	6
90-120	Ulna	H	Charles	12	-4	-5	F	Capucine 1	-7	-18	27
90-120	Ulna	H	Gatien	23	5	5	F	Capucine 2	1	7	-8
90-120	Ulna	H	Kevin	26	-2	2	F	Claire	13	9	1
90-120	Ulna	H	Matthieu	2	-11	-3	F	Clemence	5	-10	16
90-120	Ulna	H	Pierre	7	-2	-6	F	Elvire 1	11	-5	7
90-120	Ulna	H	Stephane	-3	-16	-16	F	Nounja	30	-4	5
90-121	Ulna						F	Pascale	8	-18	29
90-122	Ulna						F	Roxane	23	0	4
90-123	Ulna						F	Sabine	2	-13	14
>120	Radius						F	Capucine 2	-11	1	-7
>120	Ulna	H	Cedric	13	-11	1	F	Capucine 2	2	1	-9

Annexe : Distance EPL-EPM des sujets sains et des pièces anatomiques

N° Patient	DISTANCE EPL-EPM
403	82
414	94
417	93
473	76
476	97
479	71
480	82
495	94
495B	87
499	80
509	88
MOYENNE	86
ECART-TYPE	8

	DISTANCE EPL-EPM
adele	87,89165587
aimen	70,57363705
alex	56,74987815
aurelie	64,61320617
aurelien	71,11662589
capu1	89,54862835
capu2	73,44728955
carl	75,64739113
cedric	70,53717253
charles	69,6103469
claire	66,12074305
clemence	78,52538899
edouard	60,1492278
elvire1	58,61629316
elvire2	70,80560305
flora	84,89697964
gatien	68,34434389
jerome	67,8071986
josephine	53,02752334
kevin	76,2560223
lucie	81,86385286
matthieu	75,49584895
nicolas	81,53064552
nounja	52,65426809
pascale	65,96340718
pierre	72,12379315
pierrick	95,97215231
roxane	51,89150203
sabine	70,84302403
sebastien	81,04920448
stephane	95,18626683
MOYENNE	72,22126196
ECART TYPE	11,62836389

Annexe : Changement de repère

Méthode de calcul pour la deuxième étape du changement de repère : La transformation suivante permet d'intégrrer les points ACR et EPL dans un même plan (x,y, z=0) en conservant l'EPM comme origine.

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

Il correspond à l'angle entre deux vecteurs normaux à ces plans. Le cosinus de cet angle est défini par : $\cos \theta = \frac{\vec{n1} \cdot \vec{n2}}{\|\vec{n1}\| \|\vec{n2}\|}$

L'axe de rotation u permettant de passer du plan (ACR, EPL, EPM) au plan (x,y, z=0) est le produit vectoriel des deux vecteurs normés normaux à ces plans

$$\vec{U} = \vec{n1} \wedge \vec{n2}$$

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

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

L'application de cette matrice à l'ensemble des coordonnées des points du coude permet de positionner ACR et EPL à tout moment de l'expérience dans le plan (x, y, z= 0).

Méthode de calcul pour la troisième étape : La dernière rotation d'angle φ permet de positionner l'ACR sur l'axe des x en maintenant l'EPM comme origine du repère.

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

AUTEUR : Nom : GUERRE

Prénom : Elvire

Date de Soutenance : 12 juin 2013

Titre de la Thèse : Analyse expérimentale de la mobilité passive du coude et de l'avant-bras au moyen du système opto-electronique d'analyse du mouvement VICON® sur 10 pièces anatomiques et 30 sujets sains

Thèse, Médecine, Lille, 2013

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

Mots-clés : coude, cinématique, système 3D, VICON®

Résumé :

Contexte : L'étude de la cinématique du coude est indispensable pour améliorer la compréhension de ce complexe articulaire. Cependant, il n'existe pas de méthode fiable pour étudier précisément des articulations du coude de façon non invasive.

Objectif : Le but de notre étude était de mettre en place un protocole d'étude de la cinématique du coude au moyen d'un système d'analyse du mouvement de type VICON®.

Méthode : Nous avons étudié les centres de rotation (CDR) du coude ainsi que la rotation de l'avant-bras sur 10 pièces anatomiques. Le glissement cutané a été étudié en comparant les mesures réalisées avec des capteurs fixés sur l'os puis fixés sur la peau. Le protocole ainsi validé a été appliqué sur 30 sujets sains lors d'une mobilisation passive.

Résultats : Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les CDR des pièces anatomiques avec les capteurs fixés sur la peau ou sur l'os.

Le CDR global du coude était situé en dessous (7mm), en dehors (4mm) et en avant (4mm) de l'épicondyle médial. Il existait des différences significatives entre les pièces anatomiques et les sujets sains : le CDR du radius était plus haut, plus en dehors et plus en arrière en position neutre et en pronation par rapport au CDR des pièces anatomiques explicable par le tonus musculaire de base du biceps brachial.

L'étude de la rotation de l'avant-bras a conclu en un valgus de l'ulna de 10° pour les pièces anatomiques et de 13° pour les sujets sains.

Conclusion : Ce travail a permis de valider une méthode, non invasive et précise pour l'étude de la cinématique du coude. Afin d'affiner nos résultats et d'étudier les translations des centres de rotation du coude au cours du mouvement, une collaboration avec un laboratoire de biomécanique serait nécessaire. Ceci nous permettrait de comprendre plus finement le fonctionnement de cette articulation afin d'améliorer la durée de vie des arthroplasties.

Composition du Jury :

Président Monsieur le Professeur Christian FONTAINE

Assesseurs Monsieur le Professeur Christophe CHANTELOT

Monsieur le Professeur Julien GIRARD

Monsieur Jérôme CUSSONNEAU

Directeur de thèse Monsieur le Docteur Guillaume WAVREILLE

