

Université de Montréal

Amplitude de mouvement du coude
Développement d'une méthode de mesure radiographique et
identification des facteurs influents

par

Julien Chapleau

Sciences Biomédicales

Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de maîtrise
en Sciences biomédicales
option musculo-squelettique

Octobre 2012

© Julien Chapleau, 2012

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé:
Amplitude de mouvement du coude, développement d'une méthode de mesure
radiographique et identification des facteurs influents

Présenté par :
Julien Chapleau

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dre Johanne Higgins, président-rapporteur
Dre Dominique M Rouleau, directrice de recherche
Dr Yvan Petit, co-directeur
Dr François Desmeules, membre du jury

Résumé

L'instrument le plus fréquemment utilisé pour la mesure de l'amplitude de mouvement du coude est le goniomètre universel. Or celui-ci ne fait pas l'unanimité : plusieurs auteurs remettent en question sa fiabilité et validité. Cette étude détaille donc, en trois étapes, une alternative beaucoup plus précise et exacte : une méthode radiographique de mesure.

Une étude de modélisation a d'abord permis de repérer les sources d'erreur potentielles de cette méthode radiographique, à ce jour jamais utilisée pour le coude. La méthode a ensuite servi à évaluer la validité du goniomètre. À cette fin, 51 volontaires ont participé à une étude clinique où les deux méthodes ont été confrontées. Finalement, la mesure radiographique a permis de lever le voile sur l'influence que peuvent avoir différents facteurs démographiques sur l'amplitude de mouvement du coude.

La méthode radiographique s'est montrée robuste et certaines sources d'erreurs facilement évitables ont été identifiées. En ce qui concerne l'étude clinique, l'erreur de mesure attribuable au goniomètre était de $\pm 10,3^\circ$ lors de la mesure du coude en extension et de $\pm 7,0^\circ$ en flexion. L'étude a également révélé une association entre l'amplitude de mouvement et différents facteurs, dont les plus importants sont l'âge, le sexe, l'IMC et la circonférence du bras et de l'avant-bras.

En conclusion, l'erreur du goniomètre peut être tolérée en clinique, mais son utilisation est cependant déconseillée en recherche, où une erreur de mesure de l'ordre de 10° est inacceptable. La méthode radiographique, étant plus précise et exacte, représente alors une bien meilleure alternative.

Mots-clés : Coude, Amplitude de mouvement, Radiographie, Goniométrie, Mobilité

Abstract

The most commonly used instrument for elbow range of motion measurement is the universal goniometer. However great controversy remains regarding its reliability and validity. Hence this study presents an accurate and precise alternative: a radiographic method of measurement.

The limits of the radiographic method and potential sources of error were first evaluated through a biomechanical study. Fifty-one volunteers then participated in a clinical study in which this radiographic method was compared to the goniometer for elbow range of motion measurement. Finally, the great precision of radiographic measurements allowed us to study the potential influence of various demographic and anthropometric factors on elbow range of motion in the last part of this work.

Regarding the clinical study, the goniometric and radiographic methods differ but they correlate. The goniometer's measurement error was $\pm 10.3^\circ$ during extension measurement and $\pm 7.0^\circ$ for flexion. Secondly, the radiographic method provides consistent results despite malpositioning of the upper limb during radiographic image acquisition and easily preventable sources of error were identified. The study finally found an association between the range of motion and various factors, including age, sex, BMI, and the arm and forearm circumferences.

In conclusion, error associated with the use of the goniometer could be tolerated in a clinical setting, the instrument being both inexpensive and simple to use. However, its use is discouraged in the research context, where a measurement error of 10° is unacceptable. The radiographic method, being more precise and accurate, represents a much better alternative.

Keywords : Elbow, Range of motion, Radiography, Goniometry, Mobility

Table des matières

Table des matières	iii
Liste des tableaux	v
Liste des figures	vi
Liste des sigles et abréviations	vii
Remerciements	viii
Introduction	9
Anatomie	10
Chapitre 1 – Recension des écrits	15
1.1 Amplitude de mouvement.....	15
1.1.1 Cinématique.....	15
1.1.2 Amplitude de mouvement normale.....	17
1.1.3 Facteurs influençant l’amplitude de mouvement.....	20
1.1.4 Importance de la mesure de l’amplitude de mouvement en clinique.....	23
1.1.5 Importance de la mesure de l’amplitude de mouvement en recherche.....	26
1.1.6 Synthèse.....	27
1.2 Instruments de mesure de l’amplitude de mouvement du coude.....	29
1.2.1 Goniomètre.....	29
1.2.2 Estimation visuelle.....	34
1.2.3 Méthode photographique.....	36
1.2.4 Applications pour téléphones intelligents.....	36
1.2.5 Inclinomètre.....	38
1.2.6 Electrogoniomètre.....	39
1.2.7 Autres méthodes de mesure.....	39
1.3 Synthèse.....	41
Chapitre 2 – Hypothèses et objectifs	42
2.1 Problématique.....	42
2.2 Objectif et hypothèse principaux.....	43
2.3 Objectifs et hypothèses spécifiques.....	43

Chapitre 3 – Méthodologie de recherche	45
3.1 Etude clinique.....	45
3.1.1 Examen physique.....	47
3.1.2 Examen radiologique.....	48
3.1.3 Incidence radiographique latérale.....	50
3.1.4 Mesure radiographique.....	52
3.1.5 Statistiques utilisées.....	54
3.2 Étude de simulation radiographique.....	56
Chapitre 4 – Présentation des articles	61
<i>Does Malpositioning of the Arm Influence Radiographic Range of Motion Measurement?</i>	62
<i>Validity of Goniometric Elbow Measurements: Comparative Study with a Radiographic Method.</i>	76
<i>Demographic and Anthropometric Factors Affecting the Elbow Range of Motion in Healthy Adults</i>	92
Chapitre 5 – Discussion	106
Chapitre 6 - Conclusion et perspectives	115
Annexes	i

Liste des tableaux

Tableau I : <i>Mayo Elbow Performance Score</i> (MEPS)	25
Tableau II : Principales études concernant la fiabilité du goniomètre	33
Tableau III : Coûts des principaux instruments de mesure d'amplitude de mouvement	109
Tableau IV : Comparatif des associations démontrées entre l'amplitude de mouvement du coude et 6 facteurs couramment étudiés	114

Liste des figures

Figure 1 : Anatomie de l'humérus distal	10
Figure 2 : Anatomie du cubitus proximal et du radius proximal	11
Figure 3 : Structures ligamentaires du coude	13
Figure 4 : Structures limitant l'amplitude de mouvement du coude	16
Figure 5 : Définition de l'arc de mouvement du coude	17
Figure 6 : Goniomètre universel	28
Figure 7 : Repères utilisés pour la mesure goniométrique du coude	30
Figure 8 : Application pour téléphone intelligent	36
Figure 9 : Exemple tiré du Compendium d'activité physique d'Ainsworth et coll.	45
Figure 10 : Positionnement lors de la mesure radiographique de la flexion	47
Figure 11 : Latéral franc radiographique	50
Figure 12 : Mesure radiographique de l'amplitude de mouvement du coude	52
Figure 13 : Reconstruction osseuse : sélection des régions d'intérêt (ROI).	56
Figure 14 : Reconstruction osseuse : modèle géométrique et lissage	56
Figure 15 : Transformation et positionnement du modèle	57
Figure 16 : Exemple de simulation de radiographie : variation de rotation	59
Figure 17 : Exemple de simulation de radiographie : variation de longueur	59

Liste des sigles et abréviations

AAOS : *American Academy of Orthopedic Surgeons*

AdM : Amplitude de mouvement

AVD : Activités de la vie domestique

AVQ : Activités de la vie quotidienne

EM : Extension maximale

FM : Flexion maximale

IMC : Indice de masse corporelle

METs : *Metabolic Equivalent of Tasks*

MEPS : *Mayo Elbow Performance Score*

ROI : Régions d'intérêt (*Region of Interest*)

Remerciements

Mes remerciements s'adressent avant tout à ma directrice de maîtrise, Dominique Rouleau. Merci de m'avoir initié à la recherche, de m'avoir fait confiance. Cette confiance parfois presque aveugle a pris plusieurs formes, d'abord en m'accueillant dans l'équipe, ensuite dans la réalisation des projets de recherche et finalement pour la présentation de mes travaux dans différents congrès. Pour tout, je demeure extrêmement reconnaissant.

Mes travaux n'auraient pas été les mêmes sans l'oeil aiguisé d'un ingénieur. Heureusement pour moi, j'en ai eu quatre! Je remercie d'abord Yvan Petit, mon codirecteur, pour sa rigueur scientifique, ses conseils et son expérience. Merci à Nicola Hagemeister et Pierre-Yves Lagacé de m'avoir accueilli au LIO et initié, le temps d'un instant, à la biomécanique. J'adresse aussi un merci tout particulier à Fanny Canet-Silvestri, qui par sa rigueur, son organisation et sa (grande) énergie a su me guider et me conseiller.

Une pensée va évidemment aux participants qui m'ont volontairement prêté leurs coudes. Un très grand merci, aussi, à trois charmantes femmes sans qui rien n'est possible : Julie, Marie-France et Stéphanie. Confidentes hors pair, leur présence a été essentielle du début à la fin.

Finalement, merci à ma famille, mes amis et au GIVSUM. Merci à tous ceux qui m'ont épaulé à un moment ou un autre, de près ou de loin.

Introduction

Ce mémoire a pour objectif de présenter et de détailler l'utilisation d'une méthode radiographique de mesure de l'amplitude de mouvement. Bien que décrite pour certaines articulations, cette méthode pourtant précise n'est pratiquement pas employée pour le coude, dont l'amplitude de mouvement est fréquemment mesurée. En guise d'entrée en la matière, une courte présentation de l'anatomie du coude est présentée dans les prochaines pages. Le chapitre 1 regroupe la recension des écrits. La première section de celle-ci détaille les connaissances actuelles concernant l'amplitude de mouvement du coude alors que la deuxième survole les principaux instruments de mesure utilisés.

Le deuxième chapitre expose succinctement les objectifs et hypothèses guidant ce travail. Le chapitre suivant décrit la méthodologie des travaux réalisés pour répondre aux questions de recherche, soit d'abord une étude clinique, puis une seconde étude de modélisation 3D. Les résultats sont présentés sous forme d'articles au quatrième chapitre. Celui-ci est divisé en trois parties où y sont inclus chacun des trois articles, publiés ou soumis pour publication. L'auteur de ce mémoire s'est significativement impliqué dans chacun d'eux, réalisant intégralement les manipulations, l'analyse des résultats et la rédaction des manuscrits. Les coauteurs de ces articles ont prêté main-forte pour peaufiner la rédaction. De plus, leur expérience a certainement été mise à profit pour l'élaboration du protocole de ces trois études et l'interprétation des données.

Une discussion, au cinquième chapitre, offre un résumé des résultats et apporte un œil critique sur l'apport de ceux-ci aux connaissances actuelles. C'est également dans ces pages que les questions de recherche sont répondues, et les hypothèses, vérifiées. Une courte conclusion termine finalement ce mémoire.

Anatomie

Le coude est unique pour la congruence remarquable de ses structures osseuses. L'humérus distal est en effet profilé pour s'articuler librement avec le cubitus et le radius sans compromettre la stabilité de l'articulation. Pour y parvenir, la diaphyse humérale s'évase dans le tiers distal pour donner naissance à deux solides piliers divergents délimitant un triangle (**Figure 1**). Ils se terminent par l'épicondyle en latéral et par l'épitrôchlée en médial. Le côté inférieur du triangle est composé de la trochlée et du capitulum.

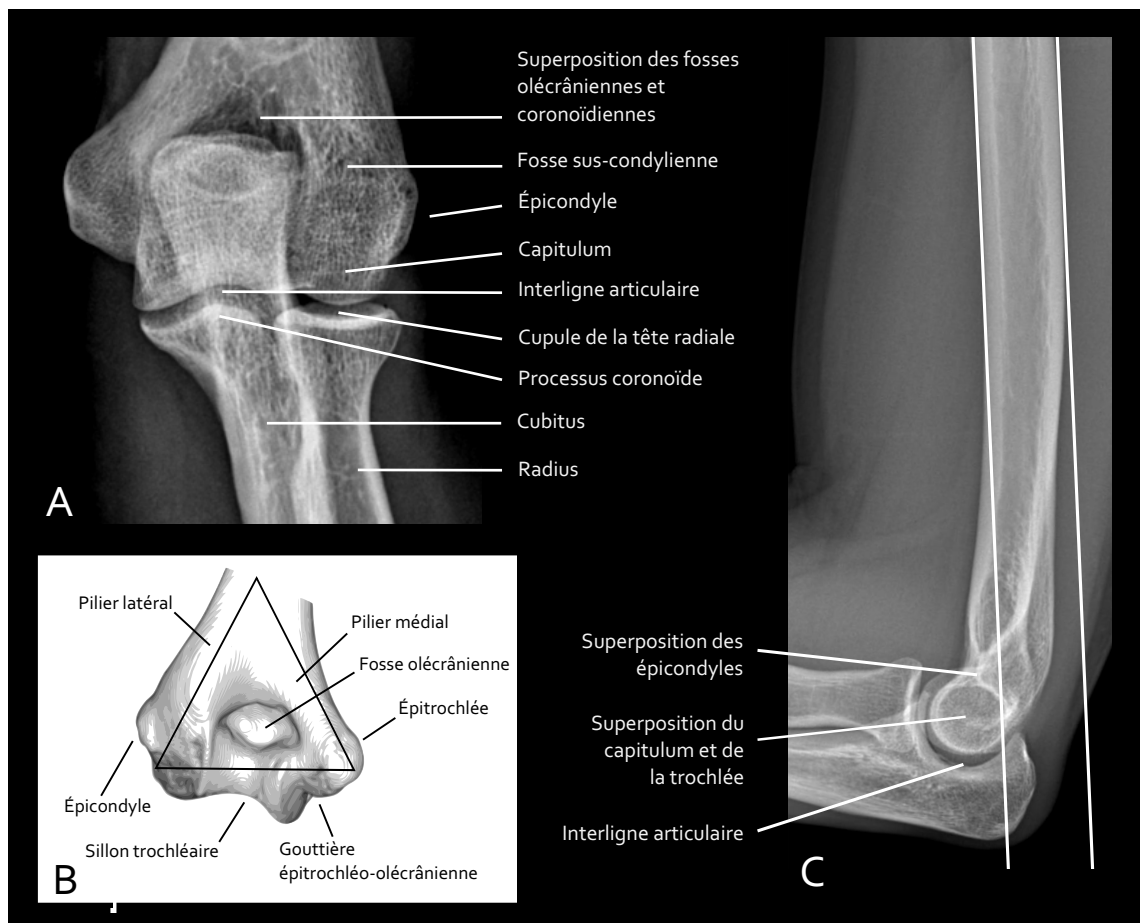


Figure 1 : Anatomie de l'humérus distal. Vue antéro-postérieure (A), postérieure (B) et latéromédiale (C) du coude. Les condyles de l'humérus sont antérieurs à l'axe de la diaphyse, représenté par les lignes parallèles de la figure C.

La trochlée, en médial, est directement responsable de la mobilité du coude. Elle est l'union du sillon trochléaire de l'humérus et de son équivalent cubital : l'incisure trochléaire. **(Figure 2)** La crête du cubitus épouse ainsi le sillon de l'humérus pour former cette articulation en charnière permettant le mouvement de flexion-extension du coude. Les extrémités de l'incisure cubitale se terminent en deux pics osseux : l'olécrâne en proximal et l'apophyse coronoïde en distal, si bien que le profil peut être comparé à une clef anglaise. La face latérale du processus coronoïde est légèrement déprimée pour permettre le glissement de la tête radiale. Il s'agit de l'articulation radioulnaire proximale. Cette articulation est surtout impliquée dans les mouvements de prosupination et ne sera pas abordée en détail. Pour terminer, ces structures osseuses, le processus coronoïde et la tête radiale, participent aussi à la stabilité de l'articulation.^{1, 12, 13, 120} Le condyle latéral, nommé capitulum, est pour sa part hémisphérique et s'articule avec la cupule de la tête radiale. À noter que le condyle et la trochlée de l'humérus sont légèrement projetés en antérieur, d'environ 30° à 45°, si bien que, d'un point de vue latéral, leur centre coïncide avec le bord antérieur de la diaphyse humérale **(Figure 1C)**.^{79, 107}

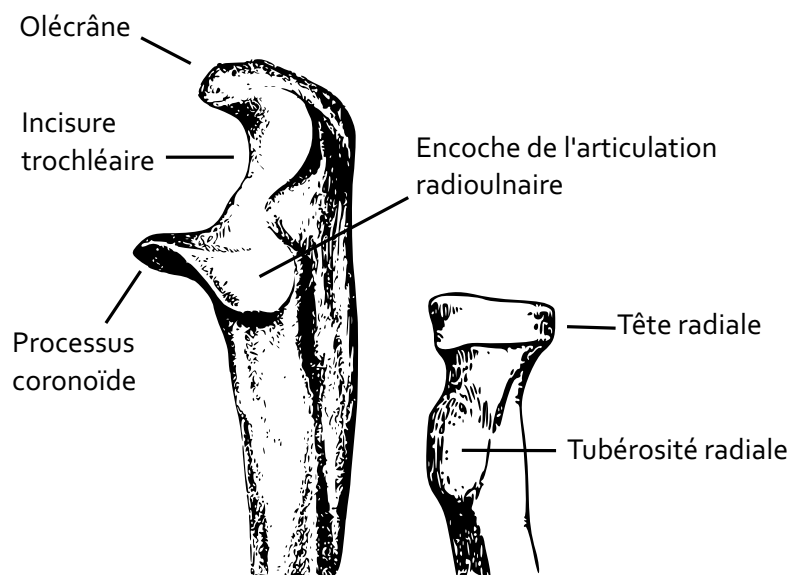


Figure 2 : Anatomie du cubitus proximal et du radius proximal. *Modifié et traduit de Gray's Anatomy, Lea and Febinger 1918, Philadelphie, É-U.*

Deux dépressions sont notables sur la face antérieure de l'humérus distal, au centre du triangle : la fosse coronoïdienne qui accueille l'apophyse du même nom ainsi que la fosse sus-condylienne occupée par la tête radiale lors de la flexion maximale. Beaucoup plus profonde, la fosse olécranienne est située sur la face postérieure. Les deux fossettes les plus importantes, l'olécranienne et coronoïdienne, sont essentielles pour permettre une flexion et une extension maximale. Autrement, moins de 90° d'amplitude de mouvement serait possible.⁷⁹

L'épicondyle médial, ou épitrochlée, est important pour l'insertion des muscles fléchisseurs et pronateurs de la main et du poignet, l'insertion du complexe ligamentaire collatéral interne ainsi que pour la gouttière épitrochléo-olécrânienne où se glisse le nerf ulnaire. Sur l'épicondyle latéral prennent insertion le ligament collatéral externe et le groupement musculaire des supinateurs-extenseurs de la main. Ce processus osseux est situé en proximal du capitulum et est moins proéminent, et par le fait même moins facilement palpable, que l'épicondyle médial.

Les ligaments collatéraux sont des épaissements des aspects médial et latéral de la capsule articulaire. Ils sont essentiels à la stabilité du coude, d'une part pour maintenir la coaptation articulaire (c.-à-d. l'emboîtement, de l'humérus et du cubitus) et d'autre part pour empêcher l'instabilité en varus-valgus.^{42, 51, 89, 107, 112, 116} Le ligament collatéral interne (LCI) est composé de trois faisceaux distincts; l'antérieur, l'oblique et le postérieur. **(Figure 3A)** Ce complexe en trois parties permet de maintenir le LCI en tension quelque soit la position du coude, en flexion ou en extension, et ainsi de limiter les mouvements de valgus.⁸⁹ L'anatomie du ligament collatéral externe (LCE) est similaire à celle du LCI. **(Figure 3B)** Le faisceau antérieur du LCE prend naissance de la surface antérieure de l'épicondyle latéral, donne des fibres verticales qui se joignent au ligament annulaire de la tête radiale et des fibres obliques qui s'insèrent sur le processus coronoïde. Le LCE limite quant à lui l'instabilité en varus.⁸⁹

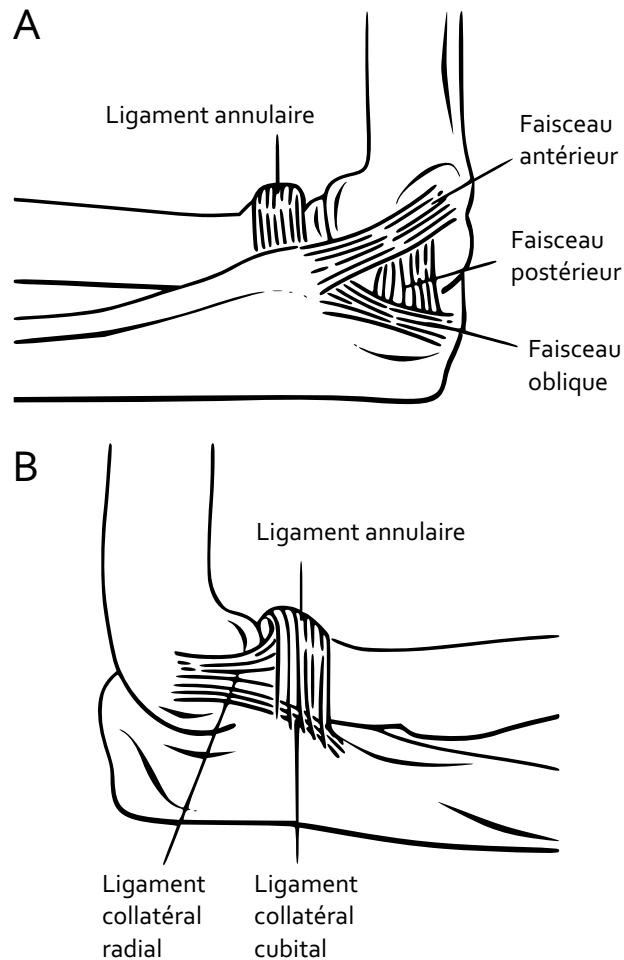


Figure 3 : Structures ligamentaires du coude. Vue médiolatérale (A) et latéromédiale (B).

Réutilisé et traduit de Current Orthopaedics, Ennis O, Miller D, and Kelly CP, (V) Fractures of the Adult Elbow. 2008; 22(2) : p. 111-131 avec la permission d'Elsevier.

Une stabilité active est assurée par le biceps, brachoradial, et le triceps. Ces muscles agissent de concert pour prévenir la luxation. Leur cocontraction augmente la pression de l'ulna contre l'humérus. Ainsi la congruence de la trochlée, et donc la stabilité du coude, est maintenue même lors d'une traction vers le bas, par exemple lorsqu'un poids est transporté le long du corps.⁸⁹ Plusieurs autres muscles s'insèrent de part et d'autre du coude et participent à la flexion ou l'extension : l'anconé, le brachialis, les muscles extenseurs-supinateurs et fléchisseurs-pronateur du poignet.⁸⁹

En conclusion, la mobilité du coude n'est pas acquise au détriment de la stabilité. Les éléments de stabilisation passive du coude sont la congruence unique des surfaces articulaires (incluant la tête radiale et le processus coronoïde), la capsule articulaire, les ligaments, et la membrane interosseuse.⁸⁹ La stabilité active est principalement assurée par le tonus musculaire des fléchisseurs et extenseurs du coude.

Chapitre 1 – Recension des écrits

1.1 Amplitude de mouvement

1.1.1 Cinématique

L'articulation ulnohumérale est une charnière (ginglyme) permettant pratiquement un seul axe de mouvement (flexion/extension).^{41,107} L'articulation radioulnaire est cependant responsable d'un axe supplémentaire de mouvement (prosupination) ce qui est essentiel pour positionner la main dans l'espace et dans toutes les positions.

L'axe de rotation du mouvement de flexion-extension est situé au centre de l'arc concentrique formé par le bas de la scissure trochléenne de l'humérus et de la périphérie du capitulum.^{89,90} Une étude parue en 2005 concluait que l'axe de rotation passerait plutôt par le centre du capitulum et le côté inféro-antérieur de l'épicondyle médial.¹²⁵ En réalité, l'articulation ulnohumérale n'est pas simplement une charnière permettant un seul axe de mouvement. L'analyse biomécanique démontre que le mouvement serait légèrement hélicoïdal, ce qui explique les variations de valgus lors de la flexion, permettant ainsi de porter la main au visage.¹⁰⁶ De plus, le centre de rotation se déplace légèrement en fin de mouvement (flexion et extension maximale).^{90,110} En extension maximale (EM), par exemple, l'olécrâne bute dans la fosse postérieure de l'humérus et agit comme un levier lorsque le triceps exerce une force de traction sur l'ulna. Les surfaces généralement congruentes de la trochlée se décollent légèrement et le centre de rotation se déplace alors de quelques millimètres.¹¹⁰ Ces variations seraient cependant négligeables¹⁰⁷ et l'articulation ulnohumérale peut être considérée comme étant uniaxiale.

La flexion maximale (FM) est limitée par la rencontre du galbe des muscles de la loge antérieure du bras (biceps, brachialis) et de l'avant-bras (brachoradialis). (**Figure 4 A**) Ce contact des masses musculaires est d'autant plus important lorsque celles-ci sont contractées lors d'une flexion active.¹²⁴ Les facteurs secondaires limitant la flexion n'interviennent pratiquement pas. Ils incluent la mise en tension capsulaire, la

cocontraction réflexe du triceps et, ultimement, l'impact de la tête radiale et du processus coronoïde contre le relief de l'humérus.^{78, 79, 107} Le coincement musculaire en FM est responsable de la sensation de fin de mouvement (end-feel) tendre observée lors de la flexion passive du membre.¹²⁵ Une sensation de fin de mouvement qualifiée d'« osseuse » suggérerait au contraire la présence d'ostéophytes, de calcifications ectopiques ou de souris articulaires.¹²⁵ La situation diffère pour l'extension maximale, où le mouvement est généralement limité par l'olécrâne butant dans la fosse postérieure.⁷⁹ **(Figure 4 B)** Les autres facteurs empêchant l'hyperextension sont la mise en tension du ligament antérieur, la tension du faisceau antérieur du ligament collatéral médial de même que la cocontraction réflexe du groupe des muscles fléchisseurs.^{79, 104} La sensation de fin de mouvement normale est ici osseuse. Autrement, il faudra suspecter la présence de contractures ligamentaires ou capsulaires.¹²⁵

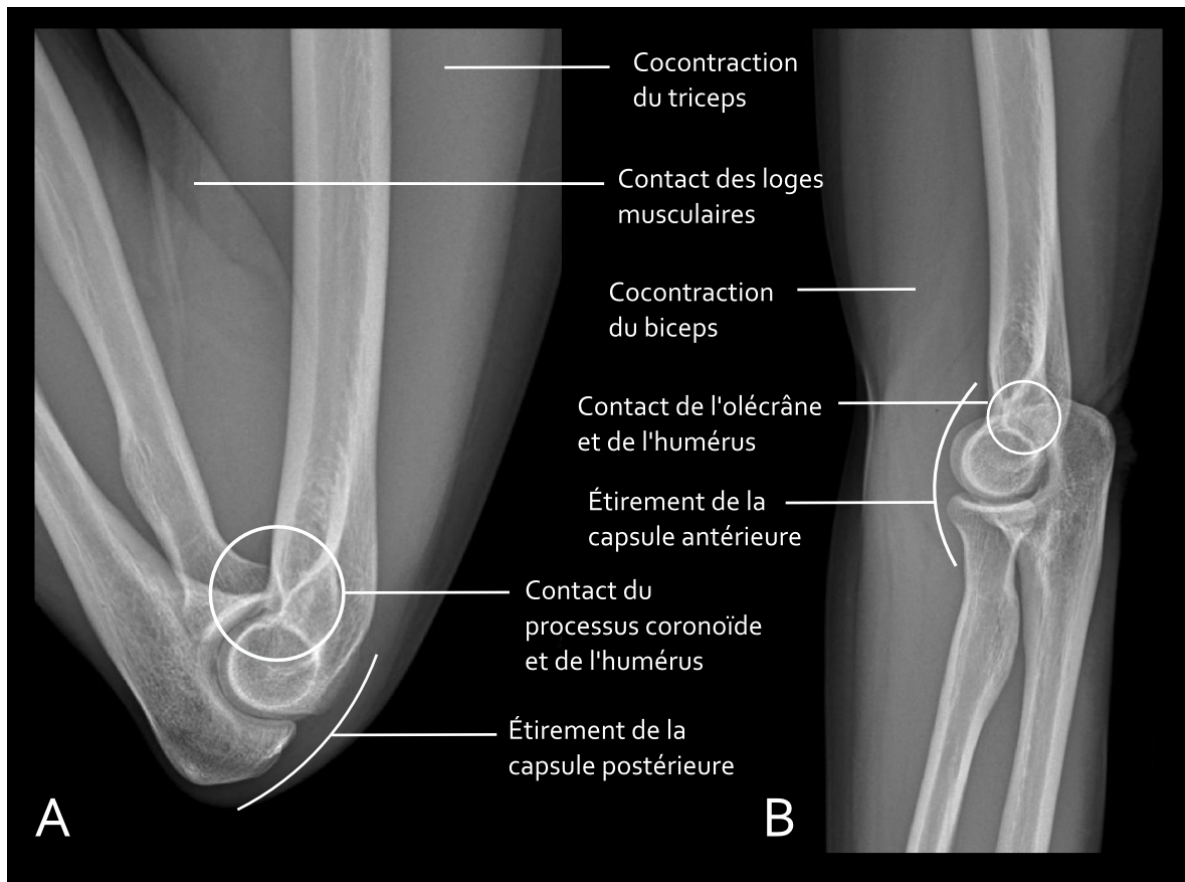


Figure 4 : Structures limitant l'amplitude de mouvement du coude, en flexion (A) et extension (B)

L'amplitude de mouvement normale du coude en flexion/extension, amplement abordée dans les prochains paragraphes, est estimée à 140 ou 150 degrés.⁵ Lorsque celle-ci est significativement limitée, le clinicien doit suspecter différents processus pathologiques, dont les fractures, synovites, adhérences sous-cutanées, l'œdème des tissus mous, les adhérences ou rétractions capsulaires et ligamentaires, les structures osseuses pathologiques (ostéophytes) ainsi que les souris articulaires.¹¹¹

1.1.2 Amplitude de mouvement normale

Le sillon trochléaire de l'humérus distal est couvert de cartilage sur 330° alors que l'arc de l'ulna fait un peu moins de 180°.^{41, 148} (**Figure 5 A**) Le glissement de ces deux surfaces permet donc une amplitude de mouvement (AdM) d'environ $330^\circ - 180^\circ = 150^\circ$.^{79, 140} Lors de la flexion ou l'extension du coude, le point de départ, ou la valeur « 0° », est toujours la position anatomique.¹¹¹ (**Figure 5 B**) Ceci correspond à la position où l'avant-bras est dans le même axe que le bras, avec la main en supination.¹²⁵

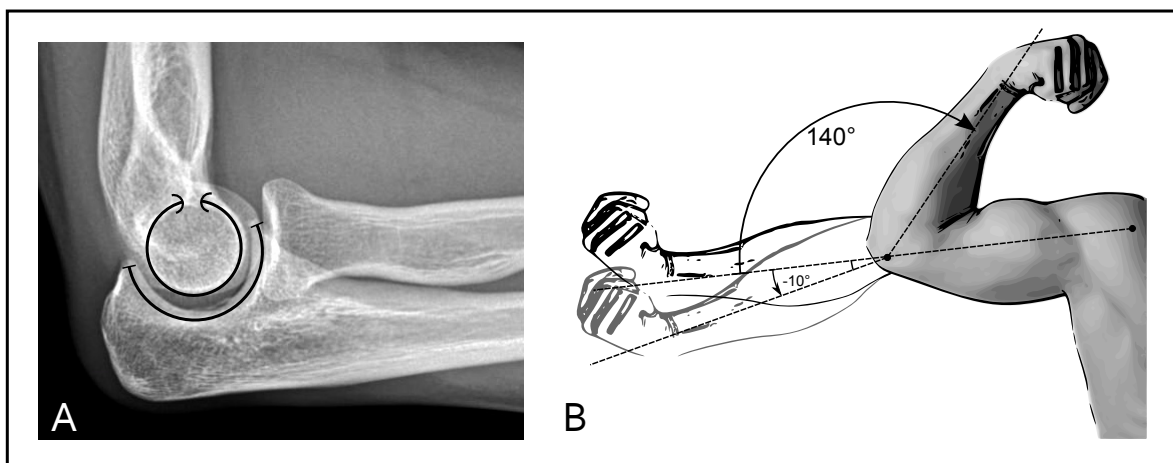


Figure 5 : Définition de l'arc de mouvement du coude. (**A**) Les arcs de cercle noirs délimitent les surfaces couvertes de cartilage. (**B**) Exemple où le coude est successivement fléchi à 10 degrés d'hyperextension, 0° (position anatomique) et 140° de flexion.

Une des études pionnières en ce qui concerne l'amplitude de mouvement du coude est celle de Boone et Azen, en 1979, qui a répertorié les moyennes d'amplitude de mouvement chez l'homme pour plusieurs articulations. Un seul évaluateur a mesuré au goniomètre les

articulations de 109 hommes. Les moyennes obtenues pour le coude font aujourd'hui office de référence : $0,6^{\circ}$ ($\pm 3,1^{\circ}$) d'extension à $142,9^{\circ}$ ($\pm 5,6^{\circ}$).²⁶ Les auteurs généralisent maintenant l'AdM active à 0° à 140° ou 150° , en moyenne.^{5, 33, 57, 61, 110, 115, 136} Certaines études rapportent un degré de flexion inférieur, soit entre 130° et 140° .^{83, 122, 125} Deux articles ont publié des moyennes où l'extension était différente de zéro, soit $4 - 144^{\circ}$ ¹⁴⁷ et $-4^{\circ} - 144,5^{\circ}$, la dernière étant une étude pédiatrique de 600 enfants.⁵⁵ Quant à l'AdM passive, les valeurs moyennes de flexion sont plus élevées. La compression des tissus mous combinée à l'absence de contraction musculaire permet en effet d'atteindre environ 160° de flexion.²⁶

Une première mise en garde s'impose. Les moyennes dans les ouvrages de référence sont fournies à titre informatif. Plusieurs facteurs (âge, sexe, musculature, etc.) influencent l'AdM et expliquent les variations entre individus.¹¹¹ Le clinicien se gardera donc de comparer l'AdM d'un patient aux moyennes de la population, mais évaluera plutôt la différence qu'il y a avec le coude controlatéral.^{107, 125} Deuxièmement, il est pertinent de spécifier que la position anatomique ne correspond pas forcément à l'extension maximale d'une personne puisqu'un certain degré d'hyperextension est parfois possible. L'hyperextension, notée par une valeur négative^{111, 122}, est commune chez les enfants et représente en moyenne -10° à -15° .^{33, 136} L'hyperextension est minimale chez les adultes et plus fréquente chez la femme que chez l'homme.^{33, 125, 136, 139} La prévalence chez l'enfant et la femme est habituellement expliquée par une laxité ligamentaire plus élevée, mais Clarkson avance plutôt que l'hyperextension est due à un olécrâne en moyenne plus court dans cette population.³³

L'AdM fonctionnelle est définie comme étant l'amplitude de mouvement minimale requise pour effectuer les activités de la vie quotidienne et domestique (AVQ et AVD).¹²⁴ Ceci sous-entend qu'une amplitude complète (0° - 140°) n'est pas nécessaire pour fonctionner normalement. En effet, il est accepté qu'il faudrait au moins 100° de mobilité (30° - 130°).^{105, 110, 125, 136} Les activités répertoriées demandant le plus d'extension sont : attacher des souliers, se lever d'une chaise et enfiler une chemise.^{105, 111} À l'inverse, porter la main au visage, que ce soit pour manger, boire un verre d'eau ou parler au téléphone, demande entre 130° et 135° de flexion.^{105, 135} Ces valeurs datent d'il y a plus de 30 ans et ont peu

changé depuis. Cependant, une étude parue en 2011 s'est intéressée à l'AdM fonctionnelle du coude pour des tâches plus contemporaines.¹³⁵ Les auteurs croient que l'AdM minimale fonctionnelle pourrait bien être plus élevée que ce qui a précédemment été rapporté, notamment concernant la flexion pour parler au cellulaire et la pronation nécessaire pour écrire sur un clavier d'ordinateur.¹³⁵ Toujours en 2011, selon De Groot et coll., l'AdM minimale pour performer les AVQ est 36-86° lorsque des stratégies de compensations sont utilisées par le patient.³⁸ Quoi qu'il en soit, ces moyennes d'AdM ne sont pas d'une grande utilité lorsque la mobilité est complète. L'importance de l'AdM fonctionnelle se manifeste lorsque la flexion et/ou l'extension est diminuée, quelle qu'en soit la raison. Toute perte d'amplitude de mouvement du coude ampute le volume d'atteinte du membre supérieur. Par définition, lorsque le tronc est fixe, le volume d'atteinte correspond à tous les points de l'espace que la main peut atteindre. L'épaule et le coude sont évidemment les principaux déterminants de ce volume. Nordin et Frankel estiment la perte de ce volume d'atteinte à 39% lorsque le coude a une amplitude de mouvement amputée de 45°.¹¹⁰ Pour terminer, la perte de flexion serait plus handicapante qu'un manque d'extension considérant que la flexion complète est requise pour s'alimenter et pour d'autres AVQ-AVD importantes.¹⁰⁷

L'AdM d'un patient est fréquemment mesurée en clinique, et rarement par la même personne lors de visites subséquentes. Il s'agit d'un outil de communication objectif de l'état fonctionnel d'un patient : le résident informe le chirurgien des trouvailles de son examen physique, ou encore le physiothérapeute documente le progrès d'un patient en termes d'AdM, par exemple. L'amplitude de mouvement du coude est le plus fréquemment mesurée à l'aide d'un goniomètre universel, mais parfois aussi à l'aide d'un inclinomètre ou d'un électrogoniomètre. Ces instruments seront décrits extensivement au prochain chapitre. Cependant, peu importe l'instrument utilisé, la méthode est sensiblement la même. Pour assurer une mesure reproductible et des résultats comparables, il est recommandé de suivre une méthode standardisée. Les lignes directrices les plus citées et utilisées aujourd'hui sont celles de l'*American Association of Orthopedic Surgeon* (AAOS) publiées en 1965⁵ et révisées plus tard en 1994.⁶² Plusieurs ouvrages traitent de la goniométrie et chaque auteur propose quelques changements à la méthode de l'AAOS. Cependant, tous s'entendent sur un ordre général où chaque étape représente une source

d'erreur et d'imprécision potentielle.^{84, 111, 124, 146} Ces étapes pour assurer une mesure d'AdM la plus exacte possible s'appliquent à n'importe quelle articulation et sont les suivantes :

1. S'assurer que le patient est confortable* et immobile;
2. Identifier les points de repère;
3. Positionner et stabiliser le corps et le membre à mesurer;
4. Positionner adéquatement l'instrument;
5. Utiliser une technique de mesure vérifiée et standard;
6. S'assurer que la valeur est correctement lue et par la suite prise en note;
7. Identifier au besoin les sources d'erreurs environnementales, contextuelles ou propres au patient pouvant affecter la mesure.
8. Répéter la séquence pour l'articulation controlatérale**

*Pour la mesure de l'AdM du coude, certains auteurs suggèrent que le patient soit en décubitus dorsal^{83, 111} alors que d'autres proposent que le patient soit assis.^{33, 136, 146} Au final, la position devrait être déterminée avant tout par le confort du patient.⁸⁴ Si l'AdM doit être mesurée dans le cadre d'un protocole de recherche, on préférera cependant utiliser la même position pour tous les sujets, à des fins de standardisation.

**En clinique, sauf pour les mesures faites sur la colonne vertébrale, il est toujours recommandé de comparer les deux côtés. Une perte unilatérale, même légère, peut être significative cliniquement.¹²²

1.1.3 Facteurs influençant l'amplitude de mouvement

Il est bien plus courant de comparer l'amplitude de mouvement d'un membre avec le côté controlatéral qu'avec les moyennes populationnelles. La raison principale est qu'il peut y avoir de grandes différences parmi des individus a priori sains. Dans les dernières années, un des champs d'intérêt de la recherche sur le coude a donc été de déterminer quels facteurs ou caractéristiques individuels expliquent la variation d'AdM à travers la population. Concernant le membre supérieur, les facteurs les plus souvent étudiés sont l'âge, le sexe, la dominance manuelle, le niveau d'activité physique, l'origine ethnique et

le volume adipeux, lequel est souvent estimé par l'indice de masse corporelle (IMC). Certaines associations significatives ont été relevées et sont résumées ci-dessous.

Âge

La diminution de la mobilité articulaire avec l'âge a été démontrée à maintes reprises pour l'épaule^{10, 44, 124} et la colonne vertébrale^{75, 138}. Pourtant peu d'études ont évalué l'implication de ce facteur dans l'amplitude de mouvement du coude. La relation entre l'âge et l'AdM du coude a uniquement été présentée à ce jour pour des populations particulières. Golden et coll. ont documenté une augmentation d'AdM avec l'âge, dans une cohorte pédiatrique⁵⁵, alors qu'aucune relation significative n'a été observée pour des populations asiatiques¹⁶² et gériatriques¹⁶⁰. Aucune étude ne concerne les adultes d'âge moyen. Une hypothèse concernant l'impact de ce facteur sur l'AdM est que la flexion active d'un individu, normalement limitée par le contact musculaire, augmente avec les années puisque le volume musculaire des fléchisseurs du coude diminue.^{4, 6} Le phénomène est par contre difficile à mettre en évidence et peu d'études présentent des données significatives à ce sujet.

Sexe

Le scénario est ici similaire. Une différence d'amplitude de mouvement entre les femmes et les hommes a été objectivée à maintes reprises pour diverses articulations.^{10, 44, 75, 124, 138} Quant au coude, les seules données concernent les personnes âgées^{44, 143, 160} ou les enfants.⁵⁵ Dans tous les cas les auteurs ont mis en évidence une plus grande mobilité chez la femme que chez l'homme. L'écart observé dans la cohorte pédiatrique est mince : $145,31^{\circ} \pm 6,0^{\circ}$ d'amplitude totale pour les filles et $143,81^{\circ} \pm 5,7^{\circ}$ pour les garçons. L'écart moyen entre les femmes et les hommes plus âgés oscille entre 3° et 9° , toujours à l'avantage des femmes.^{44, 160}

Dominance

Est-ce que le coude du côté dominant a habituellement plus ou moins d'amplitude de mouvement? Les tentatives pour répondre à cette question sont majoritairement infructueuses^{26, 56, 64, 95, 107, 111}, à deux exceptions près. Premièrement, Escalante et coll. ont documenté davantage de flexion (2° en moyenne) du côté non-dominant de leur cohorte de personnes âgées.⁴⁴ Quelques années plus tard, le coude du côté dominant a été associé à

une diminution d'extension (moyenne de 7,9°) et de flexion (5,5°) dans une cohorte de 33 lanceurs professionnels de baseball.¹⁶⁸ Au niveau de l'épaule, l'impact de la dominance, ou latéralité, a surtout été observé pour la rotation. En général, le côté dominant est associé à davantage de rotation externe alors que plus de rotation interne est retrouvée du côté non-dominant.^{10, 37, 82}

Origine ethnique

La prévalence du syndrome d'hypermobilité articulaire bénin (BJHS) est différente selon l'origine ethnique.¹²⁶ Il est donc raisonnable de croire que les moyennes d'amplitude articulaire normale ne sont pas les mêmes selon les populations étudiées. Effectivement, le genou du Caucasien, par exemple, présenterait en moyenne moins de flexion que son équivalent japonais.⁸⁶ Une cohorte de 917 Américaines a aussi permis de démontrer que les Afro-américaines présentaient significativement plus d'extension lombaire que les Caucasiennes.¹⁵⁴ Pour le coude, l'impact de l'origine ethnique a été étudié dans une population pédiatrique où les enfants caucasiens avaient davantage d'AdM du coude que les Afro-Américains ou les Hispaniques.⁵⁶ Les résultats sont similaires pour la cohorte de personnes âgées de Escalante et coll.⁴⁴

Indice de masse corporelle

L'indice de masse corporelle (IMC) est à ce jour le principal outil quantifiant la masse adipeuse et est utilisé autant en clinique qu'en recherche. C'est d'ailleurs à partir de ce paramètre qu'est définie l'obésité ($IMC \geq 30\text{kg/m}^2$).¹⁶⁴ L'IMC a été négativement corrélée avec l'amplitude de mouvement du coude dans l'étude pédiatrique de Golden et coll.⁵⁶ et dans une population de plus de 65 ans.⁴⁴ L'étude de Park et coll., concernant uniquement des hommes adultes obèses, n'a au contraire pas mis en évidence d'association significative entre l'IMC et l'AdM du coude.¹¹⁴

Niveau d'activité physique

Il ne fait maintenant plus de doute que l'activité physique aide à maintenir une bonne mobilité, spécialement chez les personnes âgées ou atteintes de maladies musculo-squelettiques, telles que l'arthrite et l'arthrose.^{73, 77, 159, 165} Il est cependant moins facile de déterminer si l'activité physique régulière mène à davantage de flexibilité ou au contraire moins de mobilité au niveau du coude. Des dizaines de publications traitant de l'AdM de

l'épaule chez des athlètes professionnels de baseball, tennis et de natation ont été recensées.¹²⁴ Des différences sont identifiées selon certains mouvements et certains sports.^{29, 123, 168} Par contre, aucune étude n'est concluante en ce sens pour le coude.¹⁴³

En conclusion, beaucoup de variations d'AdM du coude sont observées chez les adultes en bonne santé et pourtant peu d'études parviennent à mettre le doigt sur la raison précise. De plus, la majorité des publications se penchent sur des populations pédiatriques^{55, 145, 166}, d'athlètes professionnels^{29, 82, 168} ou de personnes âgées.^{44, 143, 160} Concernant ce dernier groupe, on pourrait croire qu'il est plus attrayant d'étudier le coude chez cette population parce que les changements biomécaniques de force musculaire, stabilité et raideur sont difficiles à mettre en évidence avant l'âge de 60 ans.^{75, 87} Peu de données, donc, sont disponibles concernant les adultes âgés de 18 à 60 ans et il est hasardeux de généraliser l'impact des différents facteurs démographiques et physiques à cette population, d'autant plus que les études n'ont pas toutes été conduites de la même façon.^{26, 111}

1.1.4 Importance de la mesure de l'AdM en clinique

On ne saurait mettre assez l'accent sur l'importance de l'AdM pour la fonction du membre supérieur.¹³³ L'unique fonction du coude étant de mobiliser la main dans l'espace, toute perte d'AdM est importante et devient rapidement symptomatique.^{38, 110} L'examen physique doit donc impérativement inclure l'évaluation de la mobilité du coude. En plus de quantifier l'AdM, il est important de le qualifier : décrire la sensation de fin de mouvement (tendre, dur, osseux) ainsi que la présence de douleur ou de crépitements.¹²⁵ La perte d'extension est souvent le premier signe d'une pathologie intra-articulaire.^{107, 122, 158} De plus en plus d'études suggèrent que la capacité ou non de réaliser une extension complète est un élément essentiel guidant la prise en charge de blessures aiguës du coude.^{40, 70, 85}

Selon les conclusions d'une étude prospective réalisée au service d'urgence d'un grand hôpital anglais, les patients blessés au coude qui ont une AdM intacte n'auraient pas besoin de faire des radiographies en urgence.⁸⁵ Lennon et coll. concluent également que les patients de moins de 16 ans dont l'AdM du membre atteint est identique au coude controlatéral peuvent recevoir leur congé! Cette étude, réalisée avec 331 patients, tire principalement ses conclusions des valeurs prédictives positives obtenues. Ces valeurs,

représentant la chance d'avoir une radiographie normale lorsque l'AdM est normale, sont élevées : de 85 % pour les adultes à 100 % pour les enfants de moins de 16 ans.⁸⁵ À l'inverse, lorsque la flexion, l'extension ou la prosupination est incomplète, seulement 50 % des radiographies étaient anormales. Cette faible valeur prédictive négative s'explique par le fait que la douleur liée à un traumatisme peut à elle seule limiter le mouvement sans qu'il y ait de fracture ou luxation associées.

Malheureusement, Baker et Borland rejettent quatre ans plus tard les conclusions de l'étude anglaise et concluent que « *a normal range of elbow movement does not rule out a significant elbow injury and should not be used as a screening test.* »⁹ Cent soixante-dix-sept enfants de 16 ans et moins ont été inclus dans cette étude à double insu. Une AdM anormale avait une sensibilité de 93,4 % (Intervalle de confiance à 95 % : 86,9 % - 97,3 %) et une valeur prédictive négative de 77,4 % (IC95% : 58,9 % - 90,4 %). C'est-à-dire que si l'évaluation de la mobilité était le seul critère déterminant quels enfants recevraient des radiographies, 6,6 % des radiographies anormales seraient manquées, ce qui est inacceptable selon les auteurs.⁹

La réalité se situe probablement entre les conclusions de ces deux études. La mesure de l'AdM demeure un élément crucial en clinique et il doit être mesuré pour tous les patients présentant un trauma, même mineur, au coude. La décision de faire ou non des radiographies en urgence dépendra de ce facteur, mais également de l'anamnèse et des autres signes que le clinicien récoltera à l'examen physique.

Outre l'intérêt diagnostique, l'AdM est utilisée pour assurer le suivi et quantifier la fonction du membre supérieur. Près d'une vingtaine de questionnaires ou scores existent et ont été validés pour la fonction du coude.⁹¹ Ils accordent tous une importance à l'évaluation de l'amplitude de mouvement et des AVQ-AVD.⁹¹ La force musculaire est étonnamment rarement un élément de ces grilles d'évaluations.¹⁵⁵ À titre d'exemple, le *Mayo Elbow Performance Score* (MEPS) accorde 45 points à l'aspect de la douleur, 20 à l'AdM, 10 à la stabilité et 25 points à la fonctionnalité, pour un score total de 100 points.

Tableau I – Mayo Elbow Performance Score (MEPS)

		Points
Douleur (45 pts)	Aucune	45
	Légère	30
	Modérée	15
	Sévère	0
Mobilité (20 pts)	> 100°	20
	De 50° à 100°	15
	< 100°	10
Stabilité (10 pts)	Stable	10
	Légère instabilité (<10° de varus/valgus)	5
	Sévère instabilité (>10° de varus/valgus)	0
Fonction (25 pts)	Se peigner	5
	Manger seul	5
	Faire sa toilette	5
	S’habiller	5
	Se chausser	5

Excellent : 100 à 90 points ; bon : 89 à 75 points ; moyen : 74 à 60 ; mauvais : 59 à 5 points.

Traduit de The Elbow and Its Disorders, Morrey BF et Sanchez-Sotelo J, 4th ed.¹⁰⁷

En conclusion, la goniométrie est essentielle lors de l'évaluation d'un patient, que ce soit par un urgentologue, physiothérapeute, orthopédiste, ergothérapeute ou en médecine du sport. Les objectifs sont multiples, en fonction des milieux et des intervenants¹¹¹ :

- Diagnostiquer et évaluer l'étendue d'une blessure au coude
- Juger du succès ou non d'une chirurgie
- Établir des objectifs de réadaptation (ou de traitement)
- Motiver le patient dans sa réadaptation
- Évaluer la progression ou la régression de la fonction du coude
- Fabriquer des orthèses ou de l'équipement adapté.

1.1.5 Importance de la mesure de l'AdM en recherche

Dans un contexte où la médecine factuelle, ou l'*evidence-based medicine*, prend de l'ampleur, le nombre de publications scientifiques est appelé à se multiplier au cours des prochaines années. Ceci est particulièrement vrai en chirurgie orthopédique où abondent les études cliniques randomisées. Dans ce type d'étude, il est nécessaire de mesurer certains paramètres (« *outcomes* ») reflétant le plus fidèlement possible l'état d'un patient à un moment donné. Les paramètres les plus fréquemment rencontrés sont : le nombre de jours avant le retour au fonctionnement normal, le retour des activités/travail, les jours d'hospitalisation, le décès, certains questionnaires sur l'état de santé général (SF-36), des échelles de douleur (*Pain Score*) et une multitude de questionnaires spécifiques à chaque articulation.^{16, 144} En plus de ces paramètres, l'amplitude de mouvement illustre directement la fonction physiologique et l'intégrité anatomique du coude. La mesure de l'AdM dans une étude clinique randomisée est donc recommandée et couramment utilisée^{53, 111}, notamment pour les chirurgies de la main⁹⁶, de l'épaule^{60, 167}, du genou^{74, 76, 80, 129} et du coude^{14, 65, 67}. Il s'agit en ce sens d'un excellent moyen de quantifier la déficience de l'articulation pathologique. Cette déficience ne corrèle heureusement pas toujours avec les limitations fonctionnelles (ou incapacités) causées par l'atteinte. L'altération du fonctionnement sera beaucoup mieux estimée par différents questionnaires évaluant les AVQ/AVD. Les deux types d'informations sont pertinents en recherche, d'où l'intérêt d'inclure plus d'un type de paramètre dans les devis d'études.

Bhandari et coll. insistent sur le fait que les paramètres qui fournissent des valeurs continues sont beaucoup plus avantageux que des données dichotomiques.¹⁵ Les auteurs canadiens ont recensé plus de 196 études cliniques randomisées, et concluent que celles qui utilisent des données continues ont significativement plus de puissance statistique. À titre d'exemple, la revue systématique effectuée par la base de données Cochrane⁶⁷ en 2011 sur l'impact de la mobilisation précoce du coude après une fracture chez l'adulte a recensé peu d'études ayant une bonne validité interne. Parmi les études retenues, celle de Unsworth-White¹⁵⁶ ne présentait pas de résultats concluants et a été critiquée pour avoir évalué le paramètre d'AdM comme étant « AdM complète » ou « AdM incomplète ». Les auteurs de la revue systématique croient qu'une mesure avec un instrument valide et fournissant des

valeurs continues aurait été nettement plus appropriée.⁶⁷ Outre la puissance statistique, une mesure continue a également l'avantage d'offrir une meilleure sensibilité au changement. C'est-à-dire qu'on détectera plus facilement les petites variations d'AdM. Bien qu'individuellement, ces variations ne représentent pas un grand intérêt du fait qu'elles ne sont probablement pas cliniquement significatives, elles peuvent, pour un plus grand échantillon, être scientifiquement intéressantes. Une mesure continue et sensible peut effectivement permettre de départager statistiquement deux groupes, par exemple.

Pour qu'une étude ait une puissance statistique acceptable et que les résultats soient concluants, les mesures doivent être reproductibles, précises et valides.¹⁶ À plus forte raison lorsque des ressources humaines, administratives et financières ont été investies dans ces longues et coûteuses études prospectives. Pour cette raison, Deyo et coll. ne recommandent pas d'emblée l'utilisation de l'AdM comme paramètre dans les recherches sur les douleurs lombaires. Il y a selon eux trop de méthodes différentes, et surtout, pas suffisamment de consensus sur la validité et la reproductibilité de la mesure de l'AdM de la colonne lombaire.³⁹ La situation n'est peut-être pas la même pour la recherche sur le coude, mais on peut certainement y tracer un parallèle. Effectivement, la littérature abonde autant que les opinions divergent concernant la validité de la goniométrie du coude, tel que détaillé dans la prochaine section.

1.1.6 Synthèse

Ce projet de recherche, visant à développer et documenter une nouvelle méthode de mesure de l'amplitude de mouvement du coude, est justifié par trois constats principaux. Premièrement, la perte d'AdM (l'ankylose) est la première complication en importance suite à une chirurgie du coude. La mesure de l'AdM du coude est donc primordiale en clinique et surtout en recherche, où un instrument de mesure valide est capital. Ce besoin se fera encore davantage sentir au cours des prochaines années, avec la multiplication des études cliniques randomisées. Deuxièmement, les facteurs influençant l'amplitude de mouvement du coude ne sont pas encore bien élucidés. Les études s'y intéressant sont souvent discordantes ou non-concluantes. Troisièmement et dernièrement, aucun instrument de mesure de l'AdM ne fait actuellement l'unanimité. Le goniomètre universel

est le plus utilisé, et pourtant sa reproductibilité et sa fiabilité sont constamment remises en doute. Et bien que le goniomètre soit très adapté en clinique, un outil plus sophistiqué est souhaitable en recherche.¹⁴⁶ À cet effet, le second chapitre documente tous les instruments de mesure de l'amplitude de mouvement présentement utilisés, ou du moins décrits. Les avantages de chacun y sont présentés, de même que les principales critiques.

1.2 Instruments de mesure de l'amplitude de mouvement du coude

Tel que discuté dans les pages précédentes, une méthode de mesure (que ce soit par estimation visuelle ou instrument physique) est essentielle en clinique comme en recherche. Le choix de la méthode dépendra des qualités recherchées par l'examineur. Par exemple, le clinicien empressé préfère souvent estimer l'AdM alors que l'investigateur d'une étude clinique cherchera plutôt un instrument éprouvé. Les différentes qualités d'un instrument de mesure sont la résolution, la sensibilité, la fiabilité et l'exactitude.^{20, 45, 63} La résolution est la précision de la mesure. Plus fréquemment la résolution est rapportée en termes d'erreur, par exemple : la règle graduée au millimètre a une précision de $\pm 0,05$ cm. Ensuite, la sensibilité est la capacité de l'instrument à détecter un changement de la valeur mesurée. La fiabilité, quant à elle, est la propriété de fournir une valeur constante lors de plusieurs essais. Finalement, un instrument sera qualifié d'exact si la valeur mesurée correspond effectivement à ce qui doit être mesuré. En recherche, par exemple, on voudra savoir si un patient en post-opératoire gagne de l'AdM du coude en le mesurant à plusieurs reprises. L'instrument choisi aura donc avantage à être sensible aux variations d'AdM et fiable, puisque plusieurs expérimentateurs sont susceptibles de mesurer le même coude à différentes occasions.^{53, 92}

Cette section présente les principaux instruments, recensés dans la littérature, permettant de mesurer l'amplitude de mouvement du coude. Ceux-ci sont décrits et les principales critiques correspondantes y sont rapportées.

1.2.1 Goniomètre

Le goniomètre est certainement l'instrument de mesure de l'amplitude de mouvement le plus fréquemment rencontré. Son faible coût, sa durabilité et sa simplicité d'utilisation en font l'objet de prédilection de tout professionnel de la santé désirant évaluer l'AdM.⁷ L'instrument aurait vraisemblablement été inventé en France au début des années 1900.¹⁴² Par contre, son apparition dans la littérature anglophone ne s'est faite qu'une vingtaine d'années plus tard.¹²⁴ Clark a présenté l'instrument et son principe d'utilisation en 1920 et le goniomètre universel qu'on retrouve aujourd'hui dans tous les hôpitaux et cliniques

n'est guère différent de celui décrit il y a presque cent ans.³² Le goniomètre universel, généralement en plastique, est composé de deux pièces. (**Figure 6**) Le corps du goniomètre est un disque d'environ 10 à 15 cm de diamètre dont la périphérie est graduée en degré sur 360° à la manière d'un rapporteur d'angle (ou 180° dans le cas de certains modèles en demi-lune). Du corps se prolonge un bras de 25 cm (dit fixe ou stationnaire) gradué en centimètres. La deuxième pièce est un bras mobile riveté au centre du corps pouvant pivoter pour s'orienter dans toutes les directions du plan du goniomètre.¹¹¹ L'angle que font les deux bras de l'instrument peut être lu sur la graduation du corps du goniomètre.

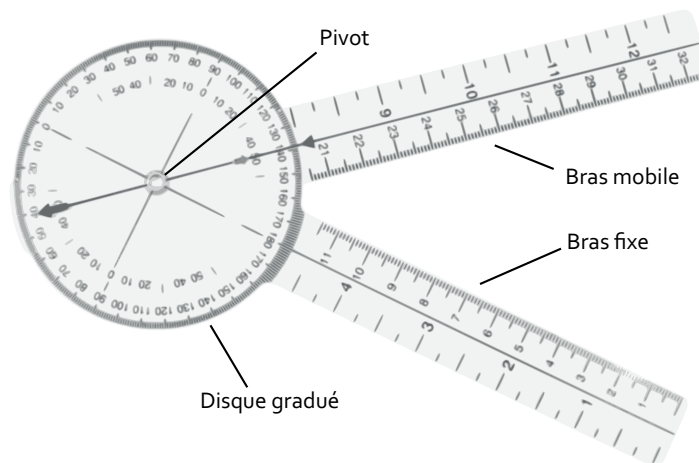


Figure 6 : Goniomètre universel

Plusieurs types sont fabriqués et disponibles sur le marché. Ils diffèrent de design, de graduations ou de longueur des bras de l'instrument : goniomètre de Houdre, de Balthazar, de Tuefferd, de Cochin, etc.¹¹¹ Le plus utilisé demeure le goniomètre universel en plastique, avec des bras de 25 cm et un disque central gradué au degré près. Le modèle en acier inoxydable est parfois rencontré et est certainement plus durable que son équivalent en plastique. Cependant, en plus de coûter plus cher, cette version du goniomètre a le désavantage de masquer l'épicondyle latéral sur lequel le centre de l'instrument doit être aligné.

Pour mesurer l'angle de flexion du coude, le centre du goniomètre doit idéalement coïncider avec l'axe de rotation de l'articulation.¹¹¹ Tel que mentionné dans le premier chapitre, l'axe de rotation du coude traverse la trochlée et le capitulum en leur centre.^{89, 90} Lorsqu'apposé sur la face latérale du membre supérieur, le goniomètre ne peut pas être centré exactement sur l'axe de rotation du coude. Ce dernier est donc estimé par un point de repère palpable : l'épicondyle latéral.^{33, 111, 124, 146} (**Figure 7**) Dans le but de standardiser la méthode, Norkin et White recommandent de toujours placer le bras fixe du goniomètre le long du segment proximal du membre à mesurer.¹¹¹ Dans ce cas-ci, donc, le long de l'humérus. Plus précisément, le bras fixe du goniomètre doit être orienté vers la pointe de l'acromion de l'épaule, le deuxième repère palpable.^{33, 111, 124, 146} Finalement, le bras mobile de l'instrument doit être dirigé vers le processus styloïde du radius lorsque la main est en supination.^{33, 34, 111, 124} Lorsque l'avant-bras est en position neutre, le bras mobile peut plutôt être orienté vers le centre de la face dorsale du poignet.⁸³

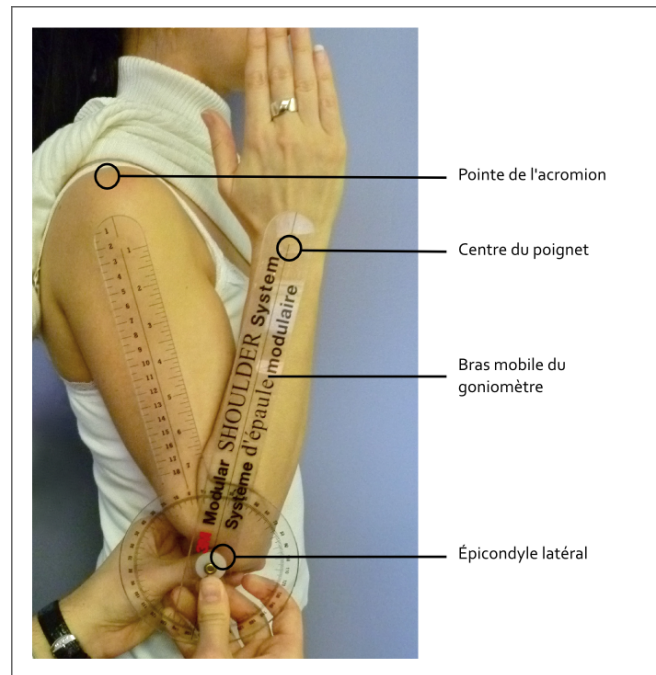


Figure 7 : Repères utilisés pour la mesure goniométrique du coude

Le positionnement du goniomètre universel est relativement simple et se base sur trois repères osseux palpables. Il y a pourtant plusieurs sources d'erreurs qui rendent son utilisation hasardeuse.⁴⁸ La précision intrinsèque du goniomètre peut d'emblée être

éliminée comme source d'erreur significative. L'instrument est calibré lors de la fabrication et l'imprécision attribuable au goniomètre comme tel est très faible. Elle se limite dans ce cas-ci à la précision de la graduation ($0,5^\circ$).^{47, 111, 134}

L'erreur cumulative de la mesure repose alors sur trois éléments. Premièrement, les points de repère sont estimés. Le centre de l'instrument, le pivot entre les deux bras, n'est pas du tout vis-à-vis l'axe de rotation du coude, ce qui invalide en partie la mesure qui est faite.^{47, 57, 146} Ensuite, outre le fait que les points de repère ne sont pas de bons estimateurs de l'angle de flexion du coude, il y a beaucoup d'imprécision dans le positionnement des bras du goniomètre.¹⁵¹ Cette deuxième source d'erreur est uniquement évaluateur-dépendant et est la plus importante cause d'erreur de mesure. Car s'il est facile de palper les repères osseux, il en est tout autrement pour positionner l'instrument. Le goniomètre devant être tenu à deux mains, son positionnement repose sur l'estimation visuelle des repères anatomiques, ce qui limite en grande partie la validité de l'appareil.^{7, 47, 57, 84, 124, 134} La troisième source d'imprécision est propre au patient, est toujours présente et généralement difficile à dissocier de l'erreur de l'instrument ou de l'observateur.⁷ Lors de la mesure de l'AdM actif, il est possible que la force du patient soit inconstante et que celui-ci ne rejoigne pas sa réelle position de flexion/extension maximale. La douleur peut aussi influencer la mobilité du coude. Il a quelquefois été suggéré que la flexibilité du patient pourrait augmenter à la fin d'une série de mesure, notamment dans les protocoles de recherche où l'AdM peut être mesurée plusieurs fois d'affilée. Finalement, la morphologie du patient est une importante source d'imprécision. La palpation des repères osseux sera beaucoup plus ardue s'il y a énormément de tissus adipeux ou musculaire au membre supérieur. De la même manière, chez un patient avec de grands bras, le goniomètre (mesurant 25 cm) devra être orienté vers l'acromion et le poignet plutôt que positionné vis-à-vis. L'erreur n'est donc pas la même selon les individus, la mesure étant plus difficile chez les grands patients. On pourrait finalement croire que des changements anatomiques suivant une chirurgie ou une fracture puissent modifier les repères utilisés. En réponse à ce problème, des goniomètres de toutes tailles et formes ont été commercialisés.⁸⁴ Par contre, le goniomètre retrouvé en hôpital et en clinique demeure le modèle de 25 centimètres, plus polyvalent.

Compte tenu de ce qui précède, l'erreur pratique du goniomètre n'est pas $0,5^\circ$, mais plutôt 5° , comme suggère quelques auteurs.^{26, 63} Les mesures d'AdM devraient alors être rapportées au 5° près.⁶³ Selon Harris et coll., cependant, l'imprécision est telle qu'un changement de 10 à 15° dans le temps ne doit pas être considéré comme une amélioration ou une détérioration significative pour un patient.⁶⁸ Quoi qu'il en soit, l'erreur du goniomètre est difficile à quantifier et est dépendante à la fois de l'évaluateur et du sujet mesuré.

La reproductibilité (ou fiabilité, répétabilité) est la faculté d'un instrument à fournir une valeur constante chaque fois qu'un même objet est mesuré.^{81, 111} On distingue la fiabilité intra-observateur et inter-observateur. Dans la première, la reproductibilité est déterminée par une série de mesures qu'un seul évaluateur prendra d'une même articulation, d'un même patient. La fiabilité inter-observateur indique si un instrument donne les mêmes valeurs lorsque plusieurs évaluateurs effectuent une même mesure. La fiabilité du goniomètre est évidemment spécifique à l'articulation et au mouvement mesurés.²⁶ De plus, la multitude de sources d'erreurs fait que la fiabilité réelle varie en fonction des conditions et de l'environnement lors de l'évaluation.^{99, 128, 130} Notamment, la mesure de l'AdM passif est moins reproductible que l'AdM actif.⁵³ De plus, l'erreur est sensible au temps qui sépare deux mesures, ce qui n'est pas attendu d'un bon instrument de mesure.⁵⁷

Il est généralement accepté que la reproductibilité intra-observateur d'une mesure soit supérieure à la fiabilité inter-observateur.^{26, 53, 92, 130} Pour cette raison, beaucoup d'études ont tenté de quantifier cette dernière alors que peu s'attardent à la fiabilité intra-observateur, généralement bonne. (**Tableau II**) Les premières valeurs de fiabilité inter-observateur datent de 1979. Bonne et Azen ont calculé un coefficient de corrélation intraclasse (CCI) de $0,87$ pour les mesures de flexion et d'extension confondues.²⁶ Une étude de 1983 rapporte des CCI inter-observateurs de $0,89-0,96$ pour la flexion et $0,93-0,96$ pour l'extension.¹³⁰ Ces valeurs proviennent cependant d'une expérience où deux évaluateurs ont mesuré 12 coudes, ce qui en fait une des plus petites études publiées à ce sujet. Plus tard, Petherick parle plutôt de $0,53$ à $0,92$ (30 sujets sains).¹¹⁵ Armstrong est encore moins optimiste avec des CCI de $0,58$ à $0,62$ pour la flexion et $0,58-0,87$ pour l'extension (38 patients).⁷ Cette faible fiabilité inter-observateur ne semble toutefois pas

influencée par l'expérience de l'évaluateur. Ainsi, si la technique est standardisée, un examinateur inexpérimenté peut fournir d'aussi bons résultats.⁴⁷ Dans l'étude d'Armstrong, 5 évaluateurs s'opposaient dans la mesure de 38 coudes. Chirurgien du membre supérieur comme assistant de recherche inexpérimenté, les variations entre les essais oscillaient autour de 4°, avec 95% de leurs différences à moins de 14°.⁷

Tableau II : Principales études concernant la fiabilité intra-observateur du goniomètre

Auteurs	Sujets sains? (Oui/Non)	Nombre de sujets	Nombre de répétitions	CCI (Flexion)	CCI (Extension)
Rothstein et coll. (1983)	N	24	2	0,97	0,96
Greene et coll. (1989)	O	20	9	0,94	0,95
Goodwin et coll. (1992)	O	23	2	0,87	0,87
Armstrong et coll. (1998)	N	38	2	0,55 à 0,98	0,45 à 0,98

CCI= Coefficient de Corrélation Intra-classe

1.2.2 Estimation visuelle

L'estimation visuelle de l'AdM a été la méthode privilégiée jusque dans les années 1960.^{5, 35, 132} Ce n'est que par la suite que le goniomètre a pris du galon et est devenu l'instrument de référence pour la mesure de l'AdM.^{124, 134} L'estimation visuelle n'est pas pour autant délaissée aujourd'hui. Elle a l'avantage évident d'être rapide, facile et certains prétendent que la fiabilité serait comparable à celle du goniomètre.^{8, 23, 71} Le consensus actuel est cependant que l'estimation visuelle est possible, mais celle-ci ne permet pas de documenter de façon objective et précise l'amplitude de mouvement.¹⁴⁶ L'utilisation d'instrument de mesure, beaucoup plus fiable que l'estimation visuelle, est donc recommandée pour la mesure de l'AdM du membre supérieur.^{36, 92, 115, 158}

La validité de l'estimation visuelle est redevenue un sujet d'actualité. Blonna et coll. ont publié en 2011 une intéressante étude comparant l'estimation visuelle au goniomètre pour la mesure de l'amplitude de mouvement du coude.²³ Cinquante coudes avec différents niveaux de contractures (c.-à-d. perte d'extension) ont été évalués par 4 observateurs de différents niveaux d'expérience : un chirurgien du coude expert, un assistant de clinique expérimenté, un fellow en chirurgie du membre supérieur ainsi qu'un assistant de recherche inexpérimenté. Les conclusions de l'étude reposent principalement sur les résultats du chirurgien expert qui, depuis 20 ans, estime visuellement d'abord puis mesure ensuite l'AdM à l'aide d'un goniomètre. Ainsi, 92 % de ses estimations visuelles sont à moins de 5° de ses mesures goniométriques. Pour ce même expérimentateur, l'erreur moyenne entre les deux méthodes est d'environ $1^{\circ} \pm 8^{\circ}$. L'erreur atteint $8^{\circ} \pm 17^{\circ}$ pour les observateurs moins expérimentés. Les auteurs concluent que « *the trained human eye can visually estimate elbow range of motion as accurately as conventional clinical goniometry* ». ²³ Deux points doivent être soulevés dans l'interprétation de cette étude. Premièrement, l'erreur moyenne n'a pas été calculée en valeur absolue, si bien que le 1° obtenu par le chirurgien expert est une moyenne de valeurs positives et négatives, et qu'il est donc trompeur d'interpréter ce résultat comme étant l'erreur entre les deux méthodes. Deuxièmement, comme le spécifient les auteurs, les résultats sont grandement influencés par le niveau d'expérience et la formation de l'observateur, ce qui a priori ne correspond pas à la définition d'un bon outil de mesure.^{20, 81}

En conclusion, l'estimation visuelle est sans doute acceptable en clinique, où l'AdM mesurée ne requiert pas une précision au degré près. Ce n'est par contre pas un concept très séduisant en recherche. Norkin & White ainsi que Reese et coll. recommandent tout de même d'estimer visuellement l'amplitude de mouvement avant chaque mesure au goniomètre. Ainsi, non seulement l'observateur s'exerce-t-il, mais il réduit également les risques d'une erreur de mesure (en lisant par exemple du mauvais côté du corps du goniomètre) s'il sait à quelle valeur approximative s'attendre.^{111, 124}

1.2.3 Méthode photographique

Avec la même cohorte de 50 patients, Blonna et coll. ont cette fois-ci opposé le goniomètre à une méthode photographique.²⁴ Une photographie numérique a été prise, des repères ont été dessinés sur l'image et l'angle de flexion a par la suite été mesuré à l'aide d'un goniomètre apposé sur un écran d'ordinateur. L'erreur calculée entre les deux mesures est de $0^{\circ} \pm 1^{\circ}$ pour le chirurgien expérimenté et les CCI inter-observateurs sont excellents (0,76-0,98). Les auteurs concluent que la méthode photographique est valide et offre une meilleure reproductibilité que le goniomètre. Toujours concernant le coude, Fish et Wingate abondent dans le même sens, démontrant une erreur inférieure avec la méthode photographique et des angles mesurés significativement différents d'une mesure faite au goniomètre.⁴⁷ La méthode photographique est utilisée et validée pour d'autres articulations.^{25, 45, 71} Elle a notamment été comparée à une mesure faite sur radiographies pour la mesure de l'hallux valgus.^{109, 113} Cependant, les problèmes sont sensiblement les mêmes que pour les autres instruments; à savoir que les points de repère identifiés sur la peau reposent sur une estimation visuelle et peuvent être inexacts.^{53, 84, 124, 157}

1.2.4 Applications pour téléphones intelligents

Ferriero et coll. ont mis au point en 2011 une application pour téléphone intelligent nommée DrGoniometer (DrG; C.D.M. srl, Milan, Italie). Le fonctionnement est très simple et analogue à la méthode photographique. (**Figure 8**) La principale différence est qu'il est possible de placer les points de repère pour la mesure numérique immédiatement après avoir pris la photo. Ils ont procédé à une étude visant à comparer leur application au goniomètre universel pour la mesure de l'AdM du coude.⁴⁶ Les CCI de la méthode DrGoniometer© sont sans équivoque : 0,998 pour les corrélations intra et interobservateur. La différence entre les deux méthodes a été calculée pour chaque mesure et 95 % des écarts observés étaient inférieurs à $10,26^{\circ}$.⁴⁶

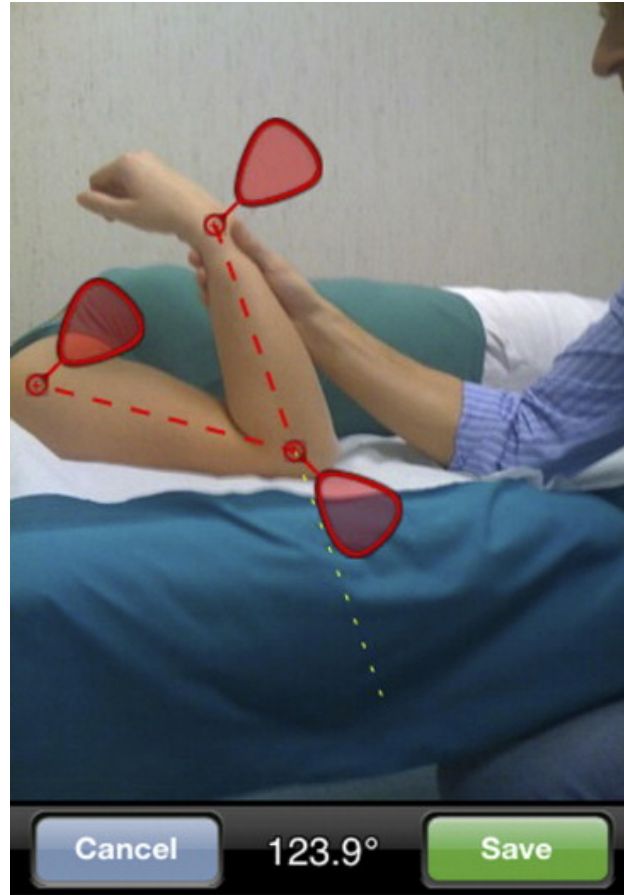


Figure 8 : Application pour téléphone intelligent.

Reproduit de Physical Medicine and rehabilitation, Ferriero G, Sartorio F, Foti C, Primavera D, Brigatti E, and Vercelli S, Reliability of a New Application for Smartphones (DrGoniometer) for Elbow Angle Measurement. 2011; 3(12): p. 1153-4., avec la permission d'Elsevier.

En juillet 2012, 7 applications iPhone© permettant de mesurer l'AdM du coude étaient disponibles sur le iTunes Store© (Apple inc., Cupertino, CA, É-U.). Le principe de fonctionnement est photographique pour 3 d'entre elles, 4 utilisent l'accéléromètre du téléphone pour faire office d'inclinomètre et une seule a été conçue pour permettre spécifiquement de mesurer l'AdM sur des radiographies. À l'exception de l'étude de Ferriero et coll. (dont les auteurs sont également les concepteurs et propriétaires de l'application), aucune donnée scientifique n'est disponible concernant ces méthodes émergentes. Cependant, la fiabilité et validité de ces logiciels devraient être semblable aux méthodes photographiques et de l'inclinomètre, puisque le principe de fonctionnement est similaire.

1.2.5 Inclinomètre

La famille des inclinomètres, apparue dans les années 1930⁴⁹, regroupe tous les instruments dont la calibration et le point de référence reposent sur la constante universelle qu'est la gravité.¹¹¹ Il peut s'agir d'une petite aiguille plombée pointant vers le bas ou, comme pour les inclinomètres à niveau liquide décrits dès 1956¹³⁷, d'un ménisque de fluide s'élevant au plus haut point, selon le même principe qu'un niveau à construction.⁸⁴ Dans tous les cas, la verticale est déterminée par gravité et l'instrument doit être rigoureusement fixé au membre à mesurer. L'avantage de cette famille d'instruments est qu'il ne suffit que d'une main pour correctement immobiliser l'inclinomètre. En contrepartie, plusieurs auteurs ont rapporté la difficulté que représente le positionnement stable de l'instrument sur un membre.^{84, 115} La mesure est en effet très sensible aux petites variations de positionnement de l'appareil.¹¹¹ Pour la mesure de l'AdM du coude, l'inclinomètre est typiquement placé sur le bord dorsal du cubitus, à 10 cm de l'olécrâne.¹¹⁵

L'inclinomètre est un sérieux adversaire du goniomètre. Il aurait une meilleure reproductibilité intra-observateur que le goniomètre ou la méthode photographique.^{115, 157} Selon Poichotte dans *L'inclinomètre dans la pratique courante*¹¹⁹, l'inclinomètre est nettement supérieur au goniomètre sur plusieurs points, notamment en raison de la position de référence fiable (gravité) et d'une précision de l'ordre de 2° (jusqu'à 0,1° pour les modèles à affichage numérique).¹¹⁹ L'auteur vante extensivement l'inclinomètre « *bi-level* » fabriqué par ISOMED© (Kirkland, WA, É-U) sur tout près de 100 pages. La compagnie de distribution de l'instrument en France (ISOMEM©, Mantes-La-Jolie, France) étant enregistrée au nom de l'auteur, les données fournies dans le livre souffrent d'un apparent conflit d'intérêts.

Finalement, l'inclinomètre est peu courant en clinique, car l'utilisation est impossible dans certaines situations, par exemple pour mesurer l'abduction de la hanche chez un patient qui, par incapacité, douleur ou autre, doit rester en décubitus dorsal. De plus, bien que la mesure soit valide, il y a une différence significative entre les valeurs mesurées avec le goniomètre universel et l'inclinomètre, si bien que les instruments ne devraient pas être interchangeables.^{57, 115}

1.2.6 Electrogoniomètre

Les premières mentions de l'électrogoniomètre datent des années 1950.¹²⁴ Certains électrogoniomètres sont spécialement conçus pour le coude¹⁰⁵ alors que d'autres peuvent servir à mesurer plusieurs articulations, tels le NK Hand Assessment Laboratory joint motion module (NK Biomechanical Engineering, Minneapolis, MN, É-U.)⁷ et l'OrthoRanger© (MI Tech inc., Daytona Beach, FL, É-U.).⁶¹ Wang et coll. ont également fourni les instructions pour construire un électrogoniomètre « maison » qui coûte tout de même près de 80 \$ en matériel et requiert des séances de calibration.¹⁶¹ Chaque instrument mis sur le marché est différent, mais le principe général demeure le même. Des capteurs sont fixés au bras et à l'avant-bras et connectés au dispositif principal, qui mesure l'amplitude de mouvement selon les changements de voltage ou de résistance observés au cours du mouvement.^{7, 61} La valeur est affichée sur un écran à cristaux liquides ou directement transmise à un ordinateur, ce qui a l'avantage d'être indépendant de l'observateur. Le positionnement de l'appareil, par contre, l'est.⁵⁷ Les sources d'erreurs sont donc similaires à celles du goniomètre ou de l'inclinomètre.¹²⁴

Szulc et Lewandowski soutiennent que l'électrogoniomètre offre une meilleure reproductibilité pour la mesure de l'amplitude de mouvement du coude que le goniomètre.¹⁵¹ Par contre, la fiabilité du dispendieux OrthoRanger© s'est révélée être inférieure au goniomètre universel dans l'étude de Greene et Wolf.⁶¹ Les critiques sont aussi présentes dans le cas de la mobilité lombaire, où la fiabilité de l'électrogoniomètre a été qualifiée de « *less than acceptable* ». ³¹ Au final, peut-être l'instrument, par sa lecture numérique, réduit les différences observées entre les observateurs, mais il demeure controversé, dispendieux et très peu disponible dans les établissements de santé québécois.⁵⁷

1.2.7 Autres méthodes de mesure

Les systèmes d'analyse du mouvement utilisant marqueurs et caméras commercialisés par Vicon© (Vicon Peaks, CA, USA) ont été décrits à plusieurs reprises.^{72, 98, 117, 133, 135} Une vingtaine de marqueurs réfléchissants collés à la peau sont fixés à des endroits précis de la tête, de thorax et des deux membres supérieurs. Six à 10 caméras, fonctionnant à 60 ou

120 Hz, transmettent ainsi les déplacements des différents marqueurs à un logiciel en temps réel.^{72, 117, 135} Ce système est particulièrement affectueux dans les études sur l'AdM fonctionnelle, où les sujets performant différentes activités de la vie quotidienne et où le logiciel peut suivre et calculer les amplitudes articulaires réalisées. Un avantage est que les marqueurs ne sont pas des émetteurs et ne nécessitent pas de source de courant : le sujet est donc libre de bouger dans l'espace, sans fil. La précision rapportée pour la mesure de la flexion du coude est de l'ordre de 2° et de 6° pour la répétabilité.⁹⁷ Ce type de dispositif est par contre sensible au mouvement de la peau (et donc des marqueurs réfléchissants) par rapport aux os durant le mouvement.⁷² De plus, l'installation des marqueurs demande une certaine précision ainsi qu'une période de calibration pour chaque sujet. Il va sans dire, pour terminer, que cet équipement n'est pas disponible en dehors des laboratoires de biomécanique, demande du personnel qualifié et peut coûter plusieurs milliers de dollars.

La mobilité du coude peut aussi être calculée à l'aide d'outils servant à la réadaptation. Les orthèses du coude sont parfois munies d'un goniomètre intégré permettant de savoir à combien de degrés de flexion le coude est immobilisé. Le système IntelliStrech© (Rehabtek LLC, Wilmette, IL, É-U.) se rapproche du fonctionnement de l'électrogoniomètre et sert à la réadaptation des patients hémiparésiques. Le système procure une rétroaction visuelle lors des mouvements du coude et enregistre du même coup les valeurs d'amplitudes atteintes.¹⁵⁰

Déjà utilisé pour mesurer les longueurs ou circonférences des membres et la flexion lombaire (indice de Schober), le ruban gradué peut aussi servir à mesurer l'amplitude de mouvement du membre supérieur.¹²⁴ Pour évaluer la FM, il serait par exemple possible de mesurer la distance entre l'acromion et le processus styloïde du radius.⁶³ La perte ou le gain subséquent de FM sera alors mesuré en centimètres. L'inconvénient majeur de cette technique est qu'on ne peut pas obtenir de mesure pour tous les mouvements (l'extension du coude, par exemple). De plus, une mesure en centimètre est incomparable avec une mesure d'amplitude articulaire en degrés.

La quantité de littérature concernant la mesure de l'AdM du coude est minime lorsque comparée à celle traitant de l'épaule. À l'instar du coude, énormément de controverse

entoure la mesure de l'AdM de l'épaule ou même de la prosupination de l'avant-bras, par exemple.^{36, 48, 52, 66, 124} Van de Pol et coll. ont revu 13 études portant sur la fiabilité de la mesure de l'AdM de l'épaule.¹⁵⁸ La performance de l'instrument dans ces cas-ci dépend grandement du mouvement mesuré, le plus grand défi étant pour la rotation interne et externe. L'inclinomètre et le goniomètre, sans être parfaits, sont déjà beaucoup plus fiables que l'estimation visuelle ou la mesure au ruban.^{108, 158} Un point important soulevé par les auteurs est que toutes les études incluses dans cette revue systématique présentaient des failles méthodologiques.¹⁵⁸

1.3 Synthèse

Les études sont souvent discordantes à propos de la fiabilité et la validité des différents instruments de mesure. À titre d'exemple, Goodwin et coll. comparent le goniomètre, l'inclinomètre à niveau liquide et l'électrogoniomètre et concluent qu'ils sont tous valables⁵⁷ alors qu'Armstrong et coll. parlent de près de 20° de variations entre les différents instruments.⁷ Malgré tout, certaines conclusions font davantage l'unanimité. Tout d'abord, dans un contexte de recherche, une mesure précise, fiable et valide est requise^{16, 146}, par conséquent l'utilisation d'un instrument demeure préférable à l'estimation visuelle.^{36, 92, 115, 158} La mesure à l'aide du goniomètre, au même titre que l'inclinomètre ou l'électrogoniomètre, repose avant tout sur la palpation et l'identification de points de repère externes. Le positionnement représente ainsi la principale source d'erreur^{7, 47, 57, 84, 124, 134} et les instruments de mesure ne sont pas interchangeables.^{57, 115, 152} Le livre de Reese et coll., *Joint Range of Motion and Muscle Length Testing*¹²⁴ représente sans doute la meilleure source d'information concernant la fiabilité et validité des différents instruments disponibles. Les données qui y sont présentées sont complètes et à jour.

Finalement, compte tenu du débat concernant la validité et la reproductibilité des instruments de mesure, il est essentiel que les auteurs d'études cliniques décrivent explicitement les instruments et méthodes utilisés en regard de la mesure de l'AdM.⁷ Entre-temps, tel que le conclut Van de Pol à l'issue de sa revue systématique sur la validité de la goniométrie, « *more research is needed on the elbow* ». ¹⁵⁸

Chapitre 2 – Hypothèses et objectifs

2.1 Problématique

L'amplitude de mouvement du coude est définie comme étant la différence de degrés entre la position de flexion maximale et d'extension maximale.^{41,107} Cette mesure est notamment un indicateur fiable de l'intégrité articulaire du coude et revêt une importance clinique.^{107, 122, 158, 40, 70, 85} L'AdM est également un paramètre mesuré lors d'études cliniques permettant d'évaluer rapidement la fonction du membre supérieur, que ce soit en pré ou postopératoire. De plus, la valeur obtenue est continue ce qui est statistiquement avantageux.¹⁵

Tel que détaillé au chapitre 1, une multitude de méthodes peuvent être utilisées. De celles-ci, le goniomètre universel est sans aucun doute l'outil le plus fréquemment rencontré, étant prisé pour son faible coût, sa rapidité et sa facilité d'utilisation. À l'instar des autres instruments, la validité et la fiabilité du goniomètre sont cependant remises en doute. La plus importante source d'erreur relevée est le positionnement de l'instrument sur les points de repère identifiés. L'exactitude de la mesure obtenue est également dépendante de la morphologie du patient et il peut y avoir une grande variabilité entre les différents observateurs, ce qui n'est normalement pas attendu d'un bon instrument de mesure.

Les chercheurs désirant investir temps et argent dans une étude clinique sont dans une situation problématique où ils n'ont présentement pas d'instrument permettant une mesure précise, et surtout valide, à leur disposition.

2.2 Objectif et hypothèse principaux

- L'objectif principal de ce mémoire est de proposer une méthode radiographique pour la mesure de l'amplitude de mouvement du coude. Celle-ci mesure l'AdM directement sur deux radiographies latérales du coude, soit en position de flexion et d'extension maximale. Afin d'en valider l'utilisation, les limites de la méthode seront explorées en regard d'une source d'erreur potentielle : la difficulté d'obtenir un positionnement optimal du membre supérieur lors de la radiographie

La qualité des radiographies latérales du coude obtenue dans un hôpital est inconstante et la méthode pourrait être sujette aux variations de positionnement du membre supérieur. Un objectif important de ce travail est donc de vérifier si la mesure de l'AdM peut souffrir d'un mauvais positionnement lors de la radiographie. Deux scénarios seront étudiés. Premièrement, l'influence de la rotation interne ou externe du membre supérieur sur la mesure radiographique sera testée. Ensuite, la fiabilité de la méthode lorsque les diaphyses ne sont pas entièrement visibles sera également vérifiée. Effectivement, la taille des radiographies du coude est très variable. La majeure partie de la diaphyse humérale est parfois visible alors que plus fréquemment seulement le tiers distal apparaît sur les clichés.

2.3 Objectifs et hypothèses spécifiques

- Un second objectif est ensuite d'utiliser cette méthode afin d'évaluer la validité du goniomètre.

Cette méthode n'a jamais été utilisée pour évaluer la validité du goniomètre pour la mesure du membre supérieur. Une mesure utilisant directement les diaphyses humérale et cubitale pourrait être plus avantageuse que les options actuellement disponibles pour la mesure de l'AdM du coude, notamment en regard de la précision et de l'exactitude des mesures. La reproductibilité intra-observateur du goniomètre et inter-observateur de la méthode radiographique seront aussi rapportées.

- Décrire l'image radiologique d'un coude qui n'est pas en parfait latéral. Plus précisément, il s'agit de fournir une description de l'apparence radiographique d'un coude en rotation externe ou interne.

Il n'existe aucune façon de quantifier la rotation du membre supérieur lorsque celui-ci n'est pas en position parfaitement latérale sur une radiographie. Or, l'objectif principal sera d'une utilité limitée si les limites de rotation acceptables ne sont pas accompagnées d'un outil ou d'une démarche permettant d'estimer la rotation sur une radiographie.

- Utiliser la méthode radiographique pour déterminer quels facteurs propres à l'individu peuvent expliquer les variations d'amplitude de mouvement du coude observées dans la population.

L'utilisation de la méthode radiographique pourrait permettre de lever le voile sur l'impact de certains facteurs sur l'amplitude de mouvement du coude. Les facteurs étudiés seront l'âge, le sexe, l'origine ethnique, le sport, l'hyperlaxité, l'emploi, l'IMC, la dominance manuelle et les circonférences du bras et de l'avant-bras. Par le fait même, l'objectif est également de comparer les valeurs obtenues d'AdM avec les moyennes de la littérature pour une population d'adultes sains. En restreignant la population d'intérêt, l'étude de sujets sains limite sans doute la validité externe des résultats. Le choix de l'échantillon est cependant justifié par le fait que l'absence de douleur ou de limitation pathologique rend les mesures plus constantes.

Chapitre 3 – Méthodologie de recherche

Pour répondre aux questions de recherche, deux études principales ont été conduites. De celles-ci découlent les trois articles présentés au chapitre 4. Une étude clinique chez des sujets sains a été entreprise à l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal pour comparer la méthode radiographique au goniomètre. De plus, les résultats ont permis d'étudier les facteurs influençant l'amplitude de mouvement normale. C'est dans cette section qu'est présentée en détail la méthode radiographique de mesure. Une seconde étude, à saveur davantage biomécanique, a par la suite été menée conjointement avec l'hôpital Notre-Dame de Montréal. Les limites de la méthode ont été explorées grâce à un logiciel de simulation de radiographies. La méthodologie complète de ces deux études est présentée dans ce chapitre.

3.1 Étude clinique

La période de recrutement pour l'étude clinique a été ouverte entre le 7 juin et le 30 juillet 2010, à l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal. Le projet, préalablement approuvé par les comités d'éthique de l'hôpital et de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS) (**Annexe 1**), visait à recruter des volontaires sains pour remplir un questionnaire et participer à une session de mesure de l'amplitude de mouvement du coude, d'abord à l'aide du goniomètre puis selon la méthode radiographique (décrite plus bas). Les sujets devaient avoir entre 18 et 50 ans et ont signé un formulaire de consentement. Les critères d'exclusion incluaient une grossesse confirmée ou suspectée, des antécédents de traumatisme au coude et toute maladie musculosquelettique (dont arthrite et arthrose) ou neurologique affectant le membre supérieur. Aucune compensation financière n'a été versée pour la participation à l'étude, à l'exception d'un billet de stationnement pour certains. Selon une étude de puissance et compte tenu de la fiabilité de la mesure radiographique, un échantillon de 45 à 50 personnes était nécessaire (différence entre les groupes estimée à 5° , $\alpha = 0,5$ et puissance = 80%). Cinquante-et-un sujets ont ainsi accepté de participer et la grande majorité de ceux-ci étaient des membres du personnel de l'hôpital ou du centre de recherche. Les 31 femmes et 20 hommes étaient âgés en moyenne de $31,7 \pm 9,3$ ans (étendue : 19–50 ans).

La première étape a été de remplir un court questionnaire. Les données suivantes ont été récoltées : date de naissance, sexe, origine ethnique, emploi, dominance manuelle, sports pratiqués, poids et taille. Une attention particulière a été portée au type d'emploi, pour repérer par exemple ceux qui occupent un travail manuel avec utilisation répétée du membre supérieur. Le participant devait également spécifier quels sports étaient pratiqués, la fréquence et l'intensité de ceux-ci. Le Compendium d'activité physique d'Ainsworth³ répertorie les dépenses énergétiques pour pratiquement tous les sports et permet ainsi de traduire un niveau d'activité physique en METs (*Metabolic Equivalent of Task*) (**Figure 9**). La taille et le poids étaient rapportés par le sujet et n'ont pas été mesurés par l'évaluateur. Ces données ont servi à mesurer l'IMC, défini comme étant le rapport de la masse sur le carré de la taille (kg/m^2).¹⁶⁴

CODE	METS	SPECIFIC ACTIVITY	EXAMPLES
01009	8.5	bicycling,	bicycling, BMX or mountain
01010	4.0	bicycling,	bicycling, <10 mph, leisure, to work or for pleasure (Taylor Code 115)
01015	8.0	bicycling,	bicycling, general
01020	6.0	bicycling,	bicycling, 10-11.9 mph, leisure, slow, light effort
01030	8.0	bicycling,	bicycling, 12-13.9 mph, leisure, moderate effort
01040	10.0	bicycling,	bicycling, 14-15.9 mph, racing or leisure, fast, vigorous effort
01050	12.0	bicycling,	bicycling, 16-19 mph, racing/not drafting or >19 mph drafting, very fast, racing general
01060	16.0	bicycling,	bicycling, >20 mph, racing, not drafting
01070	5.0	bicycling,	unicycling
02010	7.0	conditioning exercise,	bicycling, stationary, general
02011	3.0	conditioning exercise,	bicycling, stationary, 50 watts, very light effort
02012	5.5	conditioning exercise,	bicycling, stationary, 100 watts, light effort
02013	7.0	conditioning exercise,	bicycling, stationary, 150 watts, moderate effort
02014	10.5	conditioning exercise,	bicycling, stationary, 200 watts, vigorous effort
02015	12.5	conditioning exercise,	bicycling, stationary, 250 watts, very vigorous effort
02020	8.0	conditioning exercise,	calisthenics (e.g. pushups, situps, pullups, jumping jacks), heavy, vigorous effort
02030	3.5	conditioning exercise,	calisthenics, home exercise, light or moderate effort, general (example: back exercises), going up & down from floor (Taylor Code 150)
02040	8.0	conditioning exercise,	circuit training, including some aerobic movement with minimal rest, general
02050	6.0	conditioning exercise,	weight lifting (free weight, nautilus or universal-type), power lifting or body building, vigorous effort (Taylor Code 210)
02060	5.5	conditioning exercise,	health club exercise, general (Taylor Code 160)
02065	9.0	conditioning exercise,	stair-treadmill ergometer, general
02070	7.0	conditioning exercise,	rowing, stationary ergometer, general
02071	3.5	conditioning exercise,	rowing, stationary, 50 watts, light effort
02072	7.0	conditioning exercise,	rowing, stationary, 100 watts, moderate effort
02073	8.5	conditioning exercise,	rowing, stationary, 150 watts, vigorous effort
02074	12.0	conditioning exercise,	rowing, stationary, 200 watts, very vigorous effort
02080	7.0	conditioning exercise,	ski machine, general
02090	6.0	conditioning exercise,	slimnastics, jazzercise
02100	2.5	conditioning exercise,	stretching, hatha yoga
02101	2.5	conditioning exercise,	mild stretching
02110	6.0	conditioning exercise,	teaching aerobic exercise class
02120	4.0	conditioning exercise,	water aerobics, water calisthenics
02130	3.0	conditioning exercise,	weight lifting (free, nautilus or universal-type), light or moderate effort, light workout, general
02135	1.0	conditioning exercise,	whirlpool, sitting
03010	4.8	dancing,	ballet or modern, twist, jazz, tap, jitterbug
03015	6.5	dancing,	aerobic, general
03016	8.5	dancing,	aerobic, step, with 6 – 8 inch step
03017	10.0	dancing,	aerobic, step, with 10 – 12 inch step
03020	5.0	dancing,	aerobic, low impact
03021	7.0	dancing,	aerobic, high impact

Figure 9 : Exemple tiré du Compendium d'activité physique d'Ainsworth et coll. Les valeurs en METs correspondant à différentes activités sont indiquées dans la seconde colonne.

Reproduit de *Medicine & Science in Sports & Exercice*, Ainsworth BE, Haskell WL, et al., *Compendium of Physical Activities: Classification of Energy Costs of Human Physical Activities*. 1993; 25(1): p. 71-80. Avec la permission de Wolters Kluwer Health.

3.1.1 Examen physique

L'examen physique débutait par l'évaluation de l'hyperlaxité selon les critères de Beighton & Horan (**Annexe 2**).^{11, 145} Ce score accorde un point pour l'hyperlaxité (visuellement estimée) de chacune des articulations suivantes : coudes, genoux, poignets, 5^e doigts et colonne lombaire, pour un total de 9 points. Un diagnostic d'hyperlaxité généralisé peut-être posé dans le cas d'un score de 4/9 et plus. Puisque l'hyperlaxité fait partie des facteurs pouvant expliquer les variations d'AdM du coude, les deux points accordés à l'hyperextension du coude ont été ignorés. Autrement dit, l'objectif est de vérifier si l'hyperlaxité de différentes articulations est associée à davantage de flexion ou d'extension du coude. Avant de débiter les mesures goniométriques, la circonférence maximale du bras et de l'avant-bras ont été mesurées au repos. Le positionnement du ruban à mesurer gradué au millimètre a été estimé au point le plus large du bras et de l'avant-bras.

La flexion et l'extension du coude ont ensuite été mesurées à l'aide d'un goniomètre universel (Modular Shoulder System, 3M, St Paul, MN, É.-U.). Les bras de l'instrument de plastique mesuraient 25cm et le centre, gradué sur 360° (précision de $\pm 0,5^\circ$). Le goniomètre choisi a été le premier trouvé en clinique externe d'orthopédie, et pour se rapprocher d'un contexte clinique, aucune calibration n'a été effectuée. Les points de repère n'ont pas préalablement été identifiés sur les sujets, comme certains auteurs le font.^{24, 47} De plus, le centre du goniomètre n'a pas été masqué tel que parfois suggéré^{7, 57, 128, 130} pour ne pas voiler l'épicondyle latéral, qui est déjà une source importante d'erreur.^{84, 111} Les volontaires étaient assis sur une chaise et les sessions se sont déroulées dans la même pièce sous des conditions similaires. Le bras était levé de manière à ce que l'humérus soit parallèle avec le sol (flexion antérieure de l'épaule), pour que la position se rapproche le plus possible de celle adoptée lors des mesures radiologiques. À cette fin, la main devait également être en position neutre. Le volontaire était alors prié de fléchir ou de déplier le coude au maximum. Le mouvement était actif, c'est-à-dire qu'en aucun temps l'évaluateur n'a appliqué de force externe sur le coude. Il a été démontré que la validité de la mesure d'un mouvement passif est inférieure puisque les variations de forces appliquées peuvent contribuer à l'erreur de l'instrument.⁴⁷ De plus, l'évaluateur s'est aussi efforcé de

rappeler aux volontaires d'atteindre leur position de flexion et d'extension maximale à de nombreuses reprises. Les points de repère utilisés, tel que recommandé, sont l'épicondyle latéral, la pointe de l'acromion ainsi que le centre du poignet. Ce dernier repère, moins utilisé, a l'avantage d'être constant, que la main soit en supination, en position neutre ou en pronation. Chaque position a été mesurée trois fois aléatoirement, et en alternance entre les coudes droit et gauche, tel que recommandé.^{84, 92} Une moyenne des trois résultats a finalement été calculée.

3.1.2 Examen radiologique

La dernière étape de la rencontre s'est déroulée au département de radiologie. Le technicien en radiologie, après avoir invité le sujet à enfiler un tablier de plomb et un collet protecteur, a d'abord calibré l'appareil radiographique (GE Healthcare, Little Chalfont, Buckinghamshire, UK). Le même évaluateur ayant mesuré au goniomètre a positionné le sujet et son coude, ajusté la hauteur de la source émettrice ainsi que le champ de la radiographie. Le volontaire était assis et son bras reposait sur la table radiographique. **(Figure 10)** La hauteur de la table a également dû être ajustée pour que l'humérus et l'avant-bras soient dans le même plan horizontal.^{27, 122}

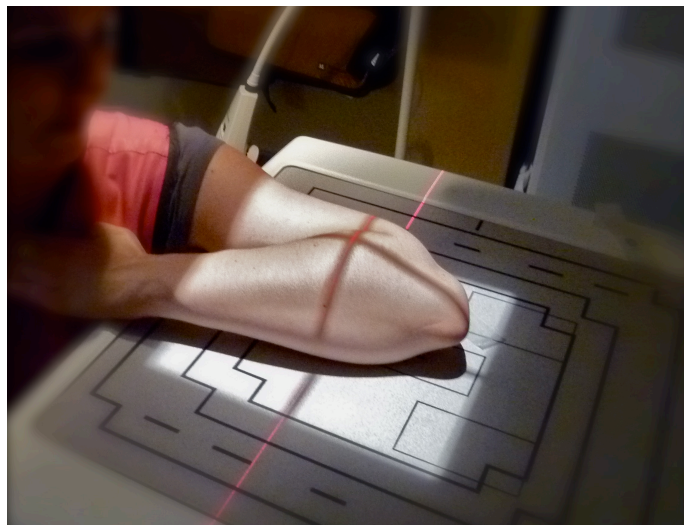


Figure 10 : Positionnement lors de la mesure radiographique de la flexion du coude

Une fois la radiographie effectuée, l'évaluateur regardait immédiatement le cliché et déterminait si la position était adéquate (coude centré sur l'image, grand champ, latéral acceptable). En cas de doute ou si le coude était manifestement en rotation, le positionnement et la radiographie étaient recommencés. Le technicien enregistrait l'image uniquement lorsque la radiographie était jugée acceptable.

Pour chaque côté, 6 clichés ont été effectués :

- Vue antéropostérieure (AP) du coude en extension et supination*
- Vue latérale du coude fléchi à 90° et la main d'abord en pronation, puis neutre et enfin en supination**
- Vue latérale, coude fléchi au maximum, avant-bras en rotation neutre
- Vue latérale, coude en extension maximale, avant-bras en rotation neutre

* Les radiographies AP et latérales à 90° étaient nécessaires pour qu'une radiologue spécialisée en imagerie musculosquelettique puisse repérer et exclure les coudes présentant une pathologie.

** Les radiographies de prosupination à 90° ont été utilisées pour une autre étude.

Lorsque les 12 radiographies du sujet étaient complétées, les images ont été exportées en format DICOM. Les sessions duraient, du questionnaire à la fin des radiographies, environ une heure et les données recueillies étaient immédiatement anonymisées.

3.1.3 Incidence radiographique latérale

Pour poser un diagnostic radiologique, il est capital d'obtenir une vraie radiographie latérale du coude.^{102, 121, 122} Celle-ci permet en effet d'apprécier l'espace articulaire de même que l'olécrâne et les lignes graisseuses articulaires (*fat pads*).⁵⁰ Pourtant il est très rare que les radiographies faites soient en latéral franc, celles-ci étant toujours un peu en rotation. (**Figure 11**) La situation peut être problématique lorsque, par exemple, des fractures ne sont pas diagnostiquées faute d'avoir un latéral adéquat.¹⁴¹ Les rayons X d'une incidence radiographique latérale sont par définition perpendiculaires au plan sagittal. Les rayons sont donc dirigés perpendiculairement au plan de la trochlée.^{90, 121, 141} Pour être plus précis, l'incidence peut être décrite comme étant latéromédiale ou médiolatérale, selon l'orientation des rayons X. Dans le cas d'une radiographie du coude, l'incidence est généralement latéromédiale.⁵⁰ Huit critères permettent d'apprécier la qualité d'une radiographie latérale selon le *Merrill's Atlas of Radiographic Positioning and Procedures*⁵⁰ :

- Coude centré sur l'image
- Coude fléchi à 90°
- Épicondyles de l'humérus superposés
- Espace articulaire ulnohuméral clairement visible
- Tubérosité radiale orientée en antérieur
- Tête radiale partiellement superposée au processus coronoïde
- Olécrâne vu de profil
- Trabéculations osseuses visibles et lignes graisseuses surélevées si présentes.

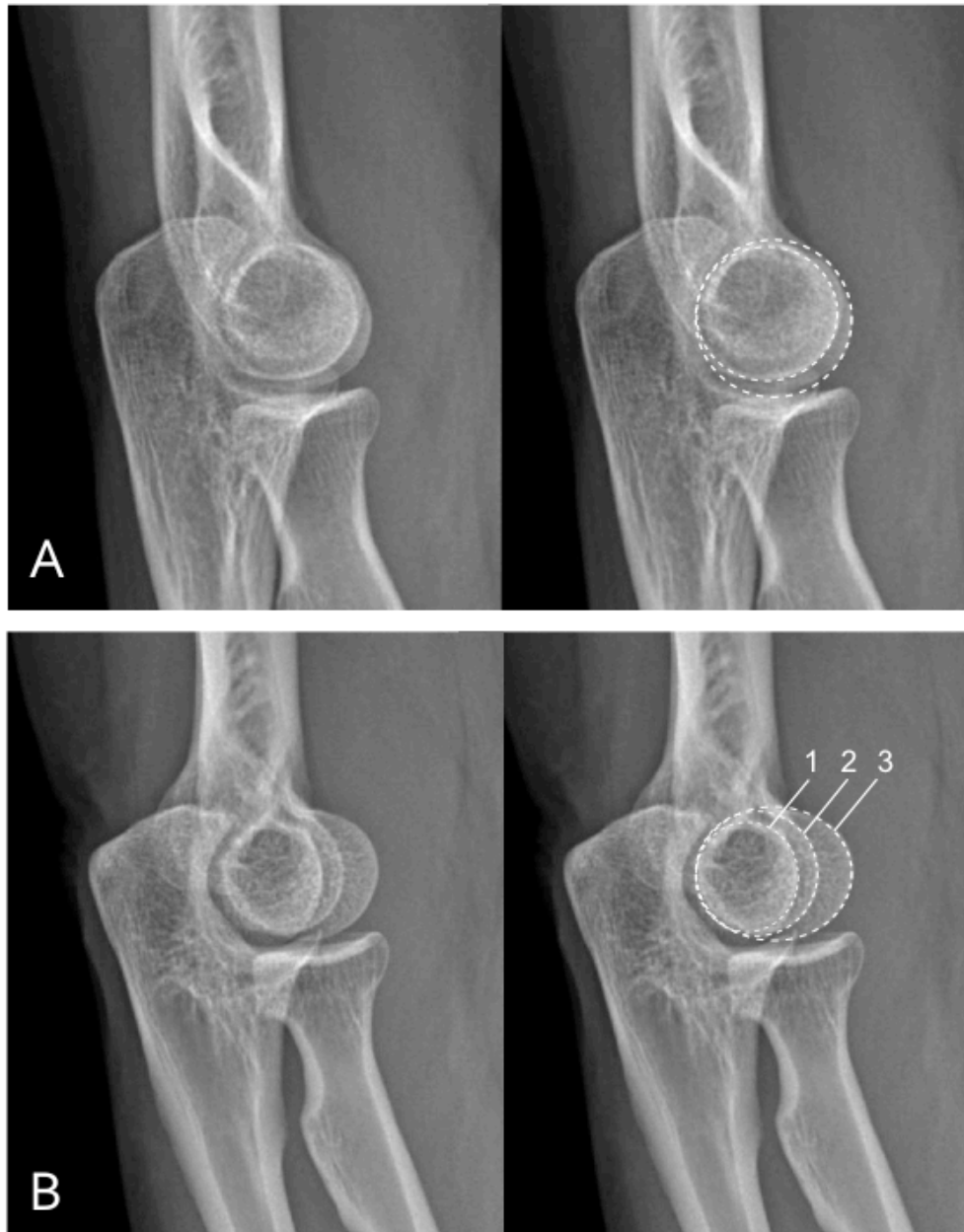


Figure 11 : Latéral franc radiographique. **(A)** Incidence latérale respectable; la trochlée et le capitulum étant pratiquement superposés. **(B)** Mauvaise incidence latérale. On distingue très clairement le sillon trochléaire (1), le plus grand diamètre de la trochlée (2) et le capitulum (3), toujours facilement identifiable car aligné avec la tête radiale.

3.1.4 Mesure radiographique

Quelques jours après avoir rencontré les 51 volontaires, et sans connaître les valeurs mesurées au goniomètre, deux coauteurs ont mesuré l'angle de flexion et d'extension des 102 coudes. Les images au format DICOM (taille réelle, résolution de 500-2000 pixels environ, ce qui donne une précision de mesure de $\pm 0,02^\circ$ à $\pm 0,1^\circ$) ont été importées dans le logiciel d'imagerie SliceOmatic© (TomoVision, Magog, Québec, Canada). L'angle que forment l'humérus et le cubitus a ensuite été mesuré conformément à la méthode radiographique. (**Figure 12**) Une fois les coudes mesurés en flexion et en extension maximale, les quelques radiographies (<5 %) pour lesquelles l'écart entre les deux évaluateurs était supérieur à 3° ont été systématiquement mesurées de nouveau.



Figure 12 : Mesure radiographique de l'amplitude de mouvement du coude. Deux axes sont d'abord été placés sur le bord postérieur du tiers moyen de la diaphyse de l'humérus et cubitus. Lorsque l'alignement des axes avec le contour diaphysaire postérieur est jugé satisfaisant, l'outil procteur est utilisé pour mesurer l'axe formé par les deux axes. L'angle ainsi calculé est rapporté au centième de degré; $163,58^{\circ}$ dans cet exemple-ci.

3.1.5 Statistiques utilisées

Toutes les statistiques de cette étude ont été réalisées avec le logiciel *PASW Statistics 18.0* (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Avant toute chose, un test de Kolmogorov-Smirnov (seuil alpha de 0,05) a été effectué pour vérifier la normalité des distributions. Les mesures goniométriques (0,220 à 0,923) comme radiographiques (0,746 à 0,990) étaient normalement distribuées, permettant d'aller de l'avant avec d'autres tests statistiques.²²

À chaque coude correspondait une paire de valeurs composée de la moyenne goniométrique (3 mesures, un seul évaluateur) et de la moyenne radiographique (1 mesure, deux évaluateurs). L'analyse statistique sert ici deux objectifs, soit d'évaluer la fiabilité et la validité du goniomètre. La fiabilité est la qualité d'un instrument à produire les mêmes résultats, lorsqu'utilisés dans les mêmes conditions.^{81, 111} La validité est plutôt la capacité d'un instrument à effectivement mesurer ce qui doit être mesuré.^{81, 111}

La fiabilité a d'abord été déterminée pour les deux méthodes, car si une des deux a une pauvre reproductibilité, la validité sera nécessairement faible.²² Les coefficients de corrélations intraclasse (CCI) représentent la reproductibilité intraobservateur dans le cas du goniomètre et interobservateurs pour la méthode radiographique. Les coefficients de corrélations de Pearson (PCC), mesurant la corrélation entre les deux méthodes de mesures, ont aussi été calculés.

Ces deux tests statistiques (CCI et PCC) ne sont cependant pas appropriés pour évaluer la concordance (ou l'« *agreement* ») entre les deux méthodes.²² L'analyse des différences, généralement faite via le diagramme de Bland et Altman, est bien plus adéquate pour apprécier la validité d'une mesure.^{19, 21} Dans ce type de graphique, chaque paire de mesures représente un point dont l'abscisse est la moyenne des deux valeurs et l'ordonnée, la différence.^{18, 22} La première étape est donc d'observer la distribution des points et d'y déceler soit une tendance, soit un biais systématique. Une tendance, dans ce cas-ci, serait observée s'il existe une relation entre la moyenne et la différence d'une paire. Un biais systématique est présent si une méthode fournit toujours une valeur plus élevée que l'autre.

Dans ce cas-ci, les points seraient systématiquement au-dessus ou en dessous de $Y=0$. La deuxième partie de l'analyse consiste à calculer les limites de la concordance entre les deux méthodes. Ces limites sont les bornes supérieures et inférieures délimitant 95 % des points (moyenne des différences $\pm 1,96$), d'où l'appellation « *95% Limits of agreement* » nommée par Bland et Altman.^{17, 22} Si l'intervalle entre les deux bornes est un écart de mesure cliniquement acceptable, alors les deux méthodes sont interchangeables.²²

Une possible association entre les différents facteurs démographiques ou anthropométriques et l'amplitude de mouvement, mesurée par la méthode radiographique, a été étudiée. Un test de normalité (Kolmogorov-Smirnov) a ici aussi été effectué pour les facteurs à caractère continu. Les PCC ont d'abord été calculés pour déterminer s'il y a une association entre l'âge, le niveau d'activité physique (en METs), l'hyperlaxité, l'IMC, et les circonférences du bras et de l'avant-bras et l'amplitude de mouvement. Quant au facteur « dominance », un test T de Student apparié a été choisi et les paires étaient formées des deux coudes de chaque sujet. Un test T non-apparié a été préféré pour comparer les hommes et les femmes.

Finalement, un modèle de régression linéaire multivarié a été créé pour expliquer la variance de la flexion, de l'extension et de l'AdM totale. Ce type de modèle prend la forme de :

$$Y = b_0 + b_1X_1 + b_2X_2 + b_3X_3 + \dots + b_nX_n$$

Où « Y », l'amplitude de mouvement, peut être prédit par certains facteurs « X ». Le modèle tente d'abord de trouver la meilleure combinaison de facteurs. La statistique « R^2 » quantifie la proportion de la variance de Y pouvant être expliquée par les termes de l'équation. Par exemple, un « R^2 » de 0.82 pourrait signifier que la combinaison de facteurs choisis explique 82 % des variations de flexion observées dans l'échantillon. Le paramètre « b » pondère l'importance de chaque facteur, puisque certains peuvent avoir un plus grand impact que d'autres. Ainsi le « b » peut être grand ou petit, positif ou négatif. Un « b » valant zéro signifie que le facteur n'est pas corrélé avec la composante de l'amplitude de mouvement étudiée et n'apparaîtra donc pas dans le modèle. Dans le choix des facteurs, le

modèle tient également compte de la possible corrélation entre les facteurs (ce qui représente dans ce cas une redondance d'information). Ainsi une variable est ajoutée à l'équation uniquement si elle est suffisamment indépendante des autres pour améliorer la valeur totale du modèle, le « R^2 ».

3.2 Étude de simulation radiographique

La seconde étude a été réalisée un an plus tard, au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). L'objectif de cette étude était de vérifier l'impact d'un mauvais positionnement du membre supérieur sur la mesure radiographique de l'AdM du coude. Les images archivées d'un scan tomodensitométrique (CT) appartenant au LIO ont été utilisées. Il s'agissait d'un scan d'un membre supérieur droit cadavérique appartenant à un homme de 50 ans sans évidence de pathologie musculosquelettique, à l'exception de discrets signes d'arthrose sur la tête humérale. Le bras apparaissait sur les images en position de flexion maximale. La scapula et la main ont été préservées sur le spécimen, l'épaule et le poignet étant donc intacts. La résolution du scan était de 512 x 512 pixels, les coupes sont 0.5 mm d'épaisseur et espacées entre elles de 0.5 mm. La main et la scapula ont été ignorées pour cette étude et les 343 coupes restantes incluaient donc le radius, le cubitus et l'humérus de 34,3 cm. À l'aide du logiciel SliceOmatic, les régions osseuses ont été manuellement sélectionnées sur toutes les coupes (**Figure 13**). Un modèle géométrique surfacique des structures osseuses a ensuite été généré automatiquement et un lissage (**Figure 14**) a permis d'adoucir les mailles et de donner une apparence plus réaliste aux os.

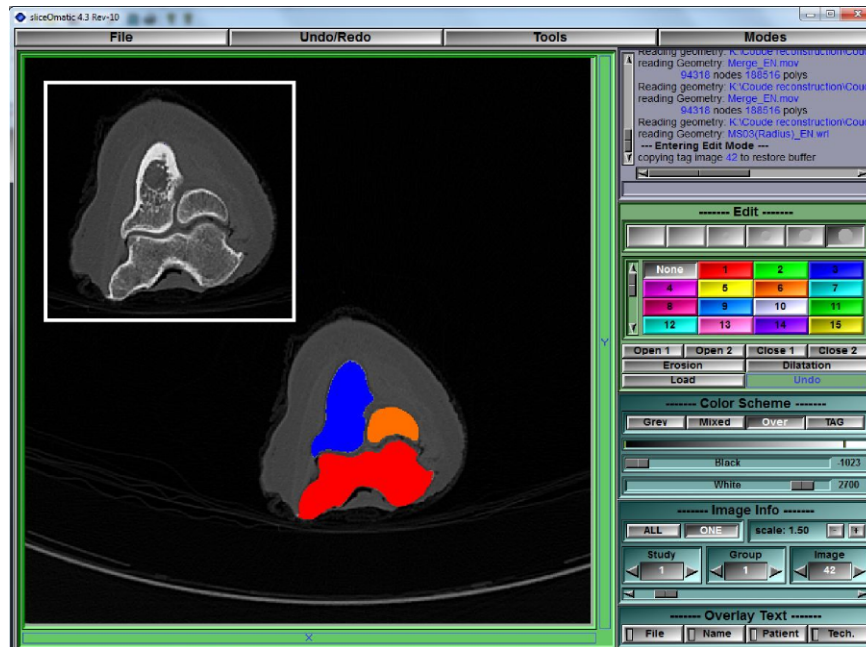


Figure 13 : Reconstruction osseuse : sélection des régions d'intérêt (*regions of interest*, ROI). Les régions osseuses de chaque image tomодensitométrique (coin supérieur gauche) ont été manuellement coloriées (au centre).

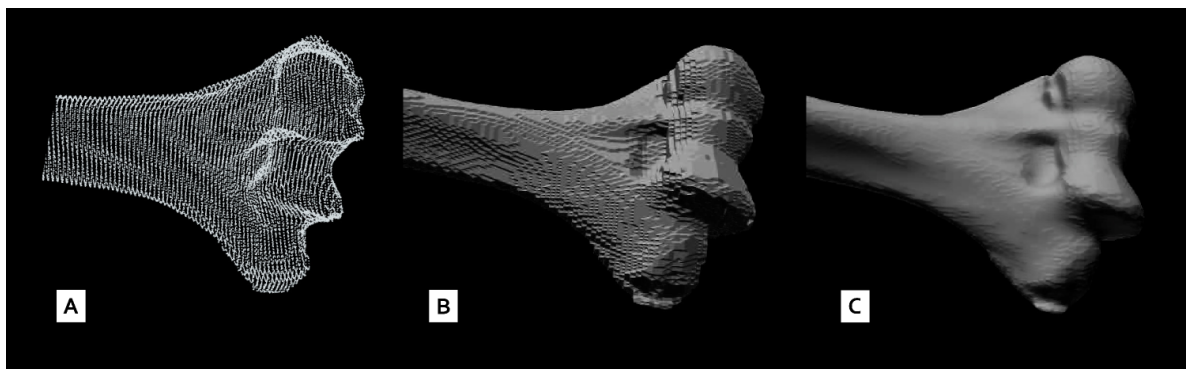


Figure 14 : Reconstruction osseuse : modèle géométrique et lissage. Les régions d'intérêt (ROI) de chaque os sont superposées (A) et un modèle géométrique surfacique est créé (B). Un lissage (C) est ensuite effectué pour améliorer l'apparence des os.

Le modèle reconstruit a par la suite été importé dans le logiciel IdefX (LIO, ETS-CRCHUM, Montréal, QC). Le spécimen ayant été numérisé en position de flexion et de supination, des transformations ont dû être appliquées. L'avant-bras a d'abord été placé en position de rotation neutre, comme la méthode radiographique de mesure de l'AdM le conseille. Ensuite, le modèle a été dupliqué et une copie a été placée en extension maximale. **(Figure 15)** Deux précautions ont été prises lors de cette manœuvre pour maximiser la fidélité anatomique du modèle. Premièrement, les systèmes de coordonnées et d'axes de rotation ont été définis selon les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB).¹⁶⁹ Ainsi, la prosupination peut être définie comme étant la rotation du radius autour d'un axe joignant le centre de la tête cubitale et le centre de la tête radiale.¹⁶⁹ Quant au mouvement de flexion-extension, l'ISB suggère de simplifier l'axe de rotation à la ligne connectant l'épitrachée à l'épicondyle.^{58, 169} Deuxièmement, les deux modèles (flexion et extension) ont été vérifiés par une chirurgienne du membre supérieur pour s'assurer du positionnement adéquat des os et de la congruence des surfaces articulaires (coaptation articulaire).

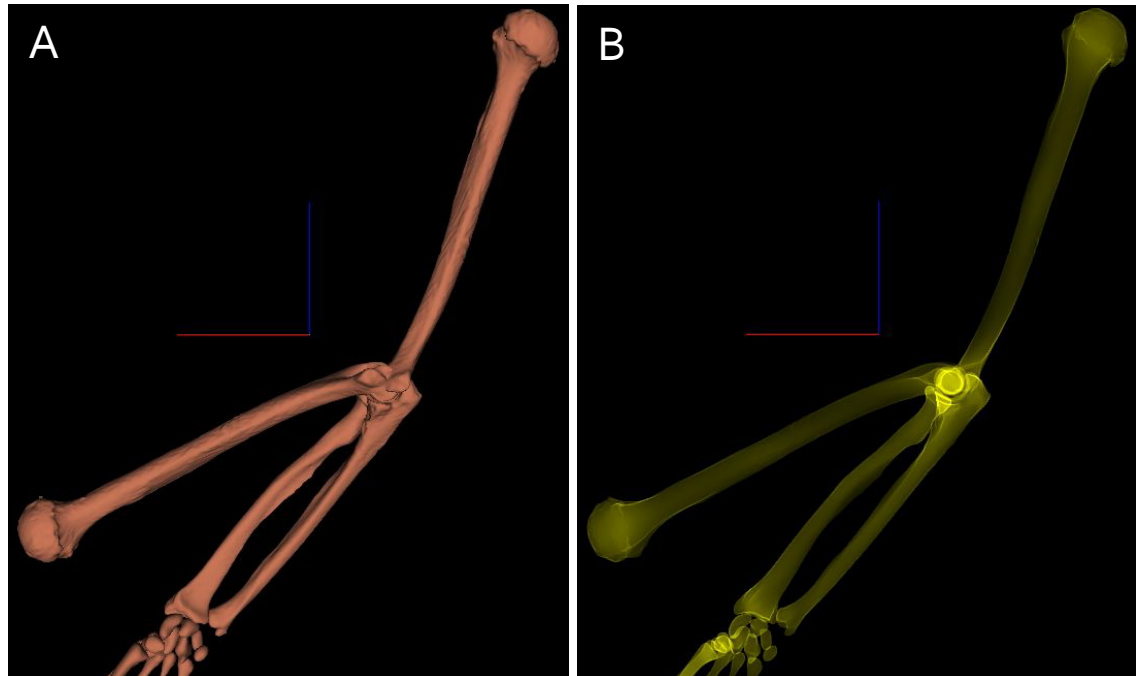


Figure 15 : Transformation et positionnement du modèle. (A) Modèle placé en flexion et extension maximale. La simulation radiographique (B) permet de confirmer la congruence des surfaces articulaires à tout moment. *Modifié extrait du logiciel IdefX©.*

Ensuite, les transformations à effectuer ont été programmées via Matlab (The MathWorks Inc., Nattick, USA). Le modèle a d'abord effectué une série de rotation par intervalle de 3 degrés, de $+30^\circ$ (rotation interne) à -30° (rotation externe) à partir de la position latérale (0°). Une radiographie a été simulée par le logiciel IdefX à chaque rotation (**Figure 16**). Vingt-et-une radiographies ont donc été générées pour le bras en flexion et le même nombre pour celui en extension. L'axe de rotation de l'humérus a été défini comme étant l'axe joignant le centre de la tête humérale au point situé à égale distance des épicondyles.¹⁶⁹ La deuxième transformation effectuée consistait cette fois-ci à maintenir le coude en parfait latéral et à varier sur la taille des radiographies générées (**Figure 17**). Ainsi la plus grande radiographie incluait 28 cm d'humérus à partir du centre de l'articulation et le col chirurgical de l'humérus ainsi que la totalité du cubitus et du radius étaient visibles. Les radiographies ont été successivement raccourcies d'un centimètre jusqu'à ce que seulement 5 cm d'os soit visible de part et d'autre du coude. Pour les variations de longueur, donc, 24 images ont été créées dans chaque position.

Au total, 90 radiographies ont ainsi été d'abord générées puis immédiatement anonymisées (une clef permettant de retrouver le degré de rotation ou la longueur visible a été créée par Matlab). Un observateur a ensuite mesuré l'amplitude de mouvement sur ces images dans un ordre aléatoire. Celui-ci a dans un premier temps placé, à l'aide de SliceOmatic, les deux axes déterminant l'angle de flexion sur toutes les images. Pour éviter un biais d'observation, ce n'est que par après que l'outil protracteur a été utilisé pour mesurer l'angle délimité par les deux axes.

Les angles mesurés ont été d'abord graphiquement illustrés. Le malpositionnement du coude a été accepté tant qu'il ne générerait pas d'erreur supérieure à l'erreur interobservateur. Celle-ci, déterminée lors de deux précédentes études, est de $2,5^\circ$. Ce seuil est effectivement issu des résultats combinés de 200 coudes où 95 % des mesures faites par deux évaluateurs différaient de moins de $2,5^\circ$.

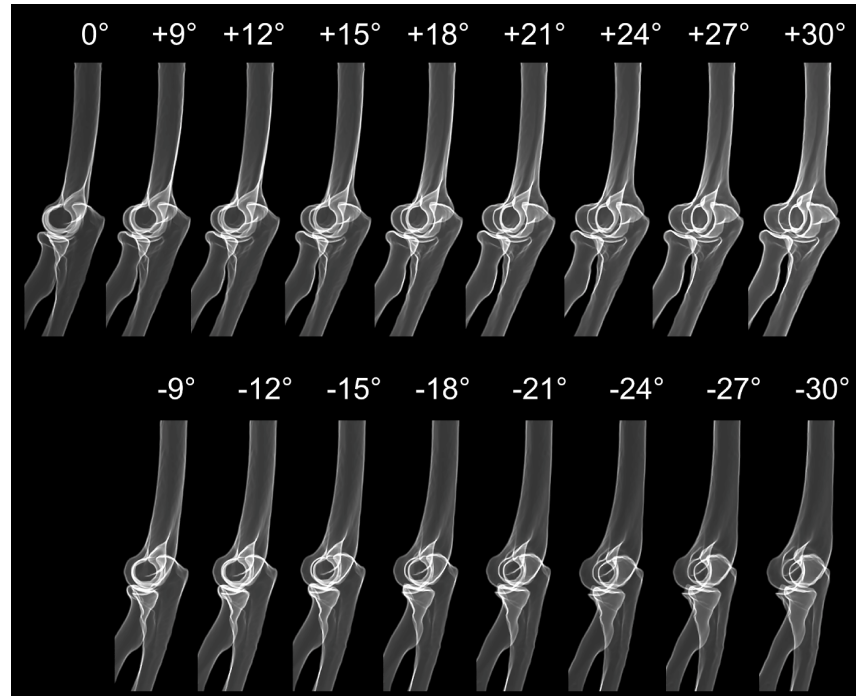


Figure 16 : Exemple de simulation de radiographie : variation de rotation. Le même modèle placé en extension a subit des rotations successives de 3°, en rotation interne (+) et externe (-).

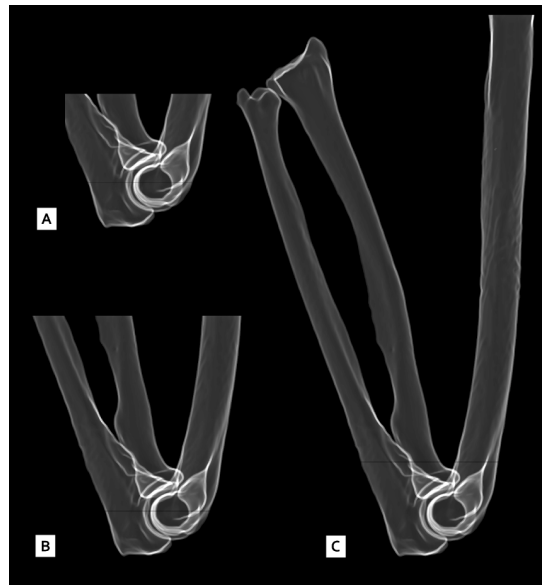


Figure 17 : Exemple de simulation de radiographie : variation de longueur. Simulation de radiographie lorsque (A) 5 cm d'os sont visibles, (B) 12 cm et (C), le maximum, 28 cm.

Chapitre 4 – Présentation des articles

Les trois articles présentés dans cette section répondent aux objectifs et hypothèses de travail présentées au chapitre 2. Le premier article, « *Does Malpositioning of the Arm Influence Radiographic Range of Motion Measurement?* », a été soumis en août 2012 au journal *Shoulder and Elbow* par *Wiley-Blackwell*. Le second article a été publié en novembre 2011 dans les pages du journal *Clinical Orthopaedics and Related Research* (CORR). Il s'intitule « *Validity of Goniometric Elbow Measurements: Comparative Study with a Radiographic Method.* ». Finalement, le dernier article a été publié en septembre 2012 dans les pages du *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* (JSES). Il prend le nom de « *Demographic and Anthropometric Factors Affecting the Elbow Range of Motion in Healthy Adults.* ».

La version intégrale des manuscrits soumis est présentée dans les prochaines pages avec l'accord des co-auteurs. Les épreuves PDF des articles publiés sont également en annexe (**Annexe 3**).

Does Malpositioning of the Arm Influence Radiographic Range of Motion Measurement?

Julien Chapleau¹, Pierre-Yves Lagacé^{2,3} Ing.Jr, Fanny Canet^{2,4} MScA, Nicola Hagemeister^{2,3} PhD, Dominique M Rouleau^{1,4} MD, MSc., FRCSC

1. Université de Montréal, Montréal, QC, Canada
2. École de Technologie Supérieure, Montréal, QC, Canada
3. Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), Montréal, QC, Canada
4. Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montréal, QC, Canada

Le premier article répond à deux objectifs de ce mémoire, soit :

- 1) Explorer les limites de la méthode en regard d'une source d'erreur potentielle : la difficulté d'obtenir un positionnement optimal du membre supérieur lors de la radiographie. Plus précisément, cette étude vise à quantifier les limites de cette méthode de mesure lorsque (A) le coude n'est pas en position parfaitement latérale et (B) une partie seulement de la diaphyse est visible.
- 2) Fournir une description qualitative et quantitative de l'apparence d'un coude en rotation externe ou interne sur une radiographie dans le but d'en estimer le degré de rotation.

Résultats: En FM, l'écart mesuré par rapport au coude en position parfaitement latérale ($157,5^\circ$) est toujours inférieur à $2,5^\circ$ (moy = $0,68^\circ$, $\text{ÉT} = 0,43^\circ$) lorsque la rotation est comprise entre -30° (ER) et $+18^\circ$ (IR). En EM, les résultats divergent de moins de $2,5^\circ$ (moy. = $0,79^\circ$, $\text{ÉT} = 0,57^\circ$) par rapport à la position standard ($20,1^\circ$) lorsque la rotation est comprise entre -15° (ER) et $+30^\circ$ (IR). Finalement, les mesures ont peu varié (écart moyen = $0,71^\circ$, $\text{ÉT} = 0,71^\circ$) lorsque plus de 12cm d'humérus et d'ulna étaient visibles.

Abstract

Purpose: For the radiographic range of motion measurement of the elbow to be used routinely in research studies, it is important to describe its limits regarding: (1) rotation of the arm from the perfect lateral position and (2) the length of humerus and ulna visible on the radiograph.

Material and Methods: A 3D bone reconstruction was performed from an upper limb CT scan. Planar radiographs were simulated for rotations of the elbow and field of view modifications.

Results: The disparity of ROM measurement was less than 2.5° when the flexed arm was rotated between 30.0° of external rotation and 18.0° of internal rotation. Similar results were obtained for extension, with a range of 15.0° to 30.0° . Measured angles varied very slightly (mean disparity of 0.71° , $SD=0.71^\circ$) when more than the middle third of the diaphyses was visible, which represents a minimum field of view of 12 cm for this specimen.

Conclusion: ROM measurement shows consistent results, despite a less than perfect lateral radiograph. This radiographic method is still recommended over the goniometer for research purposes. Moreover, malpositioning of the elbow should not jeopardize results since it will most likely be an angle measurement variation of less than 2.5° .

Introduction

Precise elbow range of motion (ROM) measurement is critical for elbow integrity assessment [3, 7]. The goniometer is frequently used due to its simplicity and accessibility. However, a recent publication has shown that a radiographic elbow ROM measurement is more reliable and precise than standard goniometry[2]. This method uses bony landmarks, which are visible on lateral radiographs of the elbow, to measure the flexion angle. Hence, it is less susceptible to external factors such as the evaluator's experience or arm morphology. However, it presupposes that the arm is optimally aligned on the radiograph.

The value of lateral radiographs for the diagnostic of elbow displacement or fractures is well established [4, 6, 9, 12]. Despite the high number of elbow radiographs required by emergency doctors and orthopedic surgeons, a perfect lateral radiograph is rarely seen. Skibo et al. reviewed 74 radiographs from a pediatric population and only 9% were considered true lateral views[11]. In extreme cases, malpositioning of the elbow during radiograph acquisition leads to false condylar fracture diagnosis. The length of humeral and ulnar diaphysis visible on the radiographs is also known to vary considerably in clinical practice. The degree of internal/external rotation and the bone length which is visible on the radiograph both influence the appearance of the elbow and we hypothesize that it could alter the reliability of the radiographic ROM measurement method. Hence, it is essential to evaluate their impact on measured values to validate the use of radiographic ROM measurement in research studies. In this work, radiographs were simulated with varying degrees of rotation and visible lengths of bone to determine thresholds for which ROM measurement is reliable. A description of the appearance of the distal humerus in internal and external rotation will also be reported to help surgeons estimate if the elbow is indeed placed in neutral rotation on a lateral radiograph.

Material and Methods

A right arm specimen from a 50 year-old man without any sign of musculoskeletal pathology, except for light osteoarthritis on the humeral head, was used in this study. The specimen was first scanned with the elbow in full flexion with a slice thickness of 0.5 mm and spacing of 0.5 mm. The bones were then segmented using the SliceOmatic software (Tomovision, Magog, Canada) and surface models of individual bones were generated (**Figure 1**). Slight smoothing of the surfaces was performed to provide a realistic visual appearance of the bone models.

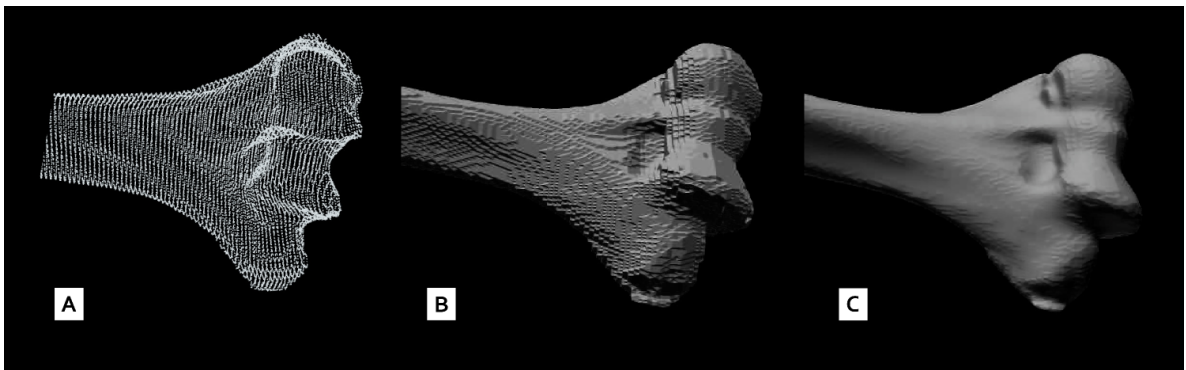


Figure 1. Bone reconstruction. **A)** Reconstructed bone contour of the distal humerus from a cadaveric computed tomography scan (CT). **B)** Polygonal shell geometry generated. **C)** Surface smoothing for a better X-ray simulation.

Axes for bone rotations and translations were set in accordance with the International Society of Biomechanics (ISB) guidelines for the definition of joint coordinate systems [13]. According to these guidelines, elbow flexion/extension was simplified as the rotation of the forearm complex around the line connecting the lateral and medial epicondyles [5, 13]. Humeral rotation axis, i.e. shoulder internal (IR) or external (ER) rotation, is defined as the line joining the midpoint between the lateral and medial epicondyle and the center of the humeral head [13]. Pro-supination is the rotation of the radius along the line connecting the centers of the radial and ulnar heads [13].

Following the reconstruction process, the arm model was placed in full extension using custom 3D visualization software. Then, for each of the flexion and extension positions, the forearm was placed in neutral position as required by the ROM measurement

technique[2]. The two resulting arm postures were validated for morphologic accuracy, i.e. congruity of articular surfaces, by a fellowship trained elbow surgeon. For each arm posture simulated radiographs were generated at varying degrees of arm rotation and for varying visible bone lengths.

Simulated radiographs were generated using the same 3D visualization software and processed in Matlab (The MathWorks Inc., Nattick, USA) to simulate variations in the length of humerus and ulna visible on film (**Figure 2**). Twenty four (24) radiographs were produced, with visible lengths of humerus and ulna starting from the center of the capitellum and ranging from 5cm to 28 cm (with 1cm increments between each simulation). On the 28 cm radiograph, the ulna and radius are complete and the beginning of the humeral neck widening is seen. The same number of images were obtained for the fully flexed (n=24) and extended (n=24) elbow.

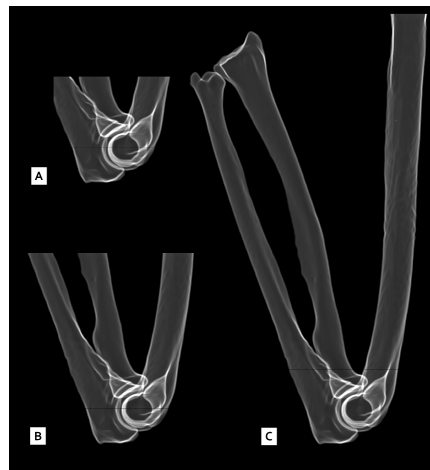


Figure 2. Length restriction. Examples of simulated radiographs of the same flexed elbow with various humerus and ulna shaft lengths visible. **A)** The smallest frame dimensions: 5cm of bone from the capitellum appear on film. **B)** 12cm. **C)** 28cm of the humerus are visible.

Malpositioning of the arm on the X-ray table was then simulated by applying varying degrees of IR and ER to the humerus (**Figure 3**). The perfect lateral position of the elbow was assigned 0° of humeral rotation. To our knowledge, no clear guidelines exist for the definition of a lateral elbow radiograph, but authors tend to agree that the trochlear sulcus and the capitellum should appear superimposed, allowing a clear view of the ulnohumeral

articular space[8, 11]. The applied humeral rotations ranged from -30° (ER) to $+30^\circ$ (IR), with 3° increments between radiographs, for a total of 21 images for each position.

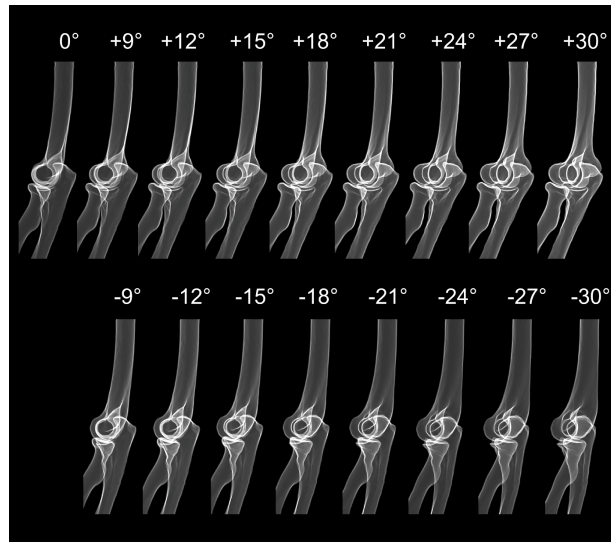


Figure 3. Rotation malpositioning. Simulated radiographs for different degrees of rotation from a perfect lateral view of the extended elbow (0°). A positive value represents an internal rotation whereas negative is assigned to an external rotation.

One blind observer measured the flexion angle on the 90 ($2 \times 24 + 2 \times 21$) randomly ordered radiographs. According to the measurement method definition, the flexion angle is formed by the dorsal mid-third edge of the ulna and the dorsal edge of the humeral shaft[2] (**Figure 4**).

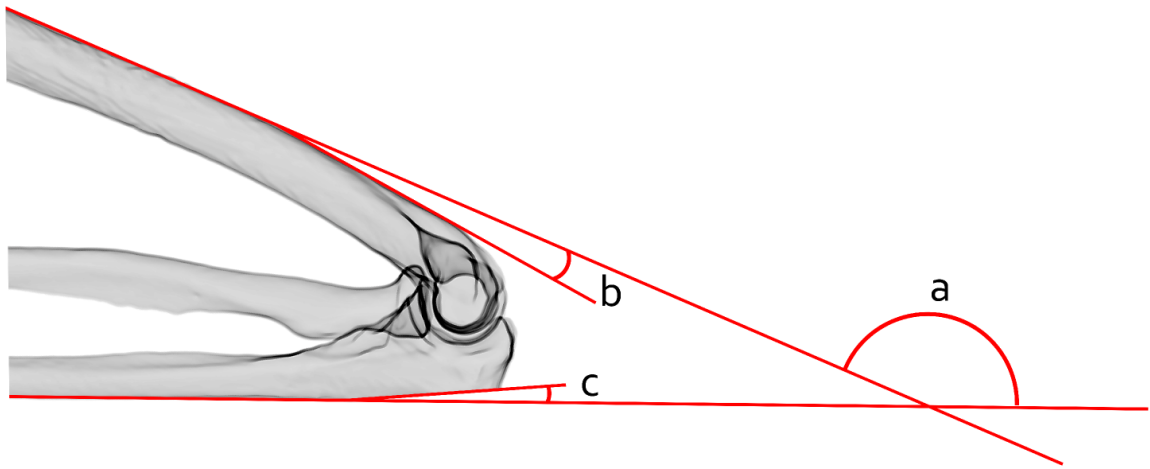


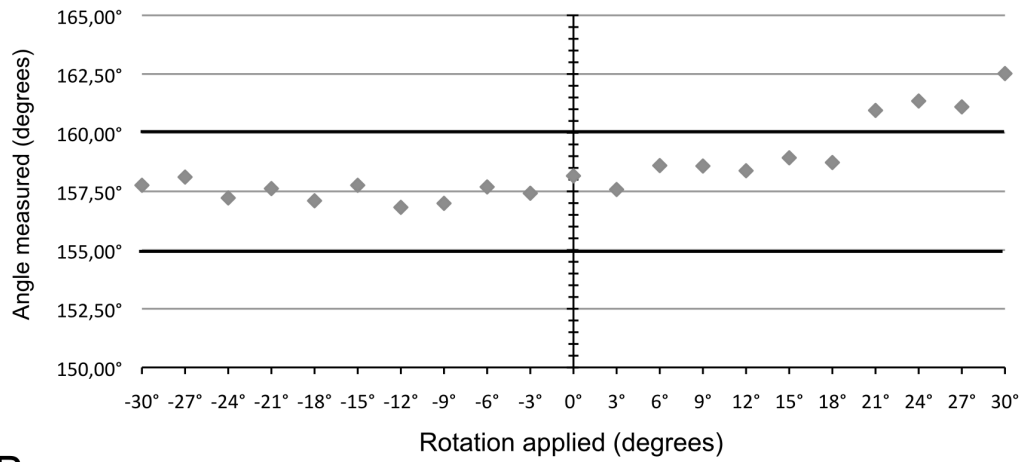
Figure 4. Angle definitions. Radiographic flexion angle (**a**) is measured from the dorsal edge of the humerus and ulna. Lines must be placed along the mid-third portion of the shafts to avoid the distal humerus dorsal angulation (**b**) and proximal ulna dorsal angulation (**c**).

Results

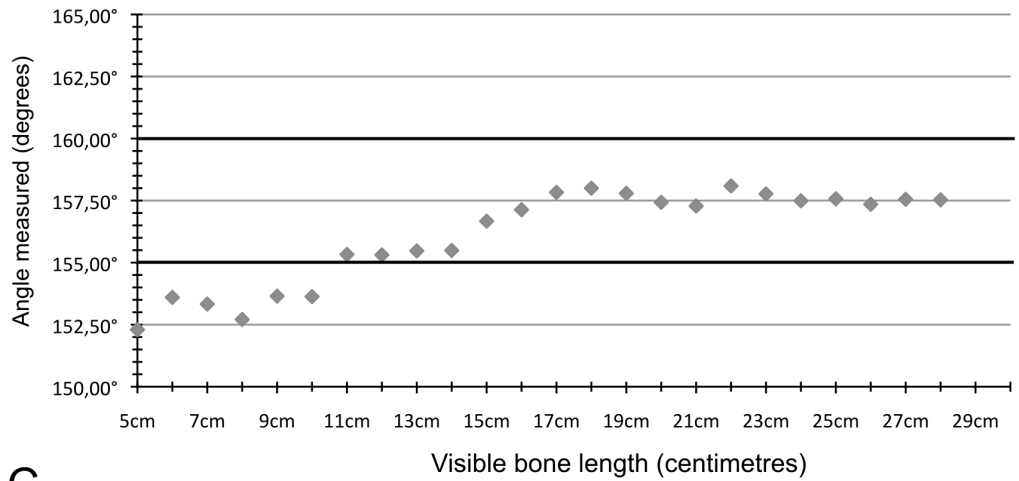
Randomized images were analyzed with SliceOmatic (Tomovision, Magog, Canada). The geometric model had a terminal flexion (TF) angle of 157.50° and a terminal extension (TE) angle of 20.10° as measured in ideal conditions, i.e. in a perfect lateral position (0° of humeral rotation) and with the full upper limb visible on the radiograph (28 cm radiograph). These angles were considered to be the true TF and TE values. Rotation angles were defined as positive for internal rotation (IR) and negative for external rotation (ER).

There was a difference of less than 2.5° (mean= 0.68° , SD= 0.43°) between the true and the measured value, depending on the rotation of the flexed arm (TF) between -30.0° and $+18.0^\circ$ (**Figure 5**). For TE, measured angles differed by less than 2.5° (mean= 0.79° , SD= 0.57°) within a range of -15.0° to $+30.0^\circ$.

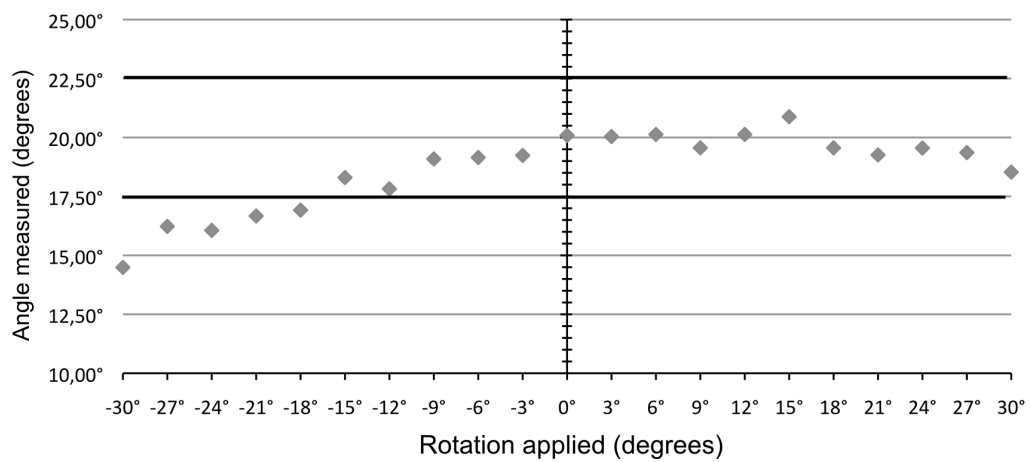
A



B



C



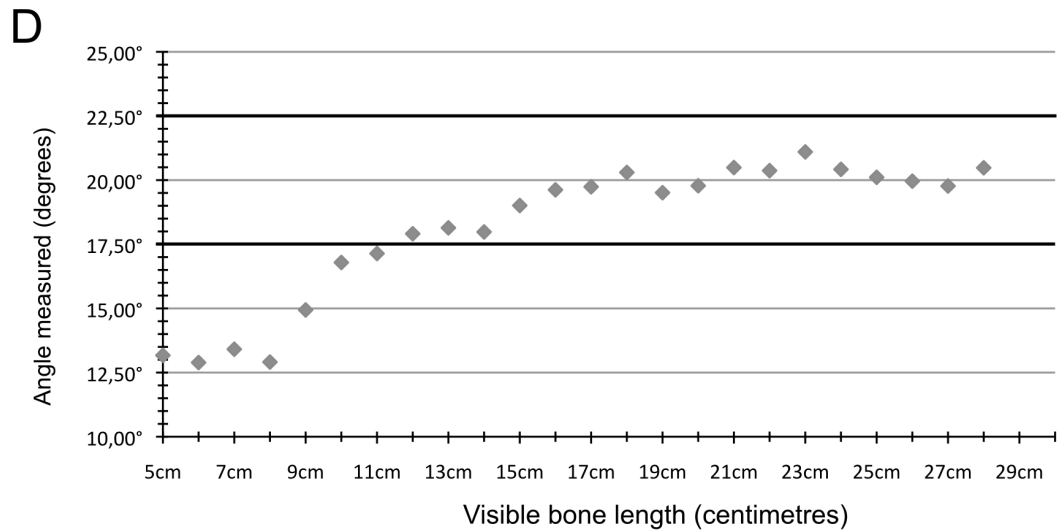


Figure 5. Measured flexion angles. Bold lines represent the $\pm 2.5^\circ$ inter-rater error from the original 157.50° (TF) and 20.10° (TE) values. **A)** Rotation simulation for the flexed elbow. Internal rotation is defined as a positive value while negative angles are associated to external rotations. **B)** Length variation for the flexed elbow. **C, D)** Same transformations for the elbow placed in terminal extension.

The measurements are considered constant when more than 12cm of humerus and ulna are visible on the radiograph for both TF and TE. Mean difference for TF is 0.68° ($SD=0.81^\circ$) and 0.71° ($SD=0.71^\circ$) for TE. When the radiographic frame dimensions were under those values, there was more than a 2.5° difference with the true value. Errors further increased with the extended elbow when only 5 to 11cm of the humerus were visible, in which case the measured differences ranged from 2.96° to 6.93° from the true extension value.

Discussion

The radiographic elbow ROM measurement method previously assumed that the elbow is in a perfect lateral position and that most of the upper limb is visible on the radiograph. However, these conditions are difficult to meet in clinical practice. This study aimed to describe the limits of this method regarding (1) the malpositioning of the arm in rotation and (2) the length of the humerus and ulna visible on the radiograph.

The threshold at which a ROM measurement was considered to be non-valid was set at 2.5°. This value was determined by a previous reliability study on 200 elbow radiographs. Two separate evaluators measured ROM on radiographs and 95% of their results differed by less than 2.5°.

For the arm model used in this study, radiographs had to include a minimum of 12 cm of humerus and ulna for proper ROM measurement. If less humeral shaft was visible, the observer may have been misled by the dorsal angulations of the distal humerus or proximal ulna. The dorsal angulation of the distal humerus results from the anterior offset, which is described as the anterior position of the condyles from the humeral shaft axis on a lateral view[1](**Figure 4**). The proximal ulna dorsal angulation (PUDA) has an average value of 5.7° (range: 0 to 14.0°) and its apex is located at 47mm (34 to 78mm) from the olecranon tip[10]. Therefore the observer should not rely on the first centimeters of humerus and ulna closest to the elbow since both the PUDA and anterior offset may result in underestimation of the flexion angle (**Figure 5 – B, D**).

The cutoff points of length and rotation (up to 30°) represent extreme values which are rarely seen in clinical practice because such radiographs are usually rejected and the arm repositioned. The middle third of the humerus shaft is generally seen and a perfect lateral view is not needed. Fifteen degrees of rotation, or more, on a radiograph is easily detected and in such a case the arm can be repositioned.

Qualitative observations

The risk of humeral rotation is greater when positioning the upper limb on an x-ray table in an extended position rather than a flexed position. In an extended position the humerus can in fact easily rotate with minimal forearm movement. On the contrary, malpositioning is easier to detect in flexion because the hand is soon lifted from the table when the flexed arm is in ER. Internal rotation (IR) is rarely seen in flexion and it is very limited if the hand lies on the x-ray table.

One can consider that an elbow radiograph is in a true lateral position when the trochlear sulcus and the capitellum appear superimposed (**Figure 6A**)[8, 11]. However, there is no criterion to estimate the degree of rotation on a radiograph. Observation of the appearance of the distal humerus can provide estimates of whether the rotation is small enough to produce an acceptable true lateral radiograph. First, the capitellum can be identified, as it is always aligned with the radial head. When it is the most anterior point of the distal humerus it means that the elbow is in internal rotation or that the X-rays are oriented in such a way that the radiograph is taken from a postero-lateral angle. Thirty degrees of internal rotation are observed when the ratio of the capitellar width to height approximates 50% (**Figure 6B**). The opposite is seen for an external rotation. In fact, as the elbow rotates, the radial head appears to be in a posterior position and the trochlea moves forward. A maximum of fifteen degrees of external rotation can be accepted for a valid ROM measurement. At this point, the coronoid process crosses over the anterior extremity of the radial head. (**Figure 6C**)

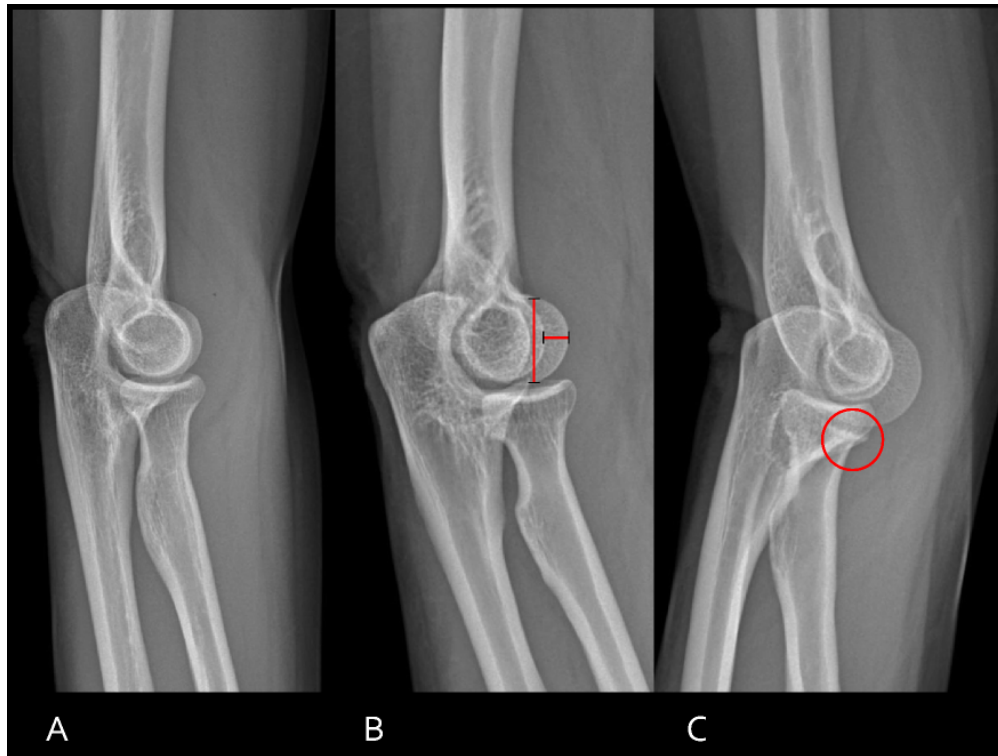


Figure 6. Visual rotation estimation. **A)** Good lateral view of the extended elbow. The capitellum and trochlea seem superimposed. **B)** Internal rotation. The capitellum – aligned with the humeral head – is displaced anteriorly. In this case, there is less than 30° of rotation since the width of the capitellum is less than 50% of its height. Hence, ROM measurement is valid. **C)** External rotation. The capitellum and radial head are posterior to the trochlea. Note that the tip of the coronoid process exceeds the radial head. ROM measurement is non-valid on this radiograph.

Limits

It is important to note that only one cadaveric upper limb was used in this study. A specimen with different bone morphology could have given slightly different results. This doesn't jeopardize our conclusions since our results aimed to explore the effect of malpositioning on ROM measurement. Of course, the 12 cm threshold is specific to our specimen and would be different depending on the arm length. Consequently, measurement should be done on the middle third of the diaphysis, even if it requires 8, 12 or 15 cm. Furthermore, the incidence of X-ray variations in the cephalic-caudal orientation was not assessed. Our study assumed that the X-ray beam had a perpendicular incidence to the arm axis, yet this is not always the case in clinical practice. Such malpositioning is less frequent and important than IR or ER, so it is unlikely that it would have a great impact on ROM measurement. Finally, this study answered a 2-plane radiograph question using a CT bone reconstruction. This method could also be useful in other studies where arm positioning affects its radiographic appearance. For instance, elbow rotation could also influence the perception of displacement of bone fragments in fractures which makes the method we described in this study useful for more than one purpose.

Conclusion

This study's aim was to explore the limits of the radiographic range of motion measurement method regarding variations of radiograph size and arm rotation. Following radiograph simulations on a CT-bone reconstruction, the ROM measurement method is still recommended over the goniometer for research purposes for its high reliability and precision. Precautions must be taken to use the middle third of the diaphyses and not to rely on the PUDA or anterior offset of the distal humerus. Moreover, a perfect lateral view is preferred but slight rotation is acceptable since it will most likely result in angle measurement variations of less than 2.5°.

References

1. Brownhill JR, King GJ, and Johnson JA, Morphologic Analysis of the Distal Humerus with Special Interest in Elbow Implant Sizing and Alignment. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007; 16(3 Suppl): p. S126-32.S1058-2746(06)00260-6 [pii]
10.1016/j.jse.2006.01.018 [doi]
2. Chapleau J, Canet F, Petit Y, Laflamme GY, and Rouleau DM, Validity of Goniometric Elbow Measurements: Comparative Study with a Radiographic Method. *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 469(11): p. 3134-40.10.1007/s11999-011-1986-8 [doi]
3. Docherty MA, Schwab RA, and Ma OJ, Can Elbow Extension Be Used as a Test of Clinically Significant Injury? *South Med J.* 2002; 95(5): p. 539-41.
4. Fritz RC and Bredahl WH, Radiographic and Special Studies: Recent Advances in Imaging of the Elbow. *Clinics in Sports Medicine.* 2004; 23(4): p. 567-80.
5. Goto A, Moritomo H, Murase T, Oka K, Sugamoto K, Arimura T, Nakajima Y, Yamazaki T, Sato Y, Tamura S, Yoshikawa H, and Ochi T, In Vivo Elbow Biomechanical Analysis During Flexion: Three-Dimensional Motion Analysis Using Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery.* 2004; 13(4): p. 441-7.
6. Jacob A and Khan S, Radiology of Acute Elbow Injuries. *Br J Hosp Med (Lond).* 2010; 71(1): p. M6-9.
7. Lennon RI, Riyat MS, Hilliam R, Anathkrishnan G, and Alderson G, Can a Normal Range of Elbow Movement Predict a Normal Elbow X Ray? *Emerg Med J.* 2007; 24(2): p. 86-8.
8. London J, Kinematics of the Elbow. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am.* 1981; 63(4): p. 529-535.N/A
9. Rosas HG and Lee KS, Imaging Acute Trauma of the Elbow. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2010; 14(4): p. 394-411.10.1055/s-0030-1263255 [doi]
10. Rouleau DM, Faber KJ, and Athwal GS, The Proximal Ulna Dorsal Angulation: A Radiographic Study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010; 19(1): p. 26-30. Epub .10.1016/j.jse.2009.07.005
11. Skibo L and Reed MH, A Criterion for a True Lateral Radiograph of the Elbow in Children. *Can Assoc Radiol J.* 1994; 45(4): p. 287-91.N/A
12. Wolf JM, Athwal GS, Shin AY, and Dennison DG, Acute Trauma to the Upper Extremity: What to Do and When to Do It. *J Bone Joint Surg Am.* 2009; 91(5): p. 1240-52.91/5/1240 [pii]
13. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B, and International Society of B, Isb Recommendation on Definitions of Joint Coordinate Systems of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion--Part Ii: Shoulder, Elbow, Wrist and Hand. *J Biomech.* 2005; 38(5): p. 981-992.

Validity of Goniometric Elbow Measurements: Comparative Study with a Radiographic Method.

**Julien Chapleau¹, Fanny Canet^{2,3} MScA, Yvan Petit^{2,3} PhD, G-Yves Laflamme^{1,3}
MD, FRCSC, Dominique M Rouleau^{1,3} MD, MSc., FRCSC**

1. Université de Montréal, Montréal, QC, Canada
2. École de Technologie Supérieure, Montréal, QC, Canada
3. Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montréal, QC, Canada

Le deuxième article utilise la méthode radiographique de mesure de l'amplitude de mouvement du coude pour évaluer la validité du goniomètre.

Résultats : La fiabilité intra-observateur du goniomètre était excellente (CCI 0,95 – 0,97) et celle inter-observateur de la méthode radiologique tout aussi bonne (0,98 – 0,99). Les test-T ont quant à eux démontré une différence entre les deux, et ce autant pour la flexion, pour l'extension et pour le valgus. Concernant l'amplitude de mouvement totale, les deux méthodes ont fourni des valeurs corrélées ($r=0,728$, $p<0,001$). Une différence de la mesure en extension d'au plus 10° a été rencontrée 95% du temps. Cet écart entre la mesure physique et radiologique était légèrement plus petit pour la flexion (7°) et pour le valgus du coude (6°).

Le manuscrit de cet article est reproduit dans les prochaines pages avec l'aimable
permission de *Springer Science and Business Media*.

© The Association of Bone and Joint Surgeons® 2011

Chapleau J, Canet F, Petit Y, Laflamme GY, and Rouleau DM,
*Validity of Goniometric Elbow Measurements: Comparative Study with a Radiographic
Method,*

Clin Orthop Relat Res. 2011; 469(11) : p. 3134-40.10.1007/s11999-011-1986-8

Abstract

Background: A universal goniometer is commonly used to measure the elbow's range of motion and carrying angle; however, some authors question its poor intertester reliability.

Questions/purposes: We (1) assessed the validity of goniometric measurements as compared with radiographic measurements in the evaluation of the elbow's range of motion and (2) determined the reliability of both.

Methods: The range of motion and carrying angle of 51 healthy subjects (102 elbows) were measured using two methods: with a universal goniometer by a single observer three times and on radiographs by two independent examiners. Paired t-test and Pearson's correlation were used to compare and detect the relationship between mean range of motion. The maximal error was calculated according to the Bland and Altman method.

Results: The intraclass correlation coefficients for the goniometric measurements ranged from 0.945-0.973 and for the radiographic measurements from 0.980-0.991. The two methods correlated when measuring the total range of motion in flexion-extension. The maximal errors of the goniometric measurement for extension were 10.3°, for flexion 7.0° and for carrying angle 6.5°, 95% of the time. We observed differences for maximum flexion, maximal extension, and carrying angle between the methods.

Conclusion: Both measurement methods differ but they correlate. When measured with a goniometer, the elbow range of motion shows a maximal error of approximately 10°.

Clinical Relevance: The goniometer is a reasonable and simple clinical tool, but for research protocols, we suggest using the radiographic method because of the higher level of precision required.

Introduction

The trochoginglymoid joint of the elbow articulates the distal humerus with the proximal radius and ulna, allowing flexion/extension movements [30]. With the humeral trochlea's 300° arc of cartilage and the 190° arc of the ulna's sigmoid notch, the elbow's normal total ROM averages 145° (range 140° to 150°) [5, 12, 21, 29] in flexion/extension.

The ROM is a primary measure for assessing the elbow joint's integrity and evaluating impairment. It is unlikely that a patient who can fully extend and lock his or her elbow will show radiographic evidence of injury [6, 16]. The ROM can also be used as an investigative tool to verify disease progression or treatment effectiveness. The average values for extension and flexion in the literature are, respectively, 0° and 150° [21] with some authors differing slightly, with values between 5° and 140° [12]. The carrying angle (valgus) is defined as being the ulna's lateral deflection from the shaft of the humerus when the elbow is fully extended and supinated. It is measured clinically in the evaluation of elbow fractures. Reported values of mean valgus range from 10° to 15° in the literature [21, 22, 34].

Health care professionals commonly use a goniometer to measure the ROM and carrying angle. The universal goniometer (UG) is a simple, easy-to-use instrument but its reliability and accuracy have been questioned in many studies, and, to date, no consensus has been reached [26, 33]. However, the majority of studies do agree that the UG has a fair intraexaminer reliability but a poor intertester reliability [1, 24, 33]. Intertester ICC range from 0.26 to 0.99 [8, 26]. Some studies have poor methodological quality [33]. In others the experimental protocol does not reflect day-to-day use of the UG [7, 11, 28]. Some authors also omit detailing the population, instruments, measurement methods, or protocol when reporting UG use in studies, making it harder to assess the UG's reliability [1, 12]. The main sources of errors in goniometric measurements are the positioning of the patient and instrument, ie, the variability in locating anatomic landmarks used to align the UG [1, 7]. Indeed, these markers, including the lateral epicondyle of the humerus and the tip of the acromion, are potential sources of error because they do not represent the center of rotation or the long axis of the humerus [1, 5, 31].

We therefore (1) assessed goniometric measurements validity by comparing its values with the radiographic ROM values measured from the humeral and ulnar axis and (2) determined the reliability of both methods.

Patients, Materials and Methods

We recruited 51 volunteers among healthcare workers of a hospital. Participants were enrolled by advertising within the hospital. There were 31 females and 20 males; the mean age was 31.7 ± 9.3 years (range 19 to 50 years). They were all informed of the protocol and signed a consent form if they fulfilled the inclusion criteria. Volunteers had to be between 18 and 50 years old without any history of arthritis/osteoarthritis or musculoskeletal or neurologic diseases or past trauma affecting the upper limb. We excluded women who were pregnant or had a suspicion of pregnancy. All the volunteers wore a lead apron during the radiographic sessions.

For the goniometric method, we used a single 360° scale (1° increments) plastic universal goniometer with two 25-cm arms (3M[®] Modular Shoulder System, 3M[©], St. Paul, MN, USA).

The bony landmarks used to determine the ROM were defined as such: the goniometer was centered on the lateral epicondyle, the stationary arm was pointing at the tip of the acromion process. There is a consensus for the use of those two bony landmarks for the elbow ROM measurement since they are easily located on the elbow and shoulder[1, 7, 21, 24]. This wrist landmark towards which the mobile arm of the goniometer is oriented is sometimes the ulnar styloid process but we preferred the middle portion of the wrist since it can be used for pronation, neutral and supination positions.(**Fig.1**) A positive value of extension is equivalent to flexum while a below-zero extension value represents hyperextension. For the carrying angle, the UG's arms were oriented in the same way, except that the center of the instrument was positioned on the crossline of the bicep's tendon and the interepicondyle axis. All volunteers were measured in the same room with the same equipment and by the same examiner (JC). Numerous studies showed intraevaluator correlations of goniometry for various joints between 0.45 and 0.98 [1, 20, 26, 27] and that a single examiner is acceptable regardless of his or her experience.[1] The

participants were asked to sit on an armless chair and special care was taken to ensure that the arm position of the participants in the examination room was as close as possible to the one in radiology. We measured elbow extensions and flexions with the humerus raised (shoulder in anterior flexion) and the wrist in neutral position. The valgus was measured with the arm in full extension and the hand supinated. The examiner took three measurements for each position, for both limbs, taking particular care to frequently remind the volunteers to reach their maximal extension/flexion. Measurements of flexion, extension, and carrying angle were noted in degrees; precision for goniometric measurements is $\pm 0.5^\circ$.

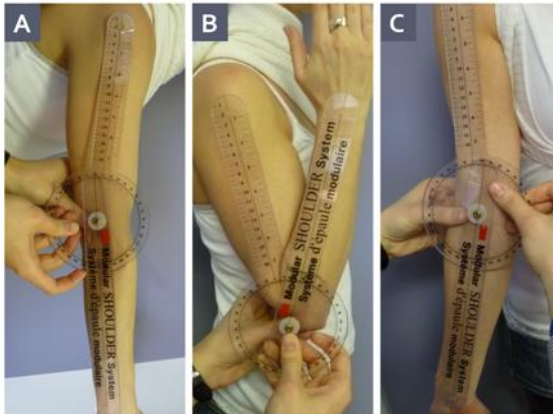


Fig 1A-C: Example of goniometric measurement. The landmarks for extension (A) and flexion (B) are the lateral epicondyle, tip of the acromion and mid-line of the wrist. The instrument was centered on the crossline of the biceps tendon and the interepicondyle axis for the carrying angle measurement(C).

We considered radiographic images as a gold standard for ROM measurements for many reasons. Its computerized measurements are far more precise and constant. Where the goniometer has 1° increments and the examiner reported the measurements with a precision of $\pm 0.5^\circ$, the software used for the radiographic measurements automatically calculated with higher precision: between $\pm 0.02^\circ$ and $\pm 0.1^\circ$ depending on the dicom resolution (approximately 500-2000 pixels) of the radiograph used. The radiographic method also has the advantage of not being affected by the patient's morphology; for example, the bony landmarks of a patient with long arms or a large amount of fat or muscle

are not as easily located, thus influencing the accuracy of the goniometric measurements [7, 31].

For the radiographic method, a digital radiographic unit (GE Healthcare, Little Chalfont, Buckinghamshire, UK) was used, and subjects where they were protected with a lead apron. The same examiner (JC) correctly positioned the subjects on the wallstand radiographic table to standardize the radiographs. Three specific elements were considered. First, the extension and flexion had to be maximal for all positions. Because the arm must lie on the table for the AP radiograph (carrying angle), we placed a 10-cm cushion under the distal humerus to elevate the forearm off the table. This setup allowed subjects to achieve full ROM. The cushion was removed for lateral extension and flexion positions. Second, we took precautions concerning the lateral radiographs; the examiner placed and rotated the fully extended elbow to make the capitellum and trochlea appear as concentric circles to achieve a perfect lateral view of the elbow [17]. Third, to maximize the precision of measurements, the radiographs had to include a long enough portion of the humerus and cubitus/radius.

The ROM and carrying angle were measured on the radiographs with the SliceOmatic software (TomoVision, Magog, Quebec, Canada) by two of the coauthors (JC, FC). The examiners agreed on the bony landmarks that best represent the ROM and valgus (**Fig 2**). They independently measured extension (**Fig 2A**), flexion (**Fig 2B**), and carrying angle (**Fig 2C**) of all elbows on the radiographic images with a precision of $\pm 0.1^\circ$.

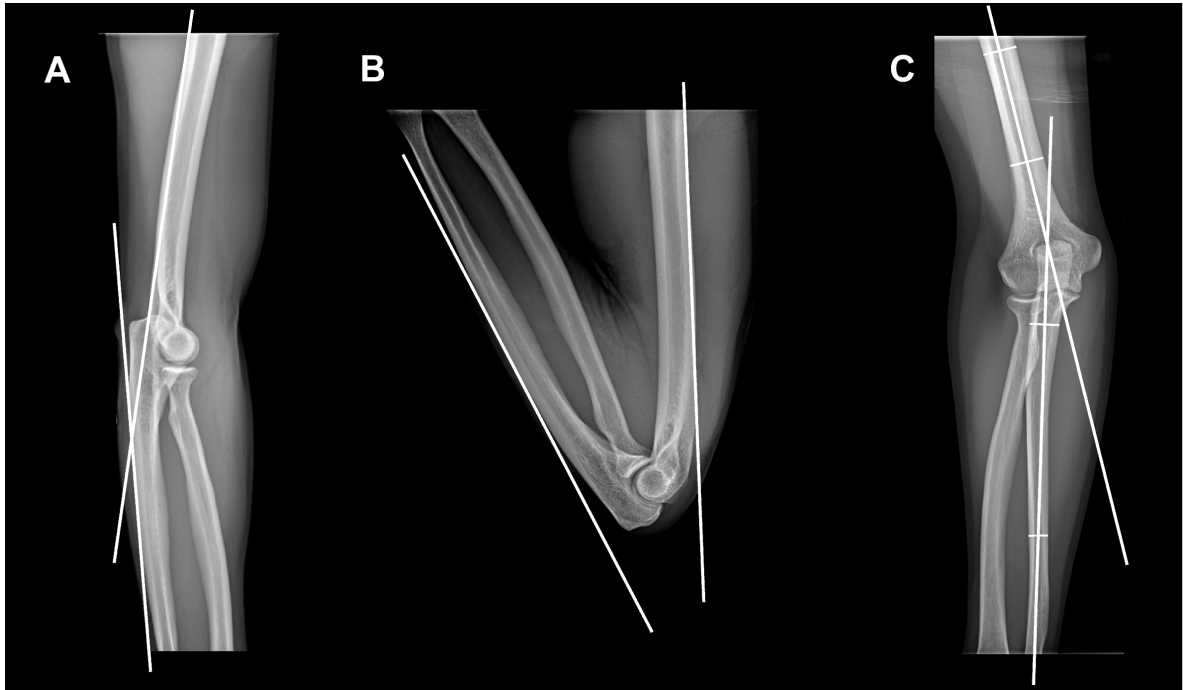


Fig. 2A-C Landmarks are the same for extension (A) and flexion (B). The average humeral diaphysis axis and dorsal midthird edge of the ulna defines the angle of flexion. The measurement of the carrying angle (C) is complicated by the S shape of the ulna. The reference portions were the ulnar segment between the radial head and radial tuberosity and the furthest distal diaphysis segment on the radiograph.

We used a Kolmogorov-Smirnov test with a 95% confidence interval (CI) to assess the normality of data distribution; we found values from 0.220 to 0.923 for the goniometric ROM and from 0.746 to 0.990 for the radiographic ROM, confirming the normality of distribution of these two parameters. The intraclass correlation coefficients (ICCs) were used to test the reliability of the goniometric and radiographic measurements. Paired Student's t-tests were used to compare mean flexion, extension, ROM, and carrying angle values between goniometric and radiographic values. Pearson's correlation coefficient was then calculated to evaluate the relationships between the UG and radiographic (RX) measurements. Finally, we made a plot of the difference between UG and radiographic measurements, against the mean, to illustrate and interpret the range of differences as recommended by Bland and Altman [3, 4, 15]. The Bland-Altman analyses the agreement between two methods of measurement. It focuses on the difference obtained in each pair of data and calculates the maximal error we can expect from two methods of measurement. In

our study, the Bland-Altman method analyses the difference between the goniometer and the gold standard radiographs for each pair of 102 elbow measurements. We performed all statistical analysis with the PASW Statistics 18.0 software (SPSS Inc, Chicago, IL).

Results

In our sample, the goniometric elbow measurement values were different from the gold standard radiographs. When compared to the ROM and carrying angle goniometric measurements (UG), the mean radiographic measures (RX) were lower (**Table 1**). Since the middle portion of the wrist was our landmark instead of the ulnar styloid process, the extension values differ from zero. The largest differences were observed for flexion with $153.5^\circ \pm 3.5^\circ$ (UG) versus $150.9^\circ \pm 4.5^\circ$ (RX) and for the carrying angle, $13.0^\circ \pm 3.0^\circ$ (UG) versus $10.1^\circ \pm 4.5^\circ$ (RX). The last example represents a 30% difference between the two methods. The results were closer for the elbow extension measurements with $13.0^\circ \pm 6.5^\circ$ (UG) and $11.9^\circ \pm 6.7^\circ$ (RX). A larger difference was expected between the two ROM measurements because it includes both extension and flexion. However, the goniometric arc of the ROM extension ($140.5^\circ \pm 8.0^\circ$) was closer to the radiographic mean ($139.0^\circ \pm 7.8^\circ$) compared with flexion. Overall, a difference between the two methods was observed for all four measurements. We observed a correlation (0.648-0.728) between the goniometric and radiographic measurements. For the Bland-Altman analysis of difference, the CI reached $\pm 10.3^\circ$ for the extension measurements (**Fig 3A**); 95% of the goniometric extension measurements were less than 10.3° different from the radiographic “gold standard” value (**Table 2**). For the flexion measurements, the CI of 95% value is $\pm 7.0^\circ$ (**Fig 3B**). The CI reached $\pm 11.5^\circ$ for the measurements of ROM (**Fig 3C**). The carrying angle measurements had the smallest confidence interval with $\pm 6.5^\circ$ (**Fig 3D**).

Reliability of both measurement methods was confirmed through intraclass correlation coefficients (ICC). The ICCs for intra-rater reliability of the goniometric measurement ranged from 0.945-0.973 (**Table 3**) while the interobserver ICC for the four measurements ranged from 0.980 to 0.991 (**Table 4**).

Table 1. Comparison of the difference and correlation between goniometric and radiographic measurements

Range of Motion	Goniometry Mean \pm SD (range)	Radiography Mean \pm SD (range)	Paired Student's t-test [*] t score; 95% CI (p value)	PCC between both methods [†] (p value)
Flexion	153.5° \pm 3.5 (143.5-160.5)	150.9° \pm 4.5 (140.4-159.8)	6.96; 1.73-3.11 (p \leq 0.001)	0.648 (p \leq 0.001)
Extension	13.0° \pm 6.5 (-2.5-31.0)	11.9° \pm 6.7 (-3.5-28.4)	2.22; 0.18-2.14 (p = 0.029)	0.688 (p \leq 0.001)
Total ROM (flexion- extension)	140.5° \pm 8.0 (116.0-159.5)	139.0° \pm 7.8 (116.0-155.2)	2.28; 0.17-2.42 (p = 0.025)	0.728 (p \leq 0.001)
Carrying angle	13.0° \pm 3.0 (3.5-19.5)	10.1° \pm 4.5 (0.9-17.9)	9.35; 2.35-3.61 (p \leq 0.001)	0.705 (p \leq 0.001)

^{*}The paired Student's t-test assesses the difference between the means of both methods of measurement;

[†]The PCC evaluates the correlation between the goniometric and radiographic measurement;

CI = confidence interval; PCC = Pearson correlation coefficient.

Table 2. Bland-Altman analysis of difference between radiographic and goniometric values*

Range of Motion	Mean \pm SD of difference	Upper 95% CI limit (mean + 2 SD)	Lower 95% CI limit (mean - 2SD)	Absolute maximal error (\pm 2 SD)
Flexion	-2.4° \pm 3.5	4.6°	-9.5°	\pm 7.0°
Extension	-1.1° \pm 5.1	9.2°	-11.4°	\pm 10.3°
Total ROM (flexion-extension)	-1.3° \pm 5.7	10.2°	-12.8°	\pm 11.5°
Carrying angle	-3.0° \pm 3.2	3.5°	-9.5°	\pm 6.5°

*The difference was always calculated with the goniometric value subtracted from the radiographic one; CI = confidence interval.

Table 3. Intratester ICCs for goniometric measurements

Range of motion	Mean ICC (n = 3)*	SD	95% CI
Flexion	0.945	\pm 0.016	0.905-0.985
Extension	0.973	\pm 0.007	0.956-0.990
Carrying angle	0.965	\pm 0.003	0.958-0.973

*A single examiner measuring the 102 elbows three times; ICC = intraclass correlation coefficient; CI = confidence interval.

Table 4. Intertester ICCs for radiologic measurements

Range of motion	Right side ICC (n = 2)*	Left side ICC (n = 2)
Flexion	0.980	0.985
Extension	0.991	0.991
Carrying angle	0.989	0.992

*Two examiners measuring the 102 elbows once; ICC = intraclass correlation coefficient.

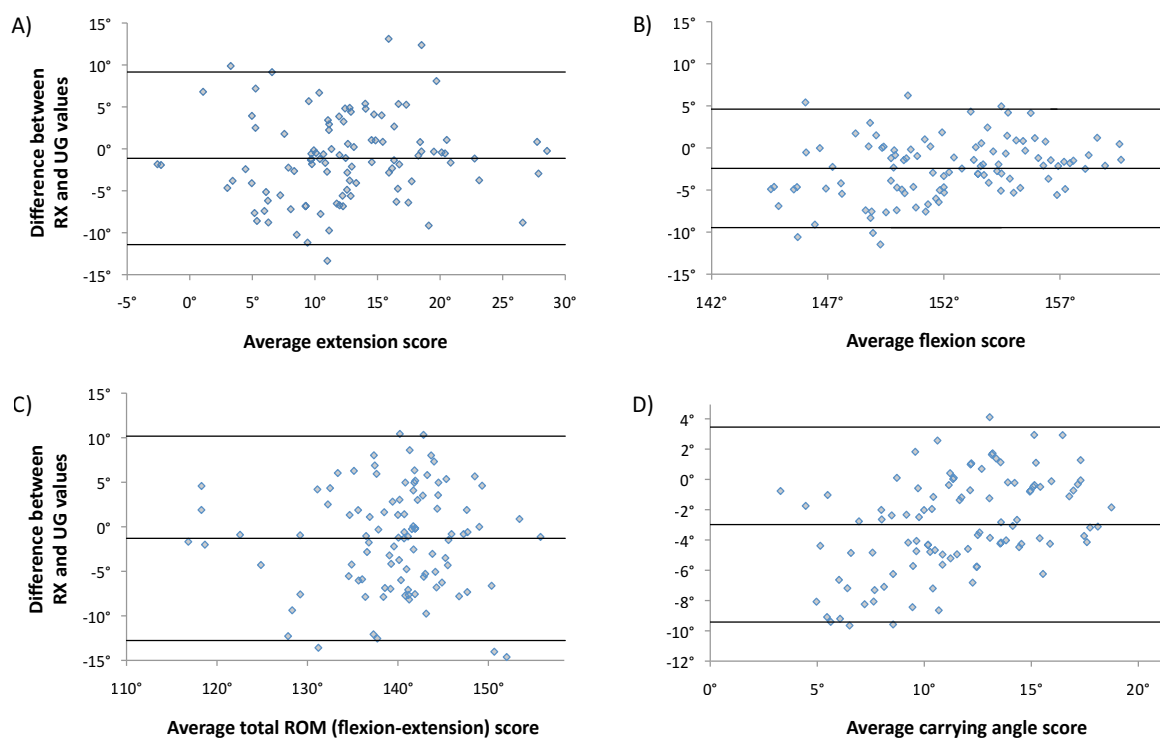


Fig. 3A-D: Bland-Altman's plots of measurement. In each diagram, the points (n = 102, both elbows of the 51 participants) represent the difference between both methods of measurement (radiographs-goniometer) against the mean values in degrees. The middle line represents the mean difference, whereas the upper and lower lines indicate the 95% confidence interval. For extension (A), 95% of UG measurements were $\pm 10.3^\circ$ from RX values. Similarly, the UG maximal error was $\pm 7.0^\circ$ for flexion (B), $\pm 11.5^\circ$ for total ROM (C), and $\pm 6.5^\circ$ for carrying angle (D).

Discussion

Previous studies confirmed the role of the ROM as an indicator of the elbow's integrity [6, 16, 18]. The universal goniometer is a common clinical tool for elbow and other major joint evaluations. However, the reliability of this instrument is still debated and many articles investigated its intra- or intertester ICC and/or compared it with new devices [1, 11, 20, 24, 33]. We therefore investigated the goniometer's validity by comparing its measures with the gold standard radiographic measurement of the elbow range of motion. The reliability of both instruments was then evaluated.

There are limitations to our study. First, there is a potential selection bias because only health workers were recruited; therefore, it is possible that this group of healthy adults has a better understanding of the examiner's oral indications and that their collaboration improved our results. Regular patients, with traditional boundaries like pain, language, or cognitive difficulties, could prove less collaborative and thus lower correlation between both methods. This limitation does not compromise our conclusions because those subject-dependant boundaries should apply equally to both measurement methods since the examiner (JC) provided the same indications of position. Second, the three repeated goniometric measurements were taken during the same day, to accommodate the volunteer participants of our study. This is not representative of the clinical situation in which such measurements are taken at weeks or months intervals. We can however compare our reliability results to the literature since few authors measured the elbows at weekly intervals or more. Third, the UG in this study was being used in a clinical way, ie, with no calibration nor instrument choice; therefore, there is a potential source of systematic errors from the instrument itself. This however fits our effort to perform the goniometric measurement in the same way it is done in a clinic or hospital. Moreover, the goniometric average results of ROM and carrying angle correspond to those in the literature, especially for the valgus (13.0°) and flexion (153.5°) angles.

We evaluated the validity of the goniometer in comparison with the computed radiographies. We observed that both techniques correlated, they differed by a paired t-test. We also concluded that the extension angle, measured with a universal goniometer, would

have a maximal error of $\pm 10.3^\circ$, 95% of the time (**Table 2**). This represents the worst case scenario, because the difference with the flexion angle was $\pm 7.0^\circ$ and $\pm 6.5^\circ$ for the carrying angle 95% of the time. The maximal error was higher for the total ROM ($\pm 11.5^\circ$) because it involved two measurements (extension and flexion). When looking into literature, there are numerous methods of measuring the ROM: visual estimation[2, 13, 32, 33], photographic[7], fluid-based[10, 24] or electrogoniometer[10, 11, 34]. The results regarding the validity of the goniometer are ambivalent. In the same way, when comparing goniometer to radiographs Jaeger et al[14] validated the goniometric measurement in cats while on the other hand Piqué-Vidal et al [25] recommended computerized radiographs for hallux valgus assessment. We still recommend the use of a UG in a clinical setting where therapists or physicians commonly deal with 30° to 40° loss of ROM in pathologic situations rather than 5° to 10° . However, the radiographic method is a valuable tool for randomized control trials or other research studies with ROM as a primary or secondary outcome such as the many studies designed to evaluate the impact of different demographic or extrinsic factors on the ROM.[9, 12, 18, 19, 22, 23] When the ROM or carrying angle is required for research purposes, the 10° difference between the goniometric and radiographic methods becomes important, leading to an increase in the cohort needed to find expected results. One must keep in mind that any measurement performed with the goniometer has a potential (maximal) error of 10° .

Reliability of both methods was assessed through intraclass correlation coefficients (ICC). For the flexion/extension, using a standard 25-cm plastic goniometer, ICC for the intraexaminer ranged from 0.945 to 0.973 whereas it ranges from 0.45 to 0.98 in the literature (**Table 5**) [1, 20, 26]. The interobserver reliability is very important in a clinical setting and proper training may be required for all the goniometer users within a clinic to standardize the measurements. Indeed, in everyday patient care, the ROM might not be measured by the same examiner and weeks or even months could separate measurements (eg, a follow-up on postsurgical rehabilitation among the orthopaedist, resident, occupational therapist, etc). We observed intertester ICCs ranging from 0.980-0.991 with the radiographic method. Such data was not found in the literature since this technique has not previously been used for the elbow ROM.

Table 5. Comparison of intrarater ICC in literature for the elbow goniometric measurement.

Authors	Healthy subjects (Yes/No)	Number of subjects	Number of repetitions	Flexion ICC	Extension ICC
Rothstein et al. (1983)	N	24	2	0.97	0.96
Greene et al. (1989)	Y	20	9	0.94	0.95
Goodwin et al. (1992)	Y	23	2	0.87	0.87
Armstrong et al. (1998)	N	38	2	0.55 to 0.98	0.45 to 0.98
Chapleau et al. (2011)	Y	51	3	0.95	0.97

ICC= Intraclass Correlation Coefficient

References

1. Armstrong, A.D., J.C. MacDermid, S. Chinchalkar, R.S. Stevens, and G.J. King, *Reliability of range-of-motion measurement in the elbow and forearm*. J Shoulder Elbow Surg., 1998. **7**(6): p. 573-80.
2. Awan, R., J. Smith, and A.J. Boon, *Measuring shoulder internal rotation range of motion: a comparison of 3 techniques*. (0003-9993 (Print)).
3. Bland, J.M. and D.G. Altman, *A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement*. Comput Biol Med., 1990. **20**(5): p. 337-40.
4. Bland, J.M. and D.G. Altman, *Applying the right statistics: analyses of measurement studies*. Ultrasound Obstet Gynecol., 2003. **22**(1): p. 85-93.
5. Boone, D.C. and S.P. Azen, *Normal range of motion of joints in male subjects*. J Bone Joint Surg Am., 1979. **61**(5): p. 756-9.
6. Docherty, M.A., R.A. Schwab, and O.J. Ma, *Can elbow extension be used as a test of clinically significant injury?* South Med J., 2002. **95**(5): p. 539-41.
7. Fish, D.R. and L. Wingate, *Sources of goniometric error at the elbow*. Phys Ther., 1985. **65**(11): p. 1666-70.
8. Glasgow, C., J. Wilton, and L. Tooth, *Optimal daily total end range time for contracture: resolution in hand splinting*. J Hand Ther., 2003. **16**(3): p. 207-18.
9. Golden, D.W., J.M. Wojcicki, J.T. Jhee, S.L. Gilpin, J.R. Sawyer, and M.B. Heyman, *Body mass index and elbow range of motion in a healthy pediatric population: a possible mechanism of overweight in children*. J Pediatr Gastroenterol Nutr, 2008. **46**(2): p. 196-201.
10. Goodwin, J., C. Clark, J. Deakes, D. Burdon, and C. Lawrence, *Clinical methods of goniometry: a comparative study*. Disabil Rehabil., 1992. **14**(1): p. 10-5.
11. Greene, B.L. and S.L. Wolf, *Upper extremity joint movement: comparison of two measurement devices*. Arch Phys Med Rehabil., 1989. **70**(4): p. 288-90.
12. Gunal, I., N. Kose, O. Erdogan, E. Gokturk, and S. Seber, *Normal range of motion of the joints of the upper extremity in male subjects, with special reference to side*. J Bone Joint Surg Am., 1996. **78**(9): p. 1401-4.
13. Hayes K., J.R. Walton, Z.R. Szomor, and G.A. Murrell, *Reliability of five methods for assessing shoulder range of motion*. (0004-9514 (Print)).
14. Jaeger, G.H., D.J. Marcellin-Little, V. Depuy, and B.D. Lascelles, *Validity of goniometric joint measurements in cats*. Am J Vet Res., 2007. **68**(8): p. 822-6.
15. Lee, J., D. Koh, and C.N. Ong, *Statistical evaluation of agreement between two methods for measuring a quantitative variable*. Comput Biol Med., 1989. **19**(1): p. 61-70.
16. Lennon, R.I., M.S. Riyat, R. Hilliam, G. Anathkrishnan, and G. Alderson, *Can a normal range of elbow movement predict a normal elbow x ray?* Emerg Med J., 2007. **24**(2): p. 86-8.
17. London, J., *Kinematics of the elbow*. The Journal of Bone and Joint Surgery Am, 1981. **63**(4): p. 529-535.
18. Macedo, L.G. and D.J. Magee, *Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities*. J Manipulative Physiol Ther., 2008. **31**(8): p. 577-82.
19. Macedo, L.G. and D.J. Magee, *Effects of age on passive range of motion of selected peripheral joints in healthy adult females*. Physiother Theory Pract., 2009. **25**(2): p. 145-64.
20. Mayerson, N.H. and R.A. Milano, *Goniometric measurement reliability in physical medicine*. Arch Phys Med Rehabil., 1984. **65**(2): p. 92-4.
21. Morrey, B. and J. Sanchez-Sotelo, *The Elbow and its Disorders*. 4th ed ed. 2008, Philadelphia, PA: Saunders Elsevier.
22. Paraskevas, G., A. Papadopoulos, B. Papaziogas, S. Spanidou, H. Argiriadou, and J. Gigis, *Study of the carrying angle of the human elbow joint in full extension: a morphometric analysis*. Surg Radiol Anat., 2004. **26**(1): p. 19-23. Epub 2003 Nov 26.
23. Park, W., J. Ramachandran, P. Weisman, and E.S. Jung, *Obesity effect on male active joint range of motion*. Ergonomics. **53**(1): p. 102-8.

24. Petherick, M., W. Rheault, S. Kimble, C. Lechner, and V. Seneor, *Concurrent validity and intertester reliability of universal and fluid-based goniometers for active elbow range of motion*. Phys Ther., 1988. **68**(6): p. 966-9.
25. Pique-Vidal, C., I. Maled-Garcia, J. Arabi-Moreno, and J. Vila, *Radiographic angles in hallux valgus: differences between measurements made manually and with a computerized program*. Foot Ankle Int., 2006. **27**(3): p. 175-80.
26. Riddle, D.L., J.M. Rothstein, and R.L. Lamb, *Goniometric reliability in a clinical setting. Shoulder measurements*. Phys Ther., 1987. **67**(5): p. 668-73.
27. Rothstein, J.M., P.J. Miller, and R.F. Roettger, *Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements*. Phys Ther., 1983. **63**(10): p. 1611-5.
28. Shaaban, H., C. Pereira, R. Williams, and V.C. Lees, *The effect of elbow position on the range of supination and pronation of the forearm*. J Hand Surg Eur Vol., 2008. **33**(1): p. 3-8.
29. Shiba, R., C. Sorbie, D.W. Siu, J.T. Bryant, T.D. Cooke, and H.W. Wevers, *Geometry of the humeroulnar joint*. J Orthop Res., 1988. **6**(6): p. 897-906.
30. Steindler, A., *Kinesiology of the Human Body*. 5th ed ed. 1977, Springfield, IL: Charles C. Thomas.
31. Szulc, P. and J. Lewandowski, *Verification of selected anatomical landmarks used as reference points for universal goniometer positioning during elbow joint mobility range measurements*. Folia Morphol (Warsz). 2003. **62**(4): p. 353-5.
32. Terwee, C., A. De Winter, R. Scholten, M. Jans, W. Deville, D. van Schaardenburg, and L. Bouter, *Interobserver reproducibility of the visual estimation of range of motion of the shoulder*. (0003-9993 (Print)).
33. van de Pol, R.J., E. van Trijffel, and C. Lucas, *Inter-rater reliability for measurement of passive physiological range of motion of upper extremity joints is better if instruments are used: a systematic review*. J Physiother., 2010. **56**(1): p. 7-17.
34. Zampagni, M.L., D. Casino, S. Zaffagnini, A.A. Visani, and M. Marcacci, *Estimating the elbow carrying angle with an electrogoniometer: acquisition of data and reliability of measurements*. Orthopedics., 2008. **31**(4): p. 370.

Demographic and Anthropometric Factors Affecting the Elbow Range of Motion in Healthy Adults

Julien Chapleau¹, Fanny Canet^{2,3} MScA, Yvan Petit^{2,3} PhD, Emilie Sandman¹ MD, G-Yves Laflamme^{1,3} MD, FRCSC, Dominique M Rouleau^{1,3} MD, MSc., FRCSC

1. Université de Montréal, Montréal, QC, Canada
2. École de Technologie Supérieure, Montréal, QC, Canada
3. Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montréal, QC, Canada

Le dernier article répond à un objectif secondaire de ce mémoire, soit d'utiliser la méthode radiographique pour déterminer quels facteurs propres au sujet peuvent expliquer les variations d'amplitude de mouvement du coude observées dans la population. Seront étudiés l'influence de l'âge, sexe, dominance manuelle, hyperlaxité, activité physique, indice de masse corporelle (IMC) et des circonférences du bras et de l'avant-bras.

Résultats: La flexion moyenne de l'échantillon de 102 coudes était de $151^{\circ} \pm 5^{\circ}$, l'extension de $12^{\circ} \pm 7^{\circ}$ et le ROM moyen de $139^{\circ} \pm 8^{\circ}$. Le sexe avait une influence significative sur la FM ($p \leq 0,001$) et sur le ROM ($p = 0,010$). L'EM ($p = 0,021$) et le ROM ($p = 0,025$) étaient différents selon le bras mesuré (dominant ou non-dominant). Une perte de FM ($p = 0,018$), d'EM ($p = 0,007$) et de ROM total ($p \leq 0,001$) a été démontrée avec l'âge. Finalement, une grande circonférence des bras et des avant-bras ainsi qu'un IMC élevé ont été associés à une diminution de la FM et du ROM.

Le manuscrit de cet article est reproduit dans les prochaines pages avec l'aimable permission de *Elsevier*.

© 2012 *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees*.

Chapleau J, Canet F, Petit Y, Sandman E, Laflamme GY, and Rouleau DM,
Demographic and anthropometric factors affecting elbow range of motion in healthy adults

J Shoulder Elbow Surg. 2012 Sep 1; 10.1016/j.jse.2012.05.028

ABSTRACT

Background: In order to use elbow range of motion routinely as a diagnostic index, it is important to explain the normal variability among the population. Consequently, the aim of this study is to assess the possible associations between age, gender, laterality, body mass index, joint laxity, level of physical activities, upper limb dimensions and the elbow range of motion in flexion/extension.

Methods: Lateral x-rays of 102 elbows were taken. Maximal flexion and maximal extension were measured on the radiographs. The difference of range of motion regarding gender and laterality was assessed with Student T tests. The Pearson correlation coefficient was used to evaluate the relationship between elbow mobility and the other factors. Finally, a stepwise multiple regression analysis was performed.

Results: Among the 51 volunteers, a correlation was found between flexion and body mass index, age, mid-brachial and forearm circumferences ($r=-0.234$ to -0.594). Age ($r=0.268$) and hyperlaxity ($r=-0.323$) were the only factors associated with a change in elbow extension. There was no correlation between the level of physical activity nor with the laterality and changes in elbow mobility. Finally, women presented with more flexion and total elbow range of motion compared to men.

Conclusion: This study confirms the association between various demographic and anthropometric factors and the elbow range of motion in healthy adults. Among these, the body mass index and forearm circumference are the most likely responsible for mobility variations among the population.

INTRODUCTION

Range of motion (ROM) is a primary reference tool in assessing the elbow joint integrity. Its measurement should be part of any elbow evaluation since evidence suggests that an injured elbow achieving full flexion, extension and pro/supination requires no urgent radiographic investigation^{9, 18}. In order to use ROM routinely as a diagnostic index, it is important to evaluate the influence of demographic and anthropometric data on ROM.

The elbow comprises different anatomical structures that have direct impact on the joint's mobility, such as the capsule, its osseous congruity, as well as the ligaments and the muscles groups surrounding the articulation. Efforts have been made to determine the role of major factors on the elbow's ROM, such as age, gender, laterality, arm and forearm circumferences, BMI, physical activity level and generalized hyperlaxity. There is no consensus on the effect of these factors on the elbow's ROM in the literature. Indeed, studies disagree on the influence of hand dominance on the upper limb mobility and the effect of gender differences on elbow ROM^{13, 23, 25}. Moreover, others focus on athletic or pediatric subjects, limiting the clinical relevance to the general population^{12, 31, 35, 37}

The lack of satisfying conclusions in the literature may be attributed to the inadequate sample size⁸ or to the use of a goniometer as a reference measurement instrument^{12, 27, 37}. In the clinical setting, physical therapists and orthopedic surgeons commonly use the goniometer to measure the ROM, which has been shown to have a range of 10° of error⁷. However, in the research setting, the radiographic method of ROM measurements provides higher precision and is more appropriate⁷.

Since the elbow ROM has a clear diagnostic value and is used to set rehabilitation goals, it is essential to be aware of the normal differences among individuals. The goal of this study is to determine which factors are associated with elbow flexion and extension. The second objective is to create a regression model that could explain the variability of the elbow ROM encountered in the general population.

MATERIALS and METHODS

Recruitment for this study was done in a level one trauma center and written consent was obtained before including volunteers in the study. The 51 participants were in majority employees. To fulfill the inclusion criteria, volunteers had to be between 18-50 years old and have no pre-existing medical or surgical condition affecting the upper limb. Since radiographs were to be taken, pregnant women were excluded from the study. Demographic data, such as age, gender, laterality, weight and height were self-reported by the participants. Moreover, the type, intensity and duration of their physical activities were obtained and then converted into metabolic equivalent of tasks (METs) per week according to the Ainsworth Compendium of physical activities¹. One examiner looked for hyperlaxity through the Beighton and Horan Joint Mobility Index (BHJMI), a 9 points scoring system commonly used in the screening of joint hypermobility^{5, 6, 31}. A score ≥ 4 out of 9 is a diagnostic of generalized joint hyperlaxity^{6, 17}. The elbow criterion from the BHJMI was excluded in the statistical analysis in order to evaluate if hyperlaxity of the thumb, fifth finger, knee and lumbar spine could predict the hyperextension of the elbow. The mid-brachial circumference was measured using a regular 1 mm-increment medical measuring tape²⁹. The forearm was measured the same way at its estimated widest circumference. Both circumferences were measured with the arm at rest. BMI was calculated by dividing the square of height to the mass (kg/m^2)³⁶. Institutional Review Board (IRB) approval was obtained for this study.

Radiographic method

Lateral radiographs of the elbow, including most of the humeral and cubital length were taken with a GE Healthcare digital x-ray device. Participants reached their full extension and flexion through active movement, without any passive pressure applied. An examiner ensured that the subjects achieved complete range of motion. The same co-author reviewed the radiographs to make sure that a perfect lateral view was obtained, which was confirmed by the concentric alignment of the circles of the capitellum and the trochlea sulcus²¹. A fellowship trained elbow surgeon also reviewed all x-rays to evaluate the radiographic quality and to exclude any pathological cases. The maximal flexion (MF) and maximal

extension (ME) were measured on the digital radiographs with the SliceOmatic (TomoVision, Montreal, Canada) software by two co-authors. The examiners independently measured all the radiographs after previously agreeing on the bony landmarks that best represented ROM. Extension was defined as being the angle between the average humeral diaphysis axis and the dorsal mid-third edge of the ulna. Landmarks were the same for flexion. Total range of motion was calculated as the difference between flexion and extension measurements (ROM=MF-ME).

Statistical analysis

All statistical analyses were performed with the PASW Statistics 18.0 software (SPSS inc, an IBM Company, Chigaco, Il, USA). A Kolmogorov-Smirnov test with a 95% confidence interval (95 % CI) was done to establish the normality of continuous data distributions. The Pearson correlation coefficient evaluated the possible associations between age, level of physical activity, hyperlaxity, arm/forearm circumferences, BMI and ROM. Correlation coefficients (r) between 0.70 and 0.89 were regarded as good and r -values of 0.90 and greater were considered as excellent¹¹. Student t-tests were performed for laterality (paired t-tests) and gender (unpaired t-tests). Finally, a multiple linear regression model was built following the stepwise method. All factors correlated with a $p \leq 0.2$ were entered in the model. The level of significance was set to a p value of 0.05 for all statistical analyses.

RESULTS

The subjects' average age was 31.7 years old (SD = 9.3 y.o.) and there were 31 women out of the 51 participants. Our sample had an average maximal flexion of 150.9° (SD= 4.5°), extension of 11.9° (SD=6.7°) and a total range of motion of 139.0° (SD=7.8°). It is to be noted that a negative extension value represents hyperextension. Kolmogorov-Smirnov test confirmed the normality of the ROM ($Z=1.049$; $P>0.2$), flexion ($Z=0.587$; $P>0.2$) and extension ($Z=0.443$; $P>0.2$) distributions. Forearm circumference ($r=-0.594$), BMI ($r=-0.584$), mid-brachial circumference ($r=-0.523$) and age ($r=-0.234$) were all negatively correlated with flexion (**Table I**). Hyperlaxity ($r=-0.323$) and age ($r=0.268$) were the only continuous factors associated with extension. There was a significant correlation between BMI ($r=-0.430$), mid-brachial circumference ($r=-0.395$), forearm circumference ($r=-0.379$), age ($r=-0.366$), hyperlaxity ($r=0.220$) and total ROM. We found no significant correlation between the quantity of physical activities (converted in METS/wk) and flexion, extension or ROM. To evaluate the difference in ROM between males and females, we divided them into two groups and performed a Student t-test (**Table II**). There was a 4° difference between men and women's total range of motion ($P = 0.010$). Women had more flexion but no significant difference was observed in extension. Similar analysis was performed for laterality. Forty-eight of the 51 subjects were right-handed and the 102 elbows were consequently divided into two groups, whether there dominant or non-dominant side. There is a negligible 1° difference between the mean of extension and ROM for the two groups (**Table III**).

Table I Results – Factors influencing the elbow flexion, extension and ROM. Pearson correlations for continuous data¹.

	Descriptive data		Pearson Correlation					
	Mean ¹ ± SD	range	Flexion		Extension		ROM	
Body Mass Index (BMI)	24.0 ± 4.0 kg/m ²	18.2 – 34.2	r=-0.5840	P < 0.001*	r=0.1039	P=0.300	r=-0.4295	P < 0.001*
Age	31.7 ± 9.3 y.o.	19 – 50	r=-0.2339	P=0.018*	r=0.2677	P=0.007*	r=-0.3658	P < 0.001*
Sport	18.3 ± 14.8 METS/wk	0 – 60.0	r=-0.0258	P=0.797	r=-0.1469	P=0.141	r=0.1108	P=0.267
Mid-brachial circumference	30.1 ± 3.7 cm	24.0 – 39.0	r=-0.5225	P < 0.001*	r=0.1052	P=0.293	r=-0.3947	P < 0.001*
Forearm circumference	25.3 ± 2.7 cm	19.5 – 32.0	r=-0.5944	P < 0.001*	r=0.0374	P=0.709	r=-0.3785	P < 0.001*
Hyperlaxity	Mode = 0	0-6	r=-0.0981	P=0.327	r=-0.3229	P < 0.001*	r=0.2195	P=0.026*

SD: Standard deviation

¹ n = 102 elbows

* significant correlation for a 95% confidence interval (p < 0.05).

Table II Gender Results – Mean flexion, extension and total ROM for both males and females. Student T-test indicates the significant differences (p values).

	Female Mean ± SD	Male Mean ± SD	P value
Flexion	152.5 ± 4.1°	148.4 ± 4.1°	p < 0.001*
Extension	11.9 ± 6.2°	11.9 ± 7.5°	p = 0.833
ROM	140.6 ± 6.5°	136.5 ± 9.0°	p = 0.010*

SD: Standard deviation, ¹ n = 51 elbows (for each group), 31 females and 20 males

significant correlation for a 95% confidence interval (p < 0.05), * Precision of 0.1°, to show the small significance difference

Table III Laterality Results – Mean of difference between dominant and non-dominant sides for flexion, extension and total ROM¹. Paired Student T-test indicates the significant differences (p values).

	Dominant side Mean ± SD	Non-dominant side Mean ± SD	P value
Flexion	151.1 ± 4.6°	150.7 ± 4.5°	p = 0.445
Extension	12.5 ± 6.6°	11.3 ± 6.8°	p = 0.021*
ROM	138.3 ± 7.7°	139.7 ± 7.9°	p = 0.025*

SD: Standard deviation, CI: Confidence interval, ¹ n = 102 elbows
significant difference for a 95% confidence interval (p < 0.05).

All factors were included as potential independent variables to explain the ROM variation (dependant variable) in a multiple linear regression analysis. The stepwise method isolated the more relevant predictor variables (**Table IV**). The analysis retained BMI ($\beta=-0.351$; $P\leq 0.001$) and forearm circumference ($\beta=-0.378$; $P\leq 0.001$) in a model that accounts for 42% of flexion variability ($r^2=0.418$). A similar model with the forearm circumference as the only predictor variable explained 35% of flexion variability ($r^2=0.347$). Extension's best regression model had a lower relevance than flexion ($r^2=0.171$) and included joint hyperlaxity ($\beta=-0.315$; $P\leq 0.001$), age ($\beta=0.239$; $P=0.010$) and level of physical activities ($\beta=-0.202$; $P=0.029$). When trying to predict the total range of motion, BMI ($\beta=-0.467$; $P\leq 0.001$) and hyperlaxity ($\beta=0.281$; $P=0.002$) explained 25% of the ROM variation in the sample ($r^2=0.247$).

Table IV Results – Multiple linear regression results

	Standardized R ²	Factor	beta	p
Flexion	0.418			
		BMI	-0.351	$\leq 0.001^*$
		Forearm Circumference	-0.378	$\leq 0.001^*$
Extension	0.171			
		Hyperlaxity	-0.315	$\leq 0.001^*$
		Age	0.239	0.010*
		Sport	-0.202	0.029*
ROM	0.247			
		BMI	-0.467	$\leq 0.001^*$
		Hyperlaxity	0.281	0.002*

* significant correlation for a 95% confidence interval ($p < 0.05$).

DISCUSSION

Almost eighteen scoring systems are currently used for the evaluation of elbow functionality²². Nearly all of them include elbow ROM measurements, either by physical examination or through daily activity assessment. Such emphasis is placed on the ROM integrity since even a little impairment affects a patient's functionality. However, individual variability in joint flexibility exists and is partially explained by demographic and morphologic factors. In this paper, we regrouped eight factors commonly found in the literature and that are usually correlated with other joints^{3, 4, 8, 10, 12, 13, 15, 19, 20, 23, 24, 26, 27}. Our primary goal was to confirm which of these were correlated with the elbow's ROM. The second goal was to create a regression model including the strongest factors associated with flexion, extension and total ROM.

The ROM was measured on lateral radiographs since it is thought to be more precise than the goniometer⁷. For the extension measurement, the two examiners who independently measured the radiographs had an average of 0.72 degrees of disparity for all 102 elbows. This contrasts with the 10° maximal error of the goniometric elbow extension measurement reported in a previous study⁷. The goniometer could not have been used in this study because such error is larger than some differences in ROM we found, for example between males and females. However, even if the radiographic method of ROM assessment is expected to be far more reliable, one should be careful when interpreting ROM differences of less than 1 or 2 degrees as it happens with laterality measurements.

All factors except for the level of physical activity and laterality were correlated with either flexion or extension. There was a negative correlation between BMI and flexion. Nevertheless, extension did not seem to be affected by the amount of soft tissues. A statistically significant association between BMI and elbow flexion in adults was not previously described in the literature. Park et al. showed that obesity (defined as BMI > 30.00³⁶) in male adults affected many joints' ROM but had no impact on flexion. The correlation between BMI and flexion was also either proven in overweight children¹² or older subjects¹⁰. We thought the mid-brachial and forearm circumferences could better represent the effect of BMI on the ROM, but the regression coefficients were almost the

same. The regression between forearm circumference and flexion had the strongest association throughout the study (**Figure I**). The multiple regression analysis confirmed the predominant role of the forearm circumference in the variability of flexion in our sample. Alone, this anthropometric factor explained more than a third (35%) of the difference of flexion between our volunteers. A model combining the forearm circumference to BMI accounted for 42% of the variability. These were the best results obtained with the multiple regression analysis.

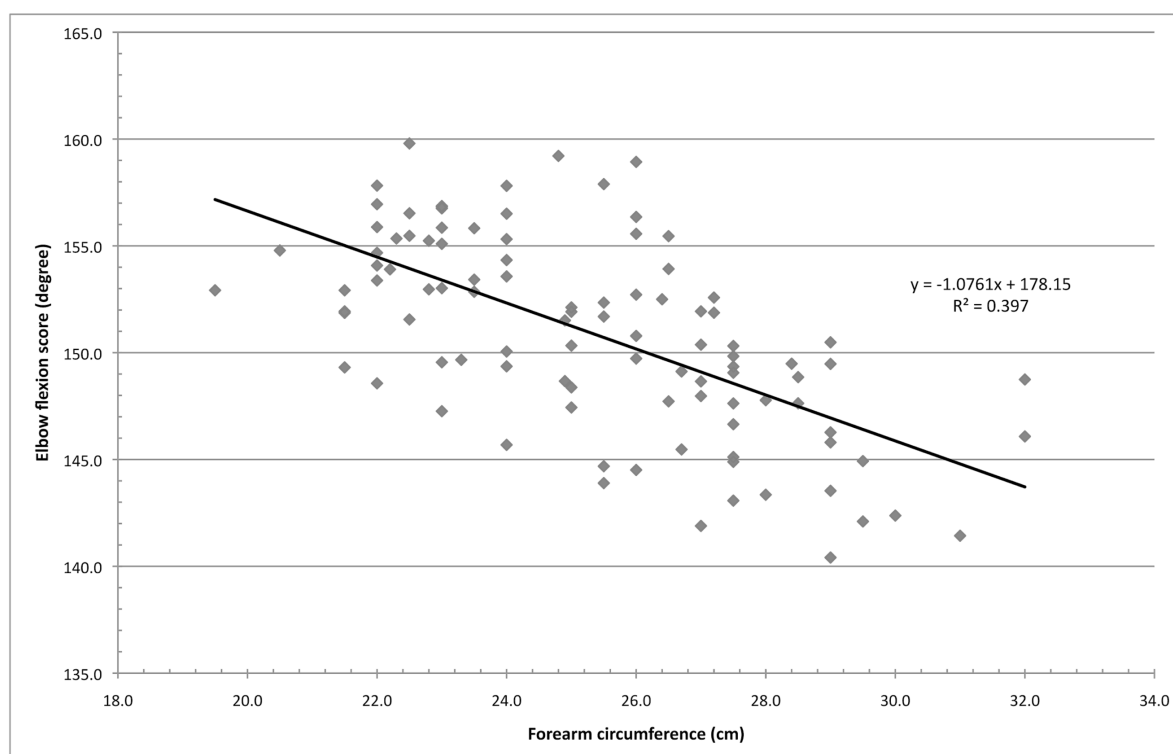


Figure I – Linear regression between forearm circumference (x-axis) and elbow flexion (y-axis) in 51 adults

Age was the only factor associated with both flexion and extension, with older subjects having less range of motion. This loss of ROM could be due to the increasing stiffness of the capsule, ligaments and/or tendons or cartilage wear in the elbow. In the literature, changes of biomechanical properties of the elbow such as stiffness, strength or stability were difficult to identify before the age of 60 years old^{20, 26}. There is no statistically significant correlation between physical activity level and the elbow mobility in our sample of healthy adults. The results contrast with the well-documented impact of physical activity

on the outcome and joint mobility of patient with osteoarthritis, inflammatory arthritis or other chronic musculoskeletal disorders^{14, 16, 33, 34}. A high score on the Beighton and Horan Joint Mobility Index (BHJMI) was previously associated with a significant gain of elbow flexion and extension in children³¹. However, in our study, correlations with high BHJMI scores were only found for extension and total ROM.

It was shown that females have greater elbow range of motion than males. The 4 degrees difference is attributed to an increased flexion, while extension remains the same. The augmented average amount of soft tissue (i.e. muscle) found in males² could restrict the maximal flexion (MF) without influencing the straightened elbow. This may partly explain why the maximal extension (ME) was almost the same for both genders (11.9°). Unlike other joints ranges of motion which are generally decreased with age and gender^{4, 10, 15, 30}, there is a lack of information in the literature concerning the elbow. Regarding laterality, it was suggested that it could influence the overall upper extremity ROM^{8, 37}. For example, the impact of dominance on the shoulder ROM was observed in certain movements, some being increased on the dominant side while others were decreased⁴. Our study cannot confirm this observation in the elbow.

Limitations in this study mainly concern the sample of patients. We recruited health workers among the hospital, thus restricting the age range and health conditions when comparing to the normal population. Almost all the participants were somehow physically active. Given the results obtained, evaluation of other factors that may affect the elbow's range of motion is recommended. Ethnicity for instance is shown to have an impact on the knee, spine and generalized hypermobility^{19, 28, 32}. This however requires a very large sample. Sedentary lifestyle or the type of sports performed could also possibly influence the ROM. These factors, on the other hand, are much harder to quantify in order to make an objective and reliable statistical analysis. We also ignored the upper limb involvement in the type of sport reported. For example Ainsworth and al. described the same MET value for jogging and competitive tennis. However, these two sports obviously do not have the same impact on the elbow. This could partly explain why our statistical analysis shows only poor impact of sports on the elbow ROM. Also, manual workers, like a

construction laborer or a hairdresser, could have impaired elbow mobility. This was not evaluated in this present cohort.

CONCLUSION

There is an association between BMI, age, hyperlaxity, arm and forearm circumferences, as well as the elbow ROM in healthy adults. Among these factors, BMI and forearm circumference seem to have a greater impact on ROM. Females had more flexion than males. There was no clear association between the laterality – or hand dominance – and the elbow ROM.

References

1. Ainsworth BE, Haskell WL, Whitt MC, Irwin ML, Swartz AM, Strath SJ, et al. Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2000 Sep;32(9 Suppl):S498-504.
2. Akagi R, Takai Y, Kato E, Wakahara T, Ohta M, Kanehisa H, et al. Development of an equation to predict muscle volume of elbow flexors for men and women with a wide range of age. *Eur J Appl Physiol*. 2010 Mar;108(4):689-94. Doi: 10.1007/s00421-009-1269-1.
3. Aoki H, Demura S. Characteristics and lateral dominance of hand grip and elbow flexion powers in young male adults. *J Physiol Anthropol*. 2008 Jun;27(4):201-6.
4. Barnes CJ, Van Steyn SJ, Fischer RA. The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg*. 2001 May-Jun;10(3):242-6. Doi: 10.1067/mse.2001.115270.
5. Beighton P, Grahame R, Bird H. [Joint instability: methods of measuring and epidemiology]. *Orthopade*. 1984 Jan;13(1):19-24.
6. Boyle KL, Witt P, Riegger-Krugh C. Intrarater and Interrater Reliability of the Beighton and Horan Joint Mobility Index. *J Athl Train*. 2003 Dec;38(4):281-5.
7. Chapleau J, Canet F, Petit Y, Laflamme G-Y, Rouleau D. Validity of goniometric elbow measurements; comparative study with a radiographic method. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(11):3134-40. Doi: 10.1007/s11999-011-1986-8.
8. Conte AL, Marques AP, Casarotto RA, Amado-Joao SM. Handedness influences passive shoulder range of motion in nonathlete adult women. *J Manipulative Physiol Ther*. 2009 Feb;32(2):149-53. Doi: 10.1016/j.jmpt.2008.12.006.
9. Docherty MA, Schwab RA, Ma OJ, Docherty MA, Schwab RA, Ma OJ. Can elbow extension be used as a test of clinically significant injury? *South Med J*. 2002 May;95(5):539-41.
10. Escalante A, Lichtenstein MJ, Hazuda HP. Determinants of shoulder and elbow flexion range: results from the San Antonio Longitudinal Study of Aging. *Arthritis Care Res*. 1999 Aug;12(4):277-86.
11. Fleiss J. *The design and analysis of clinical experiments*. Toronto: John Wiley and Sons; 1986; ISBN:0471820474.
12. Golden DW, Wojcicki JM, Jhee JT, Gilpin SL, Sawyer JR, Heyman MB. Body mass index and elbow range of motion in a healthy pediatric population: a possible mechanism of overweight in children. *J Pediatr Gastroenterol Nutr*. 2008 Feb;46(2):196-201. Doi: 10.1097/MPG.0b013e31812f568b.
13. Gunal I, Kose N, Erdogan O, Gokturk E, Seber S. Normal range of motion of the joints of the upper extremity in male subjects, with special reference to side. *J Bone Joint Surg Am*. 1996;78(9):1401-4.
14. Hughes SL, Seymour RB, Campbell RT, Huber G, Pollak N, Sharma L, et al. Long-term impact of Fit and Strong! on older adults with osteoarthritis. *Gerontologist*. 2006 Dec;46(6):801-14.
15. Intolo P, Milosavljevic S, Baxter DG, Carman AB, Pal P, Munn J. The effect of age on lumbar range of motion: a systematic review. *Man Ther*. 2009 Dec;14(6):596-604. Doi: 10.1016/j.math.2009.08.006.
16. Jansen MJ, Viechtbauer W, Lenssen AF, Hendriks EJ, de Bie RA. Strength training alone, exercise therapy alone, and exercise therapy with passive manual mobilisation each reduce pain and disability in people with knee osteoarthritis: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*. 57(1):11-20. Doi: 10.1016/S1836-9553(11)70002-9.
17. Johnson SM, Robinson CM. Shoulder instability in patients with joint hyperlaxity. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*. 2010 Jun;92(6):1545-57. Doi: 10.2106/JBJS.H.00078.
18. Lennon RI, Riyat MS, Hilliam R, Anathkrishnan G, Alderson G. Can a normal range of elbow movement predict a normal elbow x ray? *Emerg Med J*. 2007 Feb;24(2):86-8.
19. Leszko F, Hovinga KR, Lerner AL, Komistek RD, Mahfouz MR. In vivo normal knee kinematics: is ethnicity or gender an influencing factor? *Clin Orthop Relat Res*. 2010 Jan;469(1):95-106. Doi: 10.1007/s11999-010-1517-z.
20. Lin CC, Ju MS, Huang HW. Gender and age effects on elbow joint stiffness in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(1):82-5. Doi: 10.1016/j.apmr.2003.12.027.
21. London JT. Kinematics of the elbow. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*. 1981 Apr;63(4):529-35.

22. Longo UG, Franceschi F, Loppini M, Maffulli N, Denaro V. Rating systems for evaluation of the elbow. *Br Med Bull*. 2008;87:131-61.
23. Macedo LG, Magee DJ. Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities. *J Manipulative Physiol Ther*. 2008;31(8):577-82.
24. Macedo LG, Magee DJ. Effects of age on passive range of motion of selected peripheral joints in healthy adult females. *Physiother Theory Pract*. 2009;25(2):145-64.
25. Morrey BF, Sanchez-Sotelo J. *The Elbow and its Disorders*. 4th ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2008; isbn: 1416029028.
26. Nolan M, Nitz J, Choy NL, Illing S. Age-related changes in musculoskeletal function, balance and mobility measures in men aged 30-80 years. *Aging Male*. 2010 Sep;13(3):194-201. Doi: 10.3109/13685531003657818.
27. Park W, Ramachandran J, Weisman P, Jung ES. Obesity effect on male active joint range of motion. *Ergonomics*. 2010 Jan;53(1):102-8.
28. Remvig L, Jensen DV, Ward RC. Epidemiology of general joint hypermobility and basis for the proposed criteria for benign joint hypermobility syndrome: review of the literature. *Journal of Rheumatology*. 2007 Apr;34(4):804-9.
29. Sanchez-Garcia S, Garcia-Pena C, Duque-Lopez MX, Juarez-Cedillo T, Cortes-Nunez AR, Reyes-Beaman S. Anthropometric measures and nutritional status in a healthy elderly population. *BMC Public Health*. 2007;7:2. Doi: 10.1186/1471-2458-7-2.
30. Seacrist T, Saffioti J, Balasubramanian S, Kadlowec J, Sterner R, Garcia-Espana JF, et al. Passive cervical spine flexion: The effect of age and gender. *Clin Biomech*. 2011;29:29.
31. Smits-Engelsman B, Klerks M, Kirby A. Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. *J Pediatr*. Jan;158(1):119-23, 23 e1-4. Doi: S0022-3476(10)00599-8 10.1016/j.jpeds.2010.07.021.
32. Trudelle-Jackson E, Fleisher LA, Borman N, Morrow JR, Jr., Frierson GM. Lumbar spine flexion and extension extremes of motion in women of different age and racial groups: the WIN Study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010 Jul 15;35(16):1539-44. Doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b0c3d1.
33. van den Heuvel SG, Heinrich J, Jans MP, van der Beek AJ, Bongers PM. The effect of physical activity in leisure time on neck and upper limb symptoms. *Prev Med*. 2005 Jul;41(1):260-7. Doi: 10.1016/j.ypmed.2004.11.006.
34. Wojna D, Anwajler J, Mladzka I, Ostrowska B, Skolimowski T. Impact of physiotherapy on the functional status of elbow and knee joints and quality of life in patients with hemophilia. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2006 Jun 30;8(3):315-22.
35. Wood LE, Dixon S, Grant C, Armstrong N. Elbow flexion and extension strength relative to body or muscle size in children. *Med Sci Sports Exerc*. 2004 Nov;36(11):1977-84.
36. World Health Organization. *Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation. World Health Organ Tech Rep Ser*. 2001/03/10 ed2000. p. i-xii, 1-253.
37. Wright RW, Steger-May K, Wasserlauf BL, O'Neal ME, Weinberg BW, Paletta GA. Elbow range of motion in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med*. 2006 Feb;34(2):190-3. Doi: 10.1177/0363546505279921.

Chapitre 5 – Discussion

L'évaluation de l'AdM du coude est un outil diagnostique essentiel en clinique. La mobilité peut alors être qualifiée de complète ou limitée. Cependant, dans un contexte de recherche, la mesure de l'AdM requiert précision, fiabilité et validité. Peu d'instruments répondent actuellement à ces trois qualités. L'instrument le plus utilisé, le goniomètre universel, n'échappe pas à la règle et plusieurs études divergent d'opinion à son sujet. La principale source d'erreur associée au goniomètre est liée au positionnement de l'instrument selon les points de repère du membre supérieur. Par conséquent, une méthode radiographique de mesure de l'AdM a été nouvellement décrite pour le coude dans ces pages. Le premier objectif était de vérifier les limites de la méthode radiographique, en fonction du mauvais positionnement du coude. La validité du goniomètre a ensuite été évaluée en le comparant à la méthode radiographique de mesure. Fournir une description qualitative de la radiographie du coude selon différents degrés de rotation constituait le troisième objectif. Finalement, plusieurs facteurs démographiques et anthropométriques ont été étudiés pour déterminer ceux qui influencent l'AdM du coude.

La méthode radiographique a été utilisée pour juger de la validité du goniomètre. Bien que la mesure d'angle sur radiographie existe déjà pour de nombreux paramètres (angle de Cobb⁶⁹, anomalies de l'articulation radioulnaire distale^{88, 103}, ou encore les déformations congénitales des os longs¹⁷⁰) cette méthode est peu utilisée pour l'AdM. Des études en font mention pour vérifier la validité du goniomètre pour certaines articulations, dont la colonne lombaire¹⁵³, le genou^{43, 54}, la cheville^{94, 163} et l'hallux valgus.^{2, 28, 84, 118, 127, 149} Gogia et coll. ont comparé le goniomètre à la radiographie pour mesurer l'amplitude de mouvement du genou de 30 sujets sains.⁵⁴ Les statistiques utilisées (corrélations de Pearson et CCI) sont par contre inadéquates pour comparer deux méthodes de mesures.^{19, 21} Effectivement, les résultats montrent une forte corrélation entre les deux mesures, sans spécifier si le goniomètre mesure effectivement la même chose que les radiographies.⁵⁴ Une autre étude datant des années 80 a démontré que le goniomètre est complètement inexact et erroné pour mesurer un genou fléchi à 15° ou moins.⁴³ Piqué-Vidal et coll.¹¹⁸ ont mesuré plusieurs angles du pied, dont l'angle de l'hallux valgus, chez 176 patients symptomatiques. Pour

certaines angles, la radiographie offrait une meilleure reproductibilité que le goniomètre alors que pour d'autres les deux méthodes de mesures étaient à égalité.

Quoi qu'il en soit, la méthode radiographique a ici été employée pour l'AdM du coude, ce qui n'avait pas été auparavant décrit. La première conclusion à tirer des résultats est que les deux méthodes ne sont pas interchangeables puisque des différences significatives entre elles ont été observées. Par contre, les moyennes de chaque composante de l'AdM sont très similaires. Les moyennes de flexion mesurée au goniomètre et sur une radiographie sont respectivement de 153,5° et 150,9°, tandis qu'elles sont de 13,0° et 11,9° pour l'extension. Les angles mesurés étant également corrélés, il serait tentant de conclure que le goniomètre fournit des résultats équivalents à la méthode radiographique. Il n'y a rien de plus faux. L'analyse des graphiques de Bland et Altman le démontre clairement. Si la différence moyenne est près de zéro, l'étendue des différences entre chaque paire de mesures, elle, s'étend de -9,5° à +4,6° pour la flexion. Dans le cas de l'extension, c'est entre -11,4° et +9,2° que se situent 95 % des points du graphique. C'est donc dire que l'erreur du goniomètre lors de la mesure de l'extension est d'environ $\pm 10^\circ$. En effet, l'instrument de plastique fournissait une valeur pouvant être tantôt 10° inférieure et tantôt 10° supérieure à la valeur mesurée sur radiographie. Ce type d'erreur est imprévisible puisqu'aucune tendance ou aucun biais ne pouvait être identifié dans les graphiques. Il s'agit donc d'une erreur aléatoire. Rappelons que le biais est une erreur systématique surestimant ou sous-estimant de manière constante la vraie valeur mesurée. Les points du graphique auraient dans ce cas été latéralisés au-dessus ou en dessous de zéro. Contrairement à l'erreur aléatoire, ce type d'erreur peut-être réduite par la calibration.³⁰ La combinaison de l'erreur aléatoire et systématique représente l'inexactitude d'un instrument de mesure.³⁰ Elle est d'environ $\pm 10^\circ$ pour le goniomètre. L'écart est problématique, car si le goniomètre indique par exemple 11° d'extension, la vraie valeur pourrait en fait être n'importe où entre 1° et 21°. Ces résultats doivent être interprétés à la lumière du changement minimal cliniquement significatif (en anglais, *minimal clinically important change*). Une erreur liée à un instrument inférieure à ce seuil sera dite non-cliniquement significative. Or il est très difficile de déterminer quel niveau de précision est requis. Les auteurs s'entendent généralement sur le fait qu'une différence de 5 à 10° chez un patient n'est pas cliniquement significative.^{105, 110, 125, 136} L'erreur liée au goniomètre n'est donc sans doute pas inquiétante

dans un contexte clinique, où l'AdM est la plupart du temps visuellement estimée et comparée au côté controlatéral. La prudence est par contre de mise dans l'interprétation des valeurs si un goniomètre est utilisé. Les résultats rejoignent en effet avec ceux de Harris et coll. qui recommandent, lorsqu'un patient est évalué à plusieurs reprises, de ne pas considérer un écart de moins de 10° comme étant un changement significatif d'AdM.⁶⁸ La situation est différente en recherche, car un instrument de mesure est pratiquement toujours utilisé. De plus, des manipulations statistiques sont effectuées sur les données d'AdM. Un instrument valide et de grande précision est donc requis.

La méthode radiographique de mesure de l'AdM du coude soulève quelques inquiétudes. La première concerne l'irradiation. Une radiographie typique du coude représente environ 0.001 millisievert (mSv, l'unité mesurant l'impact de l'irradiation sur l'homme). Cette dose de radiation, en comparaison, est 20 fois moins importante qu'un cliché PA du poumon (0,02 mSv) et 8 000 fois moins qu'un CT scan de l'abdomen (8 mSv).¹⁰¹ Conséquemment, deux types de patients seraient contre-indiqués pour la méthode radiographique : ceux ayant eu abondamment de radiations en raison de précédentes tomodensitométries et pour lesquels on tente de minimiser les examens d'imagerie et les femmes enceintes pour qui toute irradiation médicale, aussi minime soit-elle, est déconseillée. Autrement, il n'y a pas de raison de croire que quelques radiographies du coude auraient un impact significatif sur la santé des patients. Le coût de la méthode radiographique représente une deuxième préoccupation. Le prix d'une radiographie du coude est difficile à évaluer mais peut être estimée à 15 \$ par image. Cependant, puisque des clichés du coude sont de toute manière requis autant en clinique que dans un projet de recherche, la facture ne serait peut-être pas beaucoup plus importante. De plus, les honoraires du radiologistes sont exclus car ceux-ci n'ont pas à interpréter ces radiographies. Bref, la précision supplémentaire de la méthode radiographique a un prix, qui est sans doute plus élevé que les autres instruments actuellement utilisés. Le **tableau III** présente le coût de quelques instruments de mesure commercialisés par la compagnie québécoise OrthoCanada© (Val-des-Monts, Québec, Canada).

Tableau III : Coûts des principaux instruments de mesure d'AdM.*

Type	Caractéristique	Coût
Goniomètre universel	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Plastique ▪ 360° ▪ 25 cm 	25,00 \$ à 33,60 \$
Goniomètre	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Acier inoxydable ▪ 180° ▪ 35 cm 	69,65 \$
Inclinomètre	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Niveau liquide 	111,25 \$
Inclinomètre	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Aiguille plombée submergée 	115,00 \$
Inclinomètre	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Digital (mesure et lecture numérique) 	431,25 \$

**Prix relevés en juillet 2012, exprimés avant taxes, en dollars canadiens, tels que proposés par OrthoCanada© (Val-des-Monts, Québec, Canada, www.orthocanada.com).*

La troisième préoccupation concerne la radiographie latérale requise, qui est très difficile à réaliser. Dans une étude pédiatrique, Skibo et Reed ont revu 74 radiographies latérales du coude et ont déterminé que seulement 9 % d'entre elles représentaient une vraie position latérale.¹⁴¹ De plus, il a déjà été démontré que la mesure sur radiographie est sensible aux petites variations de rotation de l'avant-bras, entre autres dans des études sur les luxations de la tête radiale.^{88, 103} L'étude de reconstruction osseuse à partir d'un scan tomodensitométrie a donc servi à établir les limites de rotation du coude acceptables. Ainsi, pour un coude en flexion, la mesure de l'AdM demeure valide malgré -30° (rotation externe) à + 18° (rotation interne). Les limites sont plutôt -15° à + 30° pour l'extension. La validité de la méthode a aussi été testée pour des variations de la grandeur du champ de la radiographie. Selon les résultats, 12 cm d'humérus et d'ulna doivent être visibles sur la radiographie, au minimum. Lorsque moins de 12 cm étaient visibles, les courbures du tiers proximal de l'ulna et du tiers distal de l'humérus ont trompé l'observateur. La première de ces courbures, le PUDA, est l'angulation de la face postérieure de la diaphyse ulnaire.¹³¹ Cet angle d'environ 6° est situé en moyenne à 5 cm de l'olécrâne.¹³¹ Similairement, la

diaphyse du tiers distal de l'humérus est courbée d'environ 30° si bien que les condyles se déjettent légèrement en antérieur (*anterior offset*).^{79, 107} Ces courbures ne représentent pas l'axe du bras ou de l'avant-bras et le tiers moyen des diaphyses devrait donc être préféré lors de la mesure, sous peine de sous-estimer la flexion ou surestimer l'extension. Le seuil de 12 cm obtenu pour le modèle reconstruit correspond pratiquement à la jonction entre le tiers moyen et distal de l'humérus. Il va sans dire que la longueur minimale peut varier d'un individu à l'autre. Le point important est cependant que l'évaluateur doit s'assurer de voir une partie du tiers moyen et de s'aligner sur ce segment droit pour mesurer l'AdM du coude.

Les mêmes courbures influencent l'angle mesuré lorsque le coude n'est pas en position parfaitement latérale. Il n'est cependant pas aussi facile de déterminer si la rotation est à l'intérieur des limites permises puisqu'il n'y a actuellement aucune façon de déterminer le degré de rotation d'un coude sur une radiographie. Conséquemment, un objectif secondaire a été de fournir des repères visuels permettant d'estimer la rotation, et surtout de repérer une radiographie hors des limites acceptables. La méthode, brièvement décrite dans le premier article, comporte deux étapes. D'abord, puisque l'incidence radiographique est toujours latéromédiale, il est possible de rapidement déterminer si la rotation est interne ou externe. Le capitulum huméral, toujours aligné avec la tête radiale, se déplace en antérieur lors de la rotation interne. À l'inverse, le capitulum semble postérieur à la trochlée lors de la rotation externe. La deuxième étape est de juger si la rotation est à l'intérieur des limites permises. Ainsi, lorsque la rotation est interne, le ratio de la largeur du capitulum sur sa hauteur ne devrait pas dépasser 50 %. Le maximum de rotation externe acceptable est atteint lorsque le processus coronoïde dépasse la tête radiale. Ces repères qualitatifs sont facilement identifiables et ne demandent aucune mesure. De telles descriptions existent pour d'autres types de radiographies. Dans le cas de Mehta, une description qualitative de l'apparence des vertèbres permet d'estimer leur degré de rotation.¹⁰⁰ Lucas et coll. proposent au contraire des rapports de longueur pour prédire le degré de rotation du pelvis sur une radiographie antéropostérieure.⁹³ Ce type d'exercice était possible dans la présente étude, car il était possible de savoir le degré exact de rotation du modèle reconstruit sur les radiographies simulées.

Il faut retenir de cette étude qu'une radiographie parfaite est manifestement préférable, mais non nécessaire à la mesure radiographique de l'AdM. Cette information n'était pas disponible lors de la première étude clinique. L'évaluateur s'efforçait alors d'obtenir le meilleur latéral possible en recommençant, parfois plusieurs fois, les radiographies. Or non seulement sommes-nous maintenant moins inquiets d'avoir une radiographie sous-optimale, mais un bon nombre de radiographies (et donc de radiations) peuvent être évitées. En terminant, les clichés des 51 volontaires de l'étude cliniques ont été revus et tous s'inscrivent à l'intérieur des limites de rotation et de longueur précédemment décrites.

Les moyennes d'AdM obtenues peuvent être comparées avec la littérature, où on rapporte une amplitude moyenne de 0 – 140 ou 150°^{5, 33, 57, 61, 110, 115, 136} Une différence importante sépare notre extension moyenne ($11,9^\circ \pm 6,7$) du zéro généralement rapporté. La flexion est également supérieure ($150,9^\circ \pm 4,5$) si bien que l'amplitude totale de $139,0^\circ \pm 7,8$ correspond aux normales citées dans la littérature. L'étude a aussi révélé d'importants écarts d'AdM parmi la cohorte de 51 volontaires sains. Vingt degrés séparent le coude ayant le moins de flexion ($140,4^\circ$) de celui en ayant le plus ($159,8^\circ$). Un écart encore plus grand est observé en extension ($-3,5^\circ - 28,4^\circ$), et au final, pour l'AdM totale, l'intervalle atteint 40° ($116,0^\circ - 155,2^\circ$). Puisque la mesure de l'AdM revêt une importance toute particulière en clinique, il apparaît essentiel de pouvoir expliquer pourquoi deux individus tout à fait sains et fonctionnels peuvent avoir une différence d'AdM de plusieurs dizaines de degrés. Les tentatives pour expliquer cette variabilité à l'aide de différents facteurs démographiques ou anthropométriques se sont révélées jusqu'ici infructueuses, entre autres en raison de la faible précision de l'instrument utilisé, le goniomètre.

Le dernier objectif était donc d'étudier les possibles associations entre l'AdM et 9 facteurs fréquemment cités dans la littérature : l'âge, le sexe, l'origine ethnique, le sport, l'IMC, l'hyperlaxité, la dominance et les circonférences du bras et de l'avant-bras. Les principaux résultats sont comparés aux données de la littérature dans le **tableau IV**. Le niveau d'activité physique et l'origine ethnique n'étaient pas associés à l'AdM dans la cohorte de 51 volontaires. L'uniformité des participants explique certainement pourquoi aucun résultat significatif n'a été trouvé. En effet, une grande majorité des sujets travaillaient à l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal et l'échantillon n'englobait pas suffisamment

d'origines ethniques différentes pour faire ressortir une corrélation. Tel qu'attendu, l'hyperlaxité de différentes articulations est associée avec davantage d'AdM du coude. Cependant, le score de Beighton et Horan étant corrélé avec l'extension uniquement, la flexion semble indépendante de l'hyperlaxité. Les circonférences du bras et de l'avant-bras ont été incluses dans l'analyse pour vérifier la prémisse selon laquelle les facteurs étudiés exercent leur influence sur l'AdM via un changement du volume de tissus mous. Il est bien connu que le volume musculaire et adipeux du bras varie en fonction de l'âge, du sexe et de la dominance.^{4, 6} Or on sait également que la flexion est principalement limitée par le contact des masses musculaires.^{33, 111, 124} La corrélation entre la flexion et les circonférences est sans équivoque, alors qu'on n'en dénote aucune pour l'extension. De plus, les modèles de régression apportent une information intéressante. L'âge et le sexe, qui sont individuellement corrélés avec la flexion, sont complètement écartés du modèle de flexion, qui ne comprend que l'IMC et la circonférence de l'avant-bras. Il en découle donc qu'il y a redondance entre ces facteurs dans le modèle de régression, d'où l'exclusion de deux d'entre eux. L'hypothèse la plus probable est que l'âge et le sexe influencent d'abord l'IMC et la circonférence qui, à eux seuls, expliquent 42 % ($R^2 = 0,418$) de la variance de flexion. Le R^2 du modèle de régression de l'extension est plutôt faible (0,171). Les neuf facteurs étudiés ne parviennent donc pas à expliquer plus de 20 % des variations d'extension. Au final, 25 % de la variance du ROM total peut être expliquée par l'IMC et l'hyperlaxité uniquement.

La majorité de la cohorte étant composée de travailleurs de la santé, la proportion des sujets physiquement actifs différait fort probablement de la population générale. La variété d'origine ethnique, comme précédemment mentionnée, était relativement faible. Afin de minimiser les inconvénients et déplacements des volontaires, les trois mesures goniométriques ont dû être effectuées la même journée, ce qui représente une deuxième faiblesse de l'étude clinique. Des sessions de mesures espacées de quelques semaines auraient pu reproduire plus fidèlement un contexte clinique. Cependant, l'objectif était plutôt de relever plusieurs paramètres à un moment donné, d'avoir un instantané de l'AdM des sujets. La fiabilité et la validité réelles du goniomètre pourraient possiblement être inférieures aux résultats obtenus. Un certain biais apparaît dès qu'un protocole de recherche est standardisé. En effet, les participants connaissaient l'objectif de l'étude, les

conditions de mesure sont presque idéales et l'évaluateur, sans doute plus exercé et consciencieux que si la mesure avait été faite en clinique. Une faiblesse de l'étude de reconstruction osseuse est que les résultats de longueur ne peuvent être généralisés, car un seul spécimen a été étudié. La longueur du membre supérieur ainsi que l'angulation du PUDA et de l'humérus distal diffèrent évidemment d'une personne à l'autre. Par contre, les conclusions de l'étude demeurent valables. La mesure de l'AdM doit être faite à partir du tiers diaphysaire moyen, que 8, 12 ou 15 cm soient nécessaires.

Tableau IV : Comparatif des associations démontrées entre l'AdM du coude et 6 facteurs couramment étudiés.

	Présente étude (18-50 ans)	Littérature AdM du coude
Âge	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Facteur corrélé avec l'extension, la flexion et l'AdM totale, les sujets plus âgés ayant moins de mobilité 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Augmentation de l'AdM avec l'âge chez les enfants⁵⁵ ▪ Résultats non significatifs chez des adultes asiatiques¹⁶² et chez des personnes âgées¹⁶⁰
Sexe	<ul style="list-style-type: none"> ▪ La flexion moyenne des femmes est en moyenne 4° supérieure à celle des hommes ▪ Aucune association avec l'extension 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Cohortes de femmes (enfants et plus de 60 ans) ont entre 2° et 9° d'AdM supplémentaires^{44, 55, 143, 160}
Dominance	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Moins d'extension du côté dominant (1,2°) ▪ Aucune association avec la flexion 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Plus de flexion (2° en moyenne) du côté non-dominant chez des personnes âgées⁴⁴ ▪ Moins de flexion et d'extension pour le côté non-dominants d'athlètes¹⁶⁸
Origine ethnique	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Aucune association démontrée 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Enfants caucasiens ont plus d'AdM que les Afro-Américains ou les Hispaniques⁵⁶ ▪ Idem chez les personnes âgées⁴⁴
Activité physique	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Aucune association démontrée 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Aucune association démontrée
IMC	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Négativement associé à la flexion ▪ Aucune association avec l'extension 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ IMC est négativement corrélée à l'AdM chez l'enfant⁵⁶ ▪ Pas de liens significatifs entre l'IMC d'adultes obèse et leur AdM¹¹⁴

Chapitre 6 - Conclusion et perspectives

En raison de l'importance de l'amplitude de mouvement dans un contexte de recherche, une méthode de mesure précise et exacte est requise. Or les instruments précédemment utilisés (goniomètre, inclinomètre, électrogoniomètre, méthode photographique ou encore estimation visuelle) ne font pas l'unanimité quant à leurs fiabilités et validités. La méthode radiographique de mesure de l'AdM a déjà été suggérée comme étant « *the most powerful method by which the validity of ROM[AdM] measurement can be studied* ». ⁵³

Cette étude est la première à utiliser la technique radiographique pour l'AdM du coude. De fait, les limites de la méthode radiographique ont été explorées en regard du mauvais positionnement du membre supérieur. L'analyse de reconstruction osseuse a démontré la consistance des mesures d'AdM malgré une radiographie dévoilant moins de la moitié de l'humérus ou de l'ulna. La robustesse de la méthode a également été confirmée dans une situation où l'incidence de la radiographie n'est pas parfaitement latérale. De plus, l'estimation de la rotation du coude sur une radiographie est une piste intéressante qui n'a ici été que brièvement abordée. Une étude plus extensive sur le sujet pourrait permettre de raffiner les quelques repères fournis dans ces pages. Suite à l'analyse de plusieurs spécimens, peut-être qu'un ratio de longueurs pourrait être validé, un système déjà décrit pour les vertèbres. ⁹³ Quoiqu'il en soit, l'utilisation de simulation de radiographie à partir d'une reconstruction osseuse est une technique novatrice dont les applications potentielles sont nombreuses. Par exemple, il serait possible d'étudier comment l'apparence et le déplacement des fragments d'une fracture sont perçus selon différentes incidences radiographiques.

Ce *gold standard* ¹²⁴ a ensuite permis de vérifier la validité du goniomètre universel, l'instrument le plus couramment utilisé. Cette étude, s'inscrivant dans la lignée des publications évaluant la validité du goniomètre, a par contre l'avantage d'opposer le traditionnel instrument à une méthode beaucoup plus précise. L'erreur associée au goniomètre ($\pm 10^\circ$) n'est peut-être pas cliniquement significative et on ne peut rejeter son utilisation en clinique. Par contre, cette erreur suffit à discréditer l'instrument dans un

contexte de recherche. Il apparaît donc plus que souhaitable que le goniomètre ne figure plus dans les protocoles de recherche concernant le coude. Certaines pistes restent cependant à explorer. La méthode radiographique devra être mise à l'épreuve dans une véritable étude clinique randomisée, pour évaluer sa faisabilité. C'est en voyant de quelle façon la méthode s'inscrit dans un protocole de recherche d'envergure que nous pourrions clarifier la facilité d'utilisation, la praticabilité et le coût réel de la méthode.

Finalement, cette étude a permis de lever le voile sur l'association entre l'AdM du coude de l'adulte et certains facteurs, dont l'âge, le sexe, l'IMC et la dominance, ce qui n'avait pas été accompli auparavant. Comme il a été décrit au chapitre 2, de nombreux auteurs se sont efforcés de déterminer quels facteurs influencent l'AdM. Nous avons également constaté d'importantes variations d'AdM au sein même d'une cohorte d'adultes sains. Les raisons exactes expliquant cette disparité demeurent cependant mal comprises puisque seulement 25 % de la variance totale d'AdM a été expliquée par la dizaine de facteurs démographiques et anthropométriques étudiés. Devant le faible impact de ces déterminants, on ne peut recommander que davantage d'efforts y soient investis.

Ce mémoire présente trois études qui, à leur façon, enrichissent les connaissances actuelles concernant l'AdM du coude. Elles ont en commun d'utiliser une méthode radiographique de mesure, ce qui n'avait jamais été fait pour le coude. Ces résultats ouvrent de nouvelles perspectives sur la méthodologie des études cliniques. Une méthode de mesure plus sensible permettra peut-être de lever le voile sur certaines questions très précises qui demeurent sans réponse, notamment concernant les bienfaits de la mobilisation précoce du coude en post-opératoire.⁶⁷ De plus, cette méthode est si précise qu'elle peut maintenant servir à évaluer divers instruments. Nous avons ciblé le goniomètre universel, car il s'agit de l'instrument le plus courant, mais il y en a plusieurs autres dont la validité reste à confirmer. Ceci est maintenant possible grâce à la méthode radiographique. Il apparaît entre autres pertinent, dans un avenir rapproché, de confronter l'électrogoniomètre pour en vérifier la validité. En terminant, nous espérons que la méthode radiographique décrite dans ces pages soit utilisée dans les protocoles de recherche clinique incluant une mesure de l'amplitude de mouvement du coude.

Bibliographie

1. Ablove RH, Moy OJ, Howard C, Peimer CA, and S'Doia S, Ulnar Coronoid Process Anatomy: Possible Implications for Elbow Instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 449: p. 259-61.10.1097/01.blo.0000218729.59838.bc
2. Adam A, Dixon AK, Grainger RG, and Allison DJ, *Grainger & Allison's Diagnostic Radiology: A Textbook of Medical Imaging.* 2008: Churchill Livingstone/Elsevier.
3. Ainsworth BE, Haskell WL, Leon AS, Jacobs DR, Jr., Montoye HJ, Sallis JF, and Paffenbarger RS, Jr., Compendium of Physical Activities: Classification of Energy Costs of Human Physical Activities. *Med Sci Sports Exerc.* 1993; 25(1): p. 71-80.
4. Akagi R, Takai Y, Kato E, Wakahara T, Ohta M, Kanehisa H, Fukunaga T, and Kawakami Y, Development of an Equation to Predict Muscle Volume of Elbow Flexors for Men and Women with a Wide Range of Age. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 108(4): p. 689-94.10.1007/s00421-009-1269-1 [doi]
5. American Academy of Orthopaedic Surgeons A, ed. *Joint Motion: Method of Measuring and Recording.* 1965: Chicago.
6. Aoki H and Demura S, Characteristics and Lateral Dominance of Hand Grip and Elbow Flexion Powers in Young Male Adults. *J Physiol Anthropol.* 2008; 27(4): p. 201-6.JST.JSTAGE/jpa2/27.201 [pii]
7. Armstrong AD, MacDermid JC, Chinchalkar S, Stevens RS, and King GJ, Reliability of Range-of-Motion Measurement in the Elbow and Forearm. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998; 7(6): p. 573-80.10.1016/S1058-2746(98)90003-9
8. Awan R, Smith J, and Boon AJ, Measuring Shoulder Internal Rotation Range of Motion: A Comparison of 3 Techniques. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation.* 2002; 83(9): p. 1229-34.
9. Baker M and Borland M, Range of Elbow Movement as a Predictor of Bony Injury in Children. *Emerg Med J.* 2011; 28(8): p. 666-9.
10. Barnes CJ, Van Steyn SJ, and Fischer RA, The Effects of Age, Sex, and Shoulder Dominance on Range of Motion of the Shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001; 10(3): p. 242-6.10.1067/mse.2001.115270 [doi]
11. Beighton P, Grahame R, and Bird H, Joint Instability: Methods of Measuring and Epidemiology. *Orthopade.* 1984; 13(1): p. 19-24.
12. Beingessner DM, Dunning CE, Beingessner CJ, Johnson JA, and King GJ, The Effect of Radial Head Fracture Size on Radiocapitellar Joint Stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003; 18(7): p. 677-81.
13. Beingessner DM, Dunning CE, Stacpoole RA, Johnson JA, and King GJ, The Effect of Coronoid Fractures on Elbow Kinematics and Stability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon).* 2007; 22(2): p. 183-90.10.1016/j.clinbiomech.2006.09.007 [doi]
14. Bernthal NM, Hoshino CM, Dichter D, Wong M, and Silva M, Recovery of Elbow Motion Following Pediatric Lateral Condylar Fractures of the Humerus. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume.* 2011; 93(9): p. 871-7.
15. Bhandari M, Lochner H, and Tornetta P, 3rd, Effect of Continuous Versus Dichotomous Outcome Variables on Study Power When Sample Sizes of Orthopaedic Randomized Trials Are Small. *Archives of orthopaedic and trauma surgery.* 2002; 122(2): p. 96-8.10.1007/s004020100347
16. Bhandari M, Petrisor B, and Schemitsch E, Outcome Measurements in Orthopedic. *Indian journal of orthopaedics.* 2007; 41(1): p. 32-6.10.4103/0019-5413.30523
17. Bland JM and Altman DG, Applying the Right Statistics: Analyses of Measurement Studies. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2003; 22(1): p. 85-93.

18. Bland JM and Altman DG, Comparing Methods of Measurement: Why Plotting Difference against Standard Method Is Misleading. *Lancet*. 1995; 346(8982): p. 1085-7.
19. Bland JM and Altman DG, Comparing Two Methods of Clinical Measurement: A Personal History. *International Journal of Epidemiology*. 1995; 24 Suppl 1: p. S7-14.
20. Bland JM and Altman DG, Measurement Error.[Republished in *Bmj*. 1996 Sep 21;313(7059):744; Pmid: 8819450]. *BMJ*. 1996; 312(7047): p. 1654.
21. Bland JM and Altman DG, A Note on the Use of the Intraclass Correlation Coefficient in the Evaluation of Agreement between Two Methods of Measurement. *Computers in Biology & Medicine*. 1990; 20(5): p. 337-40.
22. Bland JM and Altman DG, Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. *Int J Nurs Stud*. 2010: p. 27.
23. Blonna D, Zarkadas PC, Fitzsimmons JS, and O'Driscoll SW, Accuracy and Inter-Observer Reliability of Visual Estimation Compared to Clinical Goniometry of the Elbow. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 2011.10.1007/s00167-011-1720-9
24. Blonna D, Zarkadas PC, Fitzsimmons JS, and O'Driscoll SW, Validation of a Photography-Based Goniometry Method for Measuring Joint Range of Motion. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery*. 2012; 21(1): p. 29-35.
25. Bohannon RW, Tiberio D, and Zito M, Selected Measures of Ankle Dorsiflexion Range of Motion: Differences and Intercorrelations. *Foot & ankle*. 1989; 10(2): p. 99-103.
26. Boone DC and Azen SP, Normal Range of Motion of Joints in Male Subjects. *J Bone Joint Surg Am*. 1979; 61(5): p. 756-9.
27. Bull S, *Skeletal Radiography*. 1985: Butterworth.
28. Campbell WC, Canale ST, and Beaty JH, *Campbell's Operative Orthopaedics*. 2008: Mosby/Elsevier.
29. Chant CB, Litchfield R, Griffin S, and Thain LM, Humeral Head Retroversion in Competitive Baseball Players and Its Relationship to Glenohumeral Rotation Range of Motion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007; 37(9): p. 514-20.N/A
30. Chatburn RL, Evaluation of Instrument Error and Method Agreement. *Aana J*. 1996; 64(3): p. 261-8.
31. Christensen HW, Precision and Accuracy of an Electrogoniometer. *J Manipulative Physiol Ther*. 1999; 22(1): p. 10-4.
32. Clark WA, A System of Joint Measurements. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*. 1920; 2(12): p. 687-700.
33. Clarkson HM, *Musculoskeletal Assessment: Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength*. 2000: Lippincott Williams & Wilkins.
34. Cleland J, *Examen Clinique De L'appareil Locomoteur*. 2011: Elsevier Health Sciences.
35. Cleveland DEH, Diagrams for Showing Limitation of Movements through Joints, as Used by the Board of Pensions Commissioners for Canada. *Canadian Medical Association Journal*. 1918; 8(12): p. 1070-6.
36. Colaris J, van der Linden M, Selles R, Coene N, Allema JH, and Verhaar J, Pronation and Supination after Forearm Fractures in Children: Reliability of Visual Estimation and Conventional Goniometry Measurement. *Injury*. 2010; 41(6): p. 643-6.
37. Conte AL, Marques AP, Casarotto RA, and Amado-Joao SM, Handedness Influences Passive Shoulder Range of Motion in Nonathlete Adult Women. *J Manipulative Physiol Ther*. 2009; 32(2): p. 149-53.10.1016/j.jmpt.2008.12.006 [doi]
38. de Groot JH, Angulo SM, Meskers CG, der Heijden-Maessen HC, and Arendzen JH, Reduced Elbow Mobility Affects the Flexion or Extension Domain in Activities of Daily Living. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011; 26(7): p. 713-7. Epub 2011 Mar 27.
39. Deyo RA, Battie M, Beurskens AJ, Bombardier C, Croft P, Koes B, Malmivaara A, Roland M, Von Korff M, and Waddell G, Outcome Measures for Low Back Pain Research. A Proposal for Standardized Use. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998; 23(18): p. 2003-13.

40. Docherty MA, Schwab RA, and Ma OJ, Can Elbow Extension Be Used as a Test of Clinically Significant Injury? *South Med J.* 2002; 95(5): p. 539-41.
41. Dufour M, *Anatomie De L'appareil Locomoteur: Ostéologie, Arthrologie, Myologie, Neurologie, Angiologie, Morpho-Topographie. Membre Supérieur.* 2007: Elsevier Masson.
42. Dunning CE, Zarzour ZD, Patterson SD, Johnson JA, and King GJ, Ligamentous Stabilizers against Posterolateral Rotatory Instability of the Elbow. *J Bone Joint Surg Am.* 2001; 83-A(12): p. 1823-8.
43. Enwemeka CS, Radiographic Verification of Knee Goniometry. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine.* 1986; 18(2): p. 47-9.
44. Escalante A, Lichtenstein MJ, and Hazuda HP, Determinants of Shoulder and Elbow Flexion Range: Results from the San Antonio Longitudinal Study of Aging. *Arthritis Care Res.* 1999; 12(4): p. 277-86.
45. Fairbank JC, Pynsent PB, and Phillips H, Quantitative Measurements of Joint Mobility in Adolescents. *Annals of the rheumatic diseases.* 1984; 43(2): p. 288-94.
46. Ferriero G, Sartorio F, Foti C, Primavera D, Brigatti E, and Vercelli S, Reliability of a New Application for Smartphones (Drgoniometer) for Elbow Angle Measurement. *Pm R.* 2011; 3(12): p. 1153-4.
47. Fish DR and Wingate L, Sources of Goniometric Error at the Elbow. *Phys Ther.* 1985; 65(11): p. 1666-70.
48. Flowers KR, Stephens-Chisar J, LaStayo P, and Galante BL, Intrarater Reliability of a New Method and Instrumentation for Measuring Passive Supination and Pronation: A Preliminary Study. *Journal of Hand Therapy.* 2001; 14(1): p. 30-5.
49. Fox RF and van Breemen JFL, *Chronic Rheumatism; Causation and Treatment.* 1934: Churchill.
50. Frank EB, Long BW, Smith BJ, Ballinger PW, and Merrill V, 1905- *Merrill's Atlas of Radiographic Positioning and Procedures.* 11th ed ed, ed. Philadelphia. Vol. 1. 2007, 143-156: Elsevier Mosby
51. Fraser GS, Pichora JE, Ferreira LM, Brownhill JR, Johnson JA, and King GJ, Lateral Collateral Ligament Repair Restores the Initial Varus Stability of the Elbow: An in Vitro Biomechanical Study. *J Orthop Trauma.* 2008; 22(9): p. 615-23.10.1097/BOT.0b013e3181886f37 [doi]
52. Gajdosik RL, Comparison and Reliability of Three Goniometric Methods for Measuring Forearm Supination and Pronation. *Perceptual & Motor Skills.* 2001; 93(2): p. 353-5.
53. Gajdosik RL and Bohannon RW, Clinical Measurement of Range of Motion. Review of Goniometry Emphasizing Reliability and Validity. *Physical Therapy.* 1987; 67(12): p. 1867-72.
54. Gogia PP, Braatz JH, Rose SJ, and Norton BJ, Reliability and Validity of Goniometric Measurements at the Knee. *Physical Therapy.* 1987; 67(2): p. 192-5.
55. Golden DW, Jhee JT, Gilpin SP, and Sawyer JR, Elbow Range of Motion and Clinical Carrying Angle in a Healthy Pediatric Population. *J Pediatr Orthop B.* 2007; 16(2): p. 144-9.
56. Golden DW, Wojcicki JM, Jhee JT, Gilpin SL, Sawyer JR, and Heyman MB, Body Mass Index and Elbow Range of Motion in a Healthy Pediatric Population: A Possible Mechanism of Overweight in Children. *J Pediatr Gastroenterol Nutr.* 2008; 46(2): p. 196-201.10.1097/MPG.0b013e31812f568b [doi]
57. Goodwin J, Clark C, Deakes J, Burdon D, and Lawrence C, Clinical Methods of Goniometry: A Comparative Study. *Disabil Rehabil.* 1992; 14(1): p. 10-5.
58. Goto A, Moritomo H, Murase T, Oka K, Sugamoto K, Arimura T, Nakajima Y, Yamazaki T, Sato Y, Tamura S, Yoshikawa H, and Ochi T, In Vivo Elbow Biomechanical Analysis During Flexion: Three-Dimensional Motion Analysis Using Magnetic Resonance Imaging. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004; 13(4): p. 441-7.10.1016/s1058274604000394

59. Govoni VM, Rahal SC, Agostinho FS, Conceicao RT, Tsunemi MH, and El-Warrak AO, Goniometric Measurements of the Forelimb and Hindlimb Joints in Sheep. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T.* 2012; 25(4).10.3415/vcot-11-07-0098
60. Green S, Buchbinder R, Glazier R, and Forbes A, Interventions for Shoulder Pain. *Cochrane Database Syst Rev.* 2000 (2): p. CD001156.10.1002/14651858.cd001156
61. Greene BL and Wolf SL, Upper Extremity Joint Movement: Comparison of Two Measurement Devices. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation.* 1989; 70(4): p. 288-90.
62. Greene WB, Heckman JD, and Surgeons AAoO, *The Clinical Measurement of Joint Motion.* 1994: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
63. Grossemy ID, *Goniométrie: Manuel D'évaluation Des Amplitudes Articulaires Des Membres Et Du Rachis.* 2008: Elsevier Masson.
64. Gunal I, Kose N, Erdogan O, Gokturk E, and Seber S, Normal Range of Motion of the Joints of the Upper Extremity in Male Subjects, with Special Reference to Side. *J Bone Joint Surg Am.* 1996; 78(9): p. 1401-4.
65. Handoll HH and Pearce P, Interventions for Treating Isolated Diaphyseal Fractures of the Ulna in Adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012; 6: p. CD000523.10.1002/14651858.CD000523.pub4
66. Hansson GÅ, Balogh I, Ohlsson K, and Skerfving S, Measurements of Wrist and Forearm Positions and Movements: Effect of, and Compensation for, Goniometer Crosstalk. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2004; 14(3): p. 355-367.DOI: 10.1016/j.jelekin.2003.10.001
67. Harding P, Rasekaba T, Smirneos L, and Holland AE, Early Mobilisation for Elbow Fractures in Adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2011 (6): p. CD008130.
68. Harris SR, Smith LH, and Krukowski L, Goniometric Reliability for a Child with Spastic Quadriplegia. *J Pediatr Orthop.* 1985; 5(3): p. 348-51.
69. Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Janik TJ, and Holland B, Radiographic Analysis of Lumbar Lordosis: Centroid, Cobb, Trall, and Harrison Posterior Tangent Methods. *Spine (Philadelphia, Pa. 1976).* 2001; 26(11): p. E235-42.N/A
70. Hawkworth CR and Freeland P, Inability to Fully Extend the Injured Elbow: An Indicator of Significant Injury. *Archives of emergency medicine.* 1991; 8(4): p. 253-6.
71. Hayes K., Walton JR, Szomor ZR, and Murrell GA, Reliability of Five Methods for Assessing Shoulder Range of Motion. *J. Physiother.* 2001 (0004-9514 (Print)).
72. Henmi S, Yonenobu K, Masatomi T, and Oda K, A Biomechanical Study of Activities of Daily Living Using Neck and Upper Limbs with an Optical Three-Dimensional Motion Analysis System. *Modern rheumatology / the Japan Rheumatism Association.* 2006; 16(5): p. 289-93.10.1007/s10165-006-0499-x
73. Hughes SL, Seymour RB, Campbell RT, Huber G, Pollak N, Sharma L, and Desai P, Long-Term Impact of Fit and Strong! On Older Adults with Osteoarthritis. *The Gerontologist.* 2006; 46(6): p. 801-14.
74. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, and Scott WN, Rationale of the Knee Society Clinical Rating System. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 (248): p. 13-4.
75. Intolo P, Milosavljevic S, Baxter DG, Carman AB, Pal P, and Munn J, The Effect of Age on Lumbar Range of Motion: A Systematic Review. *Man Ther.* 2009; 14(6): p. 596-604.10.1016/j.math.2009.08.006 [doi]
76. Jacobs WC, Clement DJ, and Wymenga AB, Retention Versus Sacrifice of the Posterior Cruciate Ligament in Total Knee Replacement for Treatment of Osteoarthritis and Rheumatoid Arthritis. *Cochrane Database Syst Rev.* 2005 (4): p. CD004803.10.1002/14651858.CD004803.pub2
77. Jansen MJ, Viechtbauer W, Lenssen AF, Hendriks EJ, and de Bie RA, Strength Training Alone, Exercise Therapy Alone, and Exercise Therapy with Passive Manual Mobilisation

- Each Reduce Pain and Disability in People with Knee Osteoarthritis: A Systematic Review. *J Physiother.* 2011; 57(1): p. 11-20.10.1016/s1836-9553(11)70002-9
78. Jensen SL, Olsen BS, and Sojbjerg JO, Elbow Joint Kinematics after Excision of the Radial Head. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999; 8(3): p. 238-41.
 79. Kapandji AI, *Physiologie Articulaire: Schémas Commentés De Mécanique Humaine. Épaule, Coude, Prono-Supination, Poignet, Main.* 2005: Maloine.
 80. Kelln BM, Ingersoll CD, Saliba S, Miller MD, and Hertel J, Effect of Early Active Range of Motion Rehabilitation on Outcome Measures after Partial Meniscectomy. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA.* 2009; 17(6): p. 607-16.10.1007/s00167-009-0723-2
 81. Kerlinger F and Lee H, *Foundations of Behavioral Research.* 1999: {Wadsworth Publishing}.
 82. Kibler WB, Chandler TJ, Livingston BP, and Roetert EP, Shoulder Range of Motion in Elite Tennis Players. Effect of Age and Years of Tournament Play. *Am J Sports Med.* 1996; 24(3): p. 279-85.
 83. Latella D and Meriano C, *Occupational Therapy Manual for Evaluation of Range of Motion and Muscle Strength.* 2003, Section 1-4: Goniometric Measurements of the Elbow, p.23: Thomson/Delmar Learning.
 84. Lea RD and Gerhardt JJ, Range-of-Motion Measurements. *J Bone Joint Surg Am.* 1995; 77(5): p. 784-98.
 85. Lennon RI, Riyat MS, Hilliam R, Anathkrishnan G, and Alderson G, Can a Normal Range of Elbow Movement Predict a Normal Elbow X Ray? *Emerg Med J.* 2007; 24(2): p. 86-8.
 86. Leszko F, Hovinga KR, Lerner AL, Komistek RD, and Mahfouz MR, In Vivo Normal Knee Kinematics: Is Ethnicity or Gender an Influencing Factor? *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 469(1): p. 95-106.10.1007/s11999-010-1517-z
 87. Lin CC, Ju MS, and Huang HW, Gender and Age Effects on Elbow Joint Stiffness in Healthy Subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86(1): p. 82-5.10.1016/j.apmr.2003.12.027
 88. Lo IK, MacDermid JC, Bennett JD, Bogoch E, and King GJ, The Radioulnar Ratio: A New Method of Quantifying Distal Radioulnar Joint Subluxation. *J Hand Surg Am.* 2001; 26(2): p. 236-43.10.1053/jhsu.2001.22908
 89. Lockard M, Clinical Biomechanics of the Elbow. *J Hand Ther.* 2006; 19(2): p. 72-80.
 90. London J, Kinematics of the Elbow. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am.* 1981; 63(4): p. 529-535.N/A
 91. Longo UG, Franceschi F, Loppini M, Maffulli N, and Denaro V, Rating Systems for Evaluation of the Elbow. *Br Med Bull.* 2008; 87: p. 131-61. Epub 2008 Jun 6.
 92. Low JL, The Reliability of Joint Measurement. *Physiotherapy.* 1976; 62(7): p. 227-9.
 93. Lucas B, Asher M, McIff T, Lark R, and Burton D, Estimation of Transverse Plane Pelvic Rotation Using a Posterior-Anterior Radiograph. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005; 30(1): p. E20-7.
 94. Lundberg A, Goldie I, Kalin B, and Selvik G, Kinematics of the Ankle/Foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion. *Foot & ankle.* 1989; 9(4): p. 194-200.
 95. Macedo LG and Magee DJ, Differences in Range of Motion between Dominant and Nondominant Sides of Upper and Lower Extremities. *J Manipulative Physiol Ther.* 2008; 31(8): p. 577-82.
 96. Macey AC, Burke FD, Abbott K, Barton NJ, Bradbury E, Bradley A, Bradley MJ, Brady O, Burt A, and Brown P, Outcomes of Hand Surgery. British Society for Surgery of the Hand. *Journal of hand surgery (Edinburgh, Scotland).* 1995; 20(6): p. 841-55.
 97. MacWilliams BA, Sardelli MC, and Tashjian RZ, A Functional Axis Based Upper Extremity Model and Associated Calibration Procedures. *Gait & posture.* 2010; 31(2): p. 289-91.10.1016/j.gaitpost.2009.10.017

98. Magermans DJ, Chadwick EK, Veeger HE, and van der Helm FC, Requirements for Upper Extremity Motions During Activities of Daily Living. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2005; 20(6): p. 591-9.10.1016/j.clinbiomech.2005.02.006
99. Mayerson NH and Milano RA, Goniometric Measurement Reliability in Physical Medicine. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1984; 65(2): p. 92-4.
100. Mehta MH, Radiographic Estimation of Vertebral Rotation in Scoliosis. *J Bone Joint Surg Br*. 1973; 55(3): p. 513-20.
101. Mettler FA, Jr., Huda W, Yoshizumi TT, and Mahesh M, Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog. *Radiology*. 2008; 248(1): p. 254-63.10.1148/radiol.2481071451
102. Miles KA and Finlay DB, Disruption of the Radiocapitellar Line in the Normal Elbow. *Injury*. 1989; 20(6): p. 365-7.N/A
103. Mino DE, Palmer AK, and Levinsohn EM, Radiography and Computerized Tomography in the Diagnosis of Incongruity of the Distal Radio-Ulnar Joint. A Prospective Study. *J Bone Joint Surg Am*. 1985; 67(2): p. 247-52.
104. Morrey BF and An KN, Articular and Ligamentous Contributions to the Stability of the Elbow Joint. *Am J Sports Med*. 1983; 11(5): p. 315-9.
105. Morrey BF, Askew LJ, and Chao EY, A Biomechanical Study of Normal Functional Elbow Motion. *J Bone Joint Surg Am*. 1981; 63(6): p. 872-7.
106. Morrey BF and Chao EY, Passive Motion of the Elbow Joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1976; 58(4): p. 501-8.
107. Morrey BF and Sanchez-Sotelo J, *The Elbow and Its Disorders*. 4th ed. 2008, Philadelphia, PA: Saunders Elsevier. 1232 p.
108. Mullaney MJ, McHugh MP, Johnson CP, and Tyler TF, Reliability of Shoulder Range of Motion Comparing a Goniometer to a Digital Level. *Physiother*. 2010; 26(5): p. 327-33.
109. Nix S, Russell T, Vicenzino B, and Smith M, Validity and Reliability of Hallux Valgus Angle Measured on Digital Photographs. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012; 42(7): p. 642-8.10.2519/jospt.2012.3841
110. Nordin M and Frankel VH, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 2001, Chapitre 13: Biomechanics of the elbow, p.342-343: Lippincott Williams & Wilkins.
111. Norkin CC and White DJ, *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. 2009: F.A. Davis.
112. O'Driscoll SW, Elbow Instability. *Acta Orthop Belg*. 1999; 65(4): p. 404-15.
113. Panchbhavi VK and Trevino S, Comparison between Manual and Computer-Assisted Measurements of Hallux Valgus Parameters. *Foot Ankle Int*. 2004; 25(10): p. 708-11.
114. Park W, Ramachandran J, Weisman P, and Jung ES, Obesity Effect on Male Active Joint Range of Motion. *Ergonomics*. 2010; 53(1): p. 102-8.
115. Petherick M, Rheault W, Kimble S, Lechner C, and Senear V, Concurrent Validity and Intertester Reliability of Universal and Fluid-Based Goniometers for Active Elbow Range of Motion. *Phys Ther*. 1988; 68(6): p. 966-9.
116. Pichora JE, Fraser GS, Ferreira LF, Brownhill JR, Johnson JA, and King GJ, The Effect of Medial Collateral Ligament Repair Tension on Elbow Joint Kinematics and Stability. *J Hand Surg Am*. 2007; 32(8): p. 1210-7.
117. Pieniazek M, Chwala W, Szczechowicz J, and Pelczar-Pieniazek M, Upper Limb Joint Mobility Ranges During Activities of Daily Living Determined by Three-Dimensional Motion Analysis--Preliminary Report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*. 2007; 9(4): p. 413-22.
118. Pique-Vidal C, Maled-Garcia I, Arabi-Moreno J, and Vila J, Radiographic Angles in Hallux Valgus: Differences between Measurements Made Manually and with a Computerized Program. *Foot Ankle Int*. 2006; 27(3): p. 175-80.
119. Poichotte E, *Mesure Des Amplitudes Articulaires: L'inclinomètre Dans La Pratique Courante*. 2005: ISOMEM.

120. Pollock JW, Pichora J, Brownhill J, Ferreira LM, McDonald CP, Johnson JA, and King GJ, The Influence of Type Ii Coronoid Fractures, Collateral Ligament Injuries, and Surgical Repair on the Kinematics and Stability of the Elbow: An in Vitro Biomechanical Study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009; 18(3): p. 408-17.10.1016/j.jse.2009.01.009 [doi]
121. Pope TL, *Imaging of the Musculoskeletal System.* 2008, Chapter 10: Normal Elbow. p.221: Saunders/Elsevier.
122. Prosser R and Conolly WB, *Rehabilitation of the Hand and Upper Limb.* 2003: Butterworth-Heinemann.
123. Reagan KM, Meister K, Horodyski MB, Werner DW, Carruthers C, and Wilk K, Humeral Retroversion and Its Relationship to Glenohumeral Rotation in the Shoulder of College Baseball Players. *Am J Sports Med.* 2002; 30(3): p. 354-60.ajs.sagepub.com/content/30/3/354
124. Reese NB, Bandy WD, and Yates C, *Joint Range of Motion and Muscle Length Testing.* 2009: Elsevier Health Sciences.
125. Reider B, *The Orthopaedic Physical Examination.* 2005, Chapter 3 - Elbow and Forearm, p.78: Elsevier Saunders.
126. Remvig L, Jensen DV, and Ward RC, Epidemiology of General Joint Hypermobility and Basis for the Proposed Criteria for Benign Joint Hypermobility Syndrome: Review of the Literature. *J Rheumatol.* 2007; 34(4): p. 804-9.
127. Resch S, Ryd L, Stenstrom A, Johnsson K, and Reynisson K, Measuring Hallux Valgus: A Comparison of Conventional Radiography and Clinical Parameters with Regard to Measurement Accuracy. *Foot Ankle Int.* 1995; 16(5): p. 267-70.
128. Riddle DL, Rothstein JM, and Lamb RL, Goniometric Reliability in a Clinical Setting. Shoulder Measurements. *Phys Ther.* 1987; 67(5): p. 668-73.
129. Ritter MA and Campbell ED, Effect of Range of Motion on the Success of a Total Knee Arthroplasty. *The Journal of arthroplasty.* 1987; 2(2): p. 95-7.
130. Rothstein JM, Miller PJ, and Roettger RF, Goniometric Reliability in a Clinical Setting. Elbow and Knee Measurements. *Phys Ther.* 1983; 63(10): p. 1611-5.
131. Rouleau DM, Faber KJ, and Athwal GS, The Proximal Ulna Dorsal Angulation: A Radiographic Study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010; 19(1): p. 26-30. Epub .10.1016/j.jse.2009.07.005
132. Rowe CR, Joint Measurement in Disability Evaluation. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1964; 32: p. 43-53.
133. Safaee-Rad R, Shwedyk E, Quanbury AO, and Cooper JE, Normal Functional Range of Motion of Upper Limb Joints During Performance of Three Feeding Activities. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation.* 1990; 71(7): p. 505-9.
134. Salter N, Methods of Measurement of Muscle and Joint Function. *J Bone Joint Surg Br.* 1955; 37-B(3): p. 474-91.
135. Sardelli M, Tashjian RZ, and MacWilliams BA, Functional Elbow Range of Motion for Contemporary Tasks. *J Bone Joint Surg Am.* 2011; 93(5): p. 471-7.
136. Sarwark JF, Surgeons AAoO, and Pediatrics AAo, *Essentials of Musculoskeletal Care.* 2010, Section 3: Elbow and Forearm, p.348: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
137. Schenker AW, Goniometry; an Improved Method of Joint Motion Measurement. *New York state journal of medicine.* 1956; 56(4): p. 539-45.
138. Seacrist T, Saffioti J, Balasubramanian S, Kadlowec J, Sterner R, Garcia-Espana JF, Arbogast KB, and Maltese MR, Passive Cervical Spine Flexion: The Effect of Age and Gender. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon).* 2012; 27(4): p. 326-33.10.1016/j.clinbiomech.2011.10.012
139. Seow CC, Chow PK, and Khong KS, A Study of Joint Mobility in a Normal Population. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore.* 1999; 28(2): p. 231-6.
140. Shiba R, Sorbie C, Siu DW, Bryant JT, Cooke TD, and Wevers HW, Geometry of the Humeroulnar Joint. *J Orthop Res.* 1988; 6(6): p. 897-906.

141. Skibo L and Reed MH, A Criterion for a True Lateral Radiograph of the Elbow in Children. *Can Assoc Radiol J.* 1994; 45(4): p. 287-91.N/A
142. Smith DS, Measurement of Joint Range--an Overview. *Clinics in rheumatic diseases.* 1982; 8(3): p. 523-31.
143. Smith JR and Walker JM, Knee and Elbow Range of Motion in Healthy Older Individuals. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics.* 1983; 2(4): p. 31-38.doi:10.1080/J148V02N04_04
144. Smith MV, Klein SE, Clohisy JC, Baca GR, Brophy RH, and Wright RW, Lower Extremity-Specific Measures of Disability and Outcomes in Orthopaedic Surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2012; 94(5): p. 468-77.10.2106/jbjs.j.01822
145. Smits-Engelsman B, Klerks M, and Kirby A, Beighton Score: A Valid Measure for Generalized Hypermobility in Children. *The Journal of pediatrics.* 2011; 158(1): p. 119-23, 123 e1-4.10.1016/j.jpeds.2010.07.021
146. Soames R, *Joint Motion: Clinical Measurement and Evaluation.* 2003: Churchill Livingstone.
147. Solveborn SA and Olerud C, Radial Epicondylalgia (Tennis Elbow): Measurement of Range of Motion of the Wrist and the Elbow. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 1996; 23(4): p. 251-7.
148. Sorbie C, Shiba R, Siu D, Saunders G, and Wevers H, The Development of a Surface Arthroplasty for the Elbow. *Clin Orthop Relat Res.* 1986 (208): p. 100-3.
149. Srivastava S, Chockalingam N, and El Fakhri T, Radiographic Angles in Hallux Valgus: Comparison between Manual and Computer-Assisted Measurements. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons.* 2010; 49(6): p. 523-528.
150. Supple KA and Brewer BR, Preliminary Investigation into the Effects of Visual Feedback Distortion on Range of Motion. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society.* 2011; 2011: p. 6745-8.
151. Szulc P and Lewandowski J, Verification of Selected Anatomical Landmarks Used as Reference Points for Universal Goniometer Positioning During Elbow Joint Mobility Range Measurements. *Folia Morphol (Warsz).* 2003; 62(4): p. 353-5.
152. Thomas TM, Marcellin-Little DJ, Roe SC, Lascelles BDX, and Brosey BP, Comparison of Measurements Obtained by Use of an Electrogoniometer and a Universal Plastic Goniometer for the Assessment of Joint Motion in Dogs. *Am J Vet Res.* 2006; 67(12): p. 1974-9.
153. Tousignant M, Poulin L, Marchand S, Viau A, and Place C, The Modified-Modified Schober Test for Range of Motion Assessment of Lumbar Flexion in Patients with Low Back Pain: A Study of Criterion Validity, Intra- and Inter-Rater Reliability and Minimum Metrically Detectable Change. *Disabil Rehabil.* 2005; 27(10): p. 553-9.10.1080/09638280400018411
154. Trudelle-Jackson E, Fleisher LA, Borman N, Morrow JR, Jr., and Frierson GM, Lumbar Spine Flexion and Extension Extremes of Motion in Women of Different Age and Racial Groups: The Win Study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010; 35(16): p. 1539-44.10.1097/BRS.0b013e3181b0c3d1
155. Turchin DC, Beaton DE, and Richards RR, Validity of Observer-Based Aggregate Scoring Systems as Descriptors of Elbow Pain, Function, and Disability. *J Bone Joint Surg Am.* 1998; 80(2): p. 154-62.
156. Unsworth-White J, Koka R, Churchill M, D'Arcy JC, and James SE, The Non-Operative Management of Radial Head Fractures: A Randomized Trial of Three Treatments. *Injury.* 1994; 25(3): p. 165-7.
157. Urban V, Kalberer F, Roos M, and Dumont CE, [Reliability of Active Range-of-Motion Measurement of the Rotation in the Forearm: Comparison of Three Measurement Devices]. *Zeitschrift fur Orthopadie und Ihre Grenzgebiete.* 2002; 140(1): p. 72-6.

158. van de Pol RJ, van Trijffel E, and Lucas C, Inter-Rater Reliability for Measurement of Passive Physiological Range of Motion of Upper Extremity Joints Is Better If Instruments Are Used: A Systematic Review. *J Physiother.* 2010; 56(1): p. 7-17.
159. van den Heuvel SG, Heinrich J, Jans MP, van der Beek AJ, and Bongers PM, The Effect of Physical Activity in Leisure Time on Neck and Upper Limb Symptoms. *Preventive medicine.* 2005; 41(1): p. 260-7.10.1016/j.ypmed.2004.11.006
160. Walker JM, Sue D, Miles-Elkousy N, Ford G, and Trevelyan H, Active Mobility of the Extremities in Older Subjects. *Physical Therapy.* 1984; 64(6): p. 919-23.
161. Wang PT, King CE, Do AH, and Nenadic Z, A Durable, Low-Cost Electrogoniometer for Dynamic Measurement of Joint Trajectories. *Med Eng Phys.* 2011; 33(5): p. 546-52.
162. Watanabe H, Ogata K, Amano T, and Okabe T, [the Range of Joint Motions of the Extremities in Healthy Japanese People--the Difference According to the Age (Author's Transl)]. *Nihon Seikeigeka Gakkai zasshi.* 1979; 53(3): p. 275-61.
163. Weseley MS, Koval R, and Kleiger B, Roentgen Measurement of Ankle Flexion-Extension Motion. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1969; 65: p. 167-174.
164. WHO, *Who Consultation on Obesity*, in *Obesity: preventing and managing the global epidemic.* 1999, World Health Organization: Geneva, Switzerland. p. i-xii, 1-253.
165. Wojna D, Anwajler J, Mladzka I, Ostrowska B, and Skolimowski T, Impact of Physiotherapy on the Functional Status of Elbow and Knee Joints and Quality of Life in Patients with Hemophilia. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja.* 2006; 8(3): p. 315-22.
166. Wood LE, Dixon S, Grant C, and Armstrong N, Elbow Flexion and Extension Strength Relative to Body or Muscle Size in Children. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36(11): p. 1977-84.00005768-200411000-00023 [pii]
167. Wright RW and Baumgarten KM, Shoulder Outcomes Measures. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010; 18(7): p. 436-44.
168. Wright RW, Steger-May K, Wasserlauf BL, O'Neal ME, Weinberg BW, and Paletta GA, Elbow Range of Motion in Professional Baseball Pitchers. *Am J Sports Med.* 2006; 34(2): p. 190-3.10.1177/0363546505279921
169. Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, and Buchholz B, Isb Recommendation on Definitions of Joint Coordinate Systems of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion--Part Ii: Shoulder, Elbow, Wrist and Hand. *J Biomech.* 2005; 38(5): p. 981-992.
170. Zebala LP, Manske PR, and Goldfarb CA, Madelung's Deformity: A Spectrum of Presentation. *J Hand Surg Am.* 2007; 32(9): p. 1393-401.

Annexes

Annexe 1 – Autorisation des comités d'éthique



APPROBATION D'UN PROJET DE RECHERCHE

NO DE DOSSIER DU CÉR 2010-05-43

TITRE: « Étude sur la mobilité du coude chez 60 sujets sains en corrélation avec l'angulation dorsale du cubitus proximal: PUDA-RX»

- *Formulaire de demande d'évaluation d'un projet de recherche, en date du 12 avril 2010*
- *Protocole, en date du 22 mars 2010*
- *Formulaire d'information et de consentement, en date du 12 avril 2010*
- *Lettre d'acceptation pour l'interprétation des résultats des examens de la responsable de la section musculosquelettique, en date du 19 mars 2010*
- *Résumé*

LIEU : Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, 5400 boul. Gouin Ouest, Montréal (Québec) H4J 1C5

CHERCHEUR(S) : **Dominique Rouleau, M.D.**; Julien Chapleau, étudiant en médecine, UdeM; Fanny Canet, ing. Jr., MScA; Danielle Bédard, M.D.; Yvan Petit, ing.; G.-Yves Laflamme, M.D.; Georges S. Athwal, M.D.

PROVENANCE DES FONDS : Fondation d'orthopédie

PROBLÉMATIQUE et OBJECTIF DE L'ÉTUDE : Évaluer et valider une mesure radiologique du coude.

TYPE DE RECHERCHE : Étude radiologique

NOMBRE DE SUJETS RECRUTÉS À L'HSCM : 60

CONSÉQUENCES ÉTHIQUES : Liberté de participer : oui Consentement éclairé : oui
Confidentialité : oui Liberté d'en sortir sans contrainte : oui

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT :

Requis : oui (version approuvée 7 juin 2010)
Approuvé : oui Le 7 juin 2010

DATE DE L'ÉTUDE PAR LE COMITÉ : 25 mai 2010 (séance plénière)

MEMBRES DU COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE ET DE L'ÉVALUATION DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ

AVIS FAVORABLE : Dre Chantal Lambert, scientifique non médecin, présidente
Mme Marie-France Thibaudeau, scientifique non médecin, vice-présidente
M. Guy Beaugard, personne spécialisée en éthique
Me Marie Boivin, juriste
Dr Marcel Boulanger, membre non affilié représentant la collectivité
Mme Henriette Bourassa, membre non affilié représentant la collectivité
Mme Isabelle Larouche, scientifique non-médecin
Dre Jadranka Spahija, scientifique non-médecin
Dr Colin Verdant, scientifique médecin

Absence motivée : Dr Roberto Castaño, scientifique non-médecin
Dr Axel Tsouklyan, scientifique médecin

Marie-France Thibaudeau

Le 7 juin 2010
Date

N.B. : Le Comité d'éthique de la recherche de l'HSCM poursuit ses activités en accord avec *Les bonnes pratiques cliniques (Santé Canada)* et tous les règlements applicables
Cette approbation est valable pour une période d'un an seulement. Une demande de renouvellement doit être faite après cette période.



21 janvier 2011

M. Yvan Petit
Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO)

Objet : *Approbation de votre projet de recherche intitulé : « Étude sur la mobilité du coude chez 60 sujets sains en corrélation avec l'angulation dorsale du cubitus proximal: PUDA-RX »*

Monsieur Petit,

Je vous informe par la présente que le Comité d'éthique de la recherche a procédé ce matin à l'évaluation en comité restreint du projet mentionné en rubrique.

Le CÉR de l'ÉTS vous remercie de l'avoir informé de la tenue de ce projet de recherche. Compte-tenu de l'approbation du CÉR de l'Hôpital Sacré-Cœur de Montréal (HSCM), le CÉR de l'ÉTS entérine la décision rendue par le CÉR de l'HSCM. Votre projet peut donc aller de l'avant.

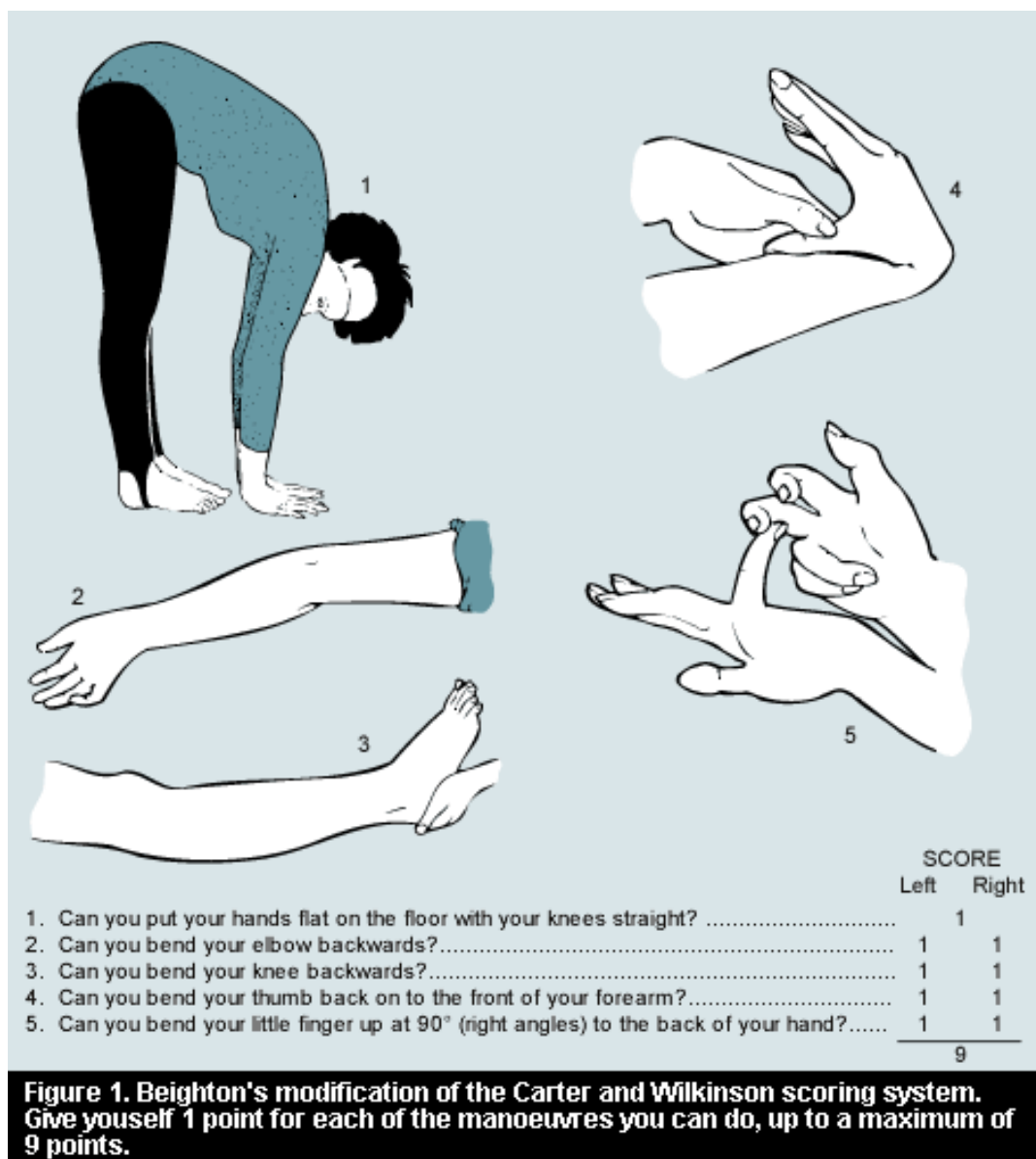
Veillez noter que cette approbation n'est valable que pour une année. Vous devrez donc annuellement demander le renouvellement de l'approbation au Comité, sans quoi le projet sera considéré comme terminé. Si votre projet se termine au cours de l'année 2011, nous attendons le rapport final de votre projet pour le **31 mai 2012**. Vous trouverez le formulaire nécessaire sur le site Internet de l'École

Veillez agréer, Monsieur, l'expression de mes sentiments les meilleurs.

Paul V. Gervais, Ing., M.Eng.
Président du Comité d'éthique de la recherche

Annexe 2 – Critères d’hyperlaxité

Beighton & horan Joint Mobility Index (BHJMI)



Annexe 3 – Articles publiés

Validity of Goniometric Elbow Measurements

Comparative Study with a Radiographic Method

Julien Chapleau MD, Fanny Canet MScA,
Yvan Petit PhD, G-Yves Laflamme MD, FRCSC,
Dominique M. Rouleau MD, MSc, FRCSC

Received: 9 February 2011 / Accepted: 7 July 2011
© The Association of Bone and Joint Surgeons® 2011

Abstract

Background A universal goniometer is commonly used to measure the elbow's ROM and carrying angle; however, some authors question its poor intertester reliability.

Questions/purposes We (1) assessed the validity of goniometric measurements as compared with radiographic measurements in the evaluation of ROM of the elbow and (2) determined the reliability of both.

Methods The ROM and carrying angle of 51 healthy subjects (102 elbows) were measured using two methods: with a universal goniometer by one observer three times and on radiographs by two independent examiners. Paired t-test and Pearson's correlation were used to compare and detect the relationship between mean ROM. The maximal

error was calculated according to the Bland and Altman method.

Results The intraclass correlation coefficients (ICC) ranged from 0.945 to 0.973 for the goniometric measurements and from 0.980 to 0.991 for the radiographic measurements. The two methods correlated when measuring the total ROM in flexion and extension. The maximal errors of the goniometric measurement were 10.3° for extension, 7.0° for flexion, and 6.5° for carrying angle 95% of the time. We observed differences for maximum flexion, maximal extension, and carrying angle between the methods.

Conclusion Both measurement methods differ but they correlate. When measured with a goniometer, the elbow ROM shows a maximal error of approximately 10°.

Clinical Relevance The goniometer is a reasonable and simple clinical tool, but for research protocols, we suggest using the radiographic method because of the higher level of precision required.

Each author certifies that he or she has no commercial associations (eg, consultancies, stock ownership, equity interest, patent/licensing arrangements, etc) that might pose a conflict of interest in connection with the submitted article.

Each author certifies that his or her institution approved the human protocol for this investigation, that all investigations were conducted in conformity with ethical principles of research, and that informed consent for participation in the study was obtained.

This work was performed at the Hôpital du Sacré-Cœur de Montreal, Quebec, Canada.

J. Chapleau
Université de Montreal, Montreal, Canada

Introduction

The elbow is a trochoginglymoid joint that articulates the distal humerus with the proximal radius and ulna, allowing flexion/extension movements [30]. With the humeral trochlea's 300° arc of cartilage and the 190° arc of the ulna's sigmoid notch, the elbow's normal total ROM averages 145° (range, 140°–150°) [5, 12, 21, 29] in flexion/extension.

The ROM is a primary measure for assessing the elbow's integrity and evaluating impairment. It is unlikely that a patient who can fully extend and lock his or her elbow will show radiographic evidence of injury [6, 16]. ROM also can be used as an investigative tool to verify disease progression or treatment effectiveness. The average

values reported for extension and flexion are, 0° and 150°, respectively [21], with some authors differing slightly, with values between 5° and 140° [12]. The carrying angle (valgus) is defined as being the ulna's lateral deflection from the shaft of the humerus when the elbow is fully extended and supinated. It is measured clinically in the evaluation of elbow fractures. Reported mean valgus ranges from 10° to 15° [21, 22, 34].

Healthcare professionals commonly use a goniometer to measure the ROM and carrying angle. The universal goniometer (UG) is a simple, easy-to-use instrument but its reliability and accuracy have been questioned [26], and, to date, no consensus has been reached [33]. However, the majority of studies agree that the UG has fair intraexaminer reliability but poor intertester reliability [1, 24, 33]. Intertester ICCs range from 0.26 to 0.99 [8, 26]. Some studies have poor methodologic quality [33]. In others the experimental protocol does not reflect day-to-day use of the UG [7, 11, 28]. Some authors also omit detailing the population, instruments, measurement methods, or protocol when reporting UG use, making it harder to assess reliability of the UG [1, 12]. The main sources of errors in goniometric measurements are positioning of the patient and instrument, ie, the variability in locating anatomic landmarks used to align the UG [1, 7]. These markers, including the lateral epicondyle of the humerus and the tip of the acromion, are potential sources of error because they do not represent the center of rotation or the long axis of the humerus [1, 5, 31].

We therefore (1) assessed validity of goniometric measurements by comparing goniometric values with radiographic ROM values measured from the humeral and ulnar axes and (2) determined the reliability of both methods.

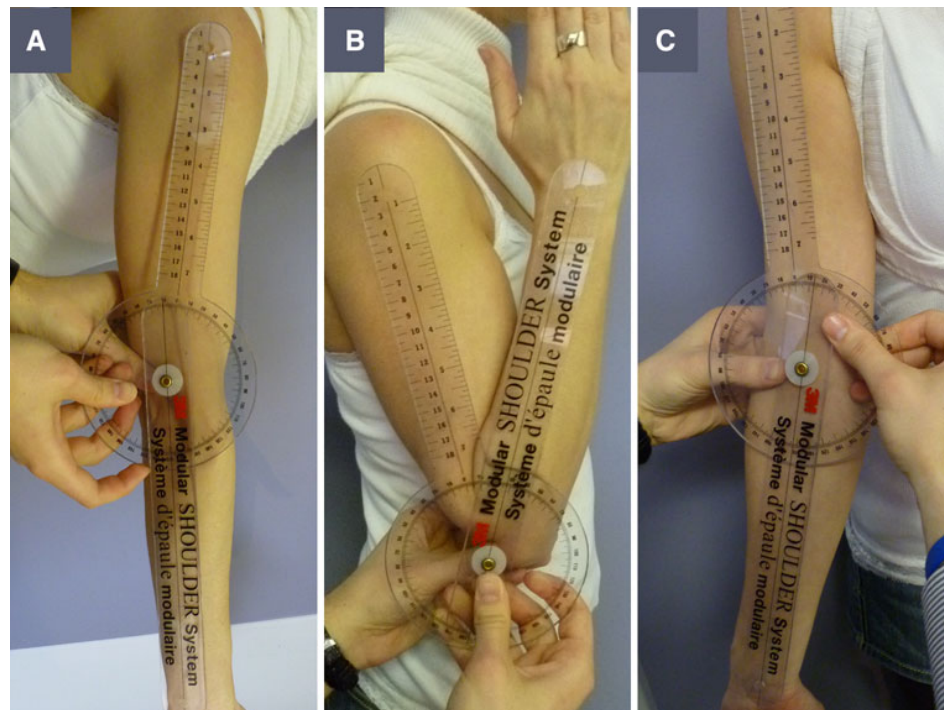
Materials and Methods

We recruited 51 volunteers among healthcare workers of a hospital. Participants were enrolled by advertising within the hospital. There were 31 females and 20 males with a mean age of 31.7 ± 9.3 years (range, 19–50 years). All were informed of the protocol and signed a consent form if they fulfilled the inclusion criteria. Volunteers had to be between 18 and 50 years old with no history of arthritis or osteoarthritis, musculoskeletal or neurologic diseases, or past trauma affecting the upper limb. We excluded pregnant women or those we suspected might be pregnant.

For the goniometric method, we used one 360° scale (1°-increments) plastic UG with two 25-cm arms (3 M® Modular Shoulder System, 3 M©, St Paul, MN, USA).

The bony landmarks used to determine ROM (Fig. 1A–B) were defined as: the goniometer was centered on the lateral epicondyle, the stationary arm was pointing at the tip of the acromion process. There is a consensus for use of those two bony landmarks for elbow ROM measurement as they are easily located on the elbow and shoulder [1, 7, 21, 24]. The wrist landmark toward which the mobile arm of the goniometer is oriented sometimes is the ulnar styloid

Fig. 1A–C The landmarks for (A) extension and (B) flexion are the lateral epicondyle, tip of the acromion, and midline of the wrist. (C) The instrument was centered on the crossline of the biceps tendon and the interepicondyle axis for the carrying angle measurement.



process but we preferred the middle portion of the wrist as it can be used for pronation, neutral, and supination positions (Fig. 1). A positive value of extension is equivalent to flexion, whereas a below-zero extension value represents hyperextension. For the carrying angle (Fig. 1C), the UG's arms were oriented in the same way, except that the center of the instrument was positioned on the crossline of the bicep's tendon and the interepicondyle axis. All volunteers were measured in the same room with the same equipment and by the same examiner (JC). Several studies report intraevaluator correlations of goniometry for various joints between 0.45 and 0.98 [1, 20, 26, 27] and that one examiner is acceptable regardless of his or her experience [1]. The participants were asked to sit on an armless chair and special care was taken to ensure that the arm position of the participants in the examination room was as close as possible to the one in radiology. We measured elbow extension and flexion with the humerus raised (shoulder in anterior flexion) and the wrist in neutral position. Valgus was measured with the arm in full extension and the hand supinated. The examiner took three measurements for each position, for both limbs, taking particular care to remind the volunteers to reach their maximal extension/flexion. Measurements of flexion, extension, and carrying angle were noted in degrees; precision for goniometric measurements is $\pm 0.5^\circ$.

We considered radiographic images as a gold standard for ROM measurements for many reasons. Its computerized measurements are more precise and constant. Where the goniometer has 1° -increments and the examiner reported the measurements with a precision of $\pm 0.5^\circ$, the software used for the radiographic measurements automatically calculated with higher precision: between $\pm 0.02^\circ$ and $\pm 0.1^\circ$ depending on the dicom resolution (approximately 500–2000 pixels) of the radiograph used. The radiographic method also has the advantage of not being affected by the patient's morphologic features, eg, the bony landmarks of a patient with long arms or a large amount of soft tissues are not as easily located, thus influencing the accuracy of the goniometric measurements [7, 31].

For radiographic method, a digital radiographic unit (GE Healthcare, Little Chalfont, Buckinghamshire, UK) was used, and subjects were protected with a lead apron. The same examiner (JC) correctly positioned the subjects on the wallstand radiographic table to standardize the radiographs. Three specific elements were considered. First, extension and flexion had to be maximal for all positions. Because the arm must lie on the table for the AP radiograph (carrying angle), we placed a 10-cm cushion under the distal humerus to elevate the forearm off the table. This setup allowed subjects to achieve full ROM. The cushion was removed for lateral extension and flexion positions.

Second, we took precautions with the lateral radiographs; the examiner placed and rotated the fully extended elbow to make the capitellum and trochlea appear as concentric circles to achieve a perfect lateral view of the elbow [17]. Third, to maximize the precision of measurements, the radiographs had to include a long enough portion of the humerus and cubitus/radius.

The ROM and carrying angle were measured on the radiographs with SliceOmatic software (TomoVision, Magog, Quebec, Canada) by two of the coauthors (JC, FC). The examiners agreed on the bony landmarks that best represent the ROM and valgus (Fig. 2). They independently measured extension (Fig. 2A), flexion (Fig. 2B), and carrying angle (Fig. 2C) of all elbows on the radiographic images with a precision of $\pm 0.1^\circ$.

We used the Kolmogorov-Smirnov test with a 95% CI to assess the normality of data distribution; we found values from 0.220 to 0.923 for goniometric ROM and from 0.746 to 0.990 for radiographic ROM, confirming the normality of distribution of these two parameters. The ICCs were used to test the reliability of the goniometric and radiographic measurements. Paired Student's *t*-tests were used to compare mean flexion, extension, ROM, and carrying angle values between goniometric and radiographic values. Pearson's correlation coefficient then was calculated to evaluate the relationships between the UG and radiographic measurements. Finally, we made a plot of the difference between UG and radiographic measurements, against the mean, to illustrate and interpret the range of differences, as recommended by Bland and Altman [3, 4] and Lee et al. [15]. The Bland-Altman method analyzes the agreement between two measurement methods. It focuses on the difference obtained in each pair of data and calculates the maximal error expected from the two methods. In our study, we used the Bland-Altman method to analyze the difference between the goniometer and the gold standard radiographs for each pair of 102 elbow measurements. We performed all statistical analyses with PASW Statistics 18.0 software (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Results

In our sample, the goniometric elbow measurement values were different from those from the gold standard radiographs. When compared with ROM and carrying angle goniometric measurements (UG), the mean radiographic values were lower (Table 1). The largest differences observed were $153.5^\circ \pm 3.5^\circ$ with UG measurement versus $150.9^\circ \pm 4.5^\circ$ with radiographic measurement for flexion and $13.0^\circ \pm 3.0^\circ$ with UG measurement versus $10.1^\circ \pm 4.5^\circ$ with radiographic measurement for the carrying angle. The latter represents a 30% difference between the

Fig. 2A–C Landmarks are the same for (A) extension and (B) flexion. The average humeral diaphysis axis and dorsal mid-third edge of the ulna defines the angle of flexion. Measurement of the (C) carrying angle is complicated by the S shape of the ulna. The reference portions were the ulnar segment between the radial head and radial tuberosity and the farthest distal diaphysis segment on the radiograph.

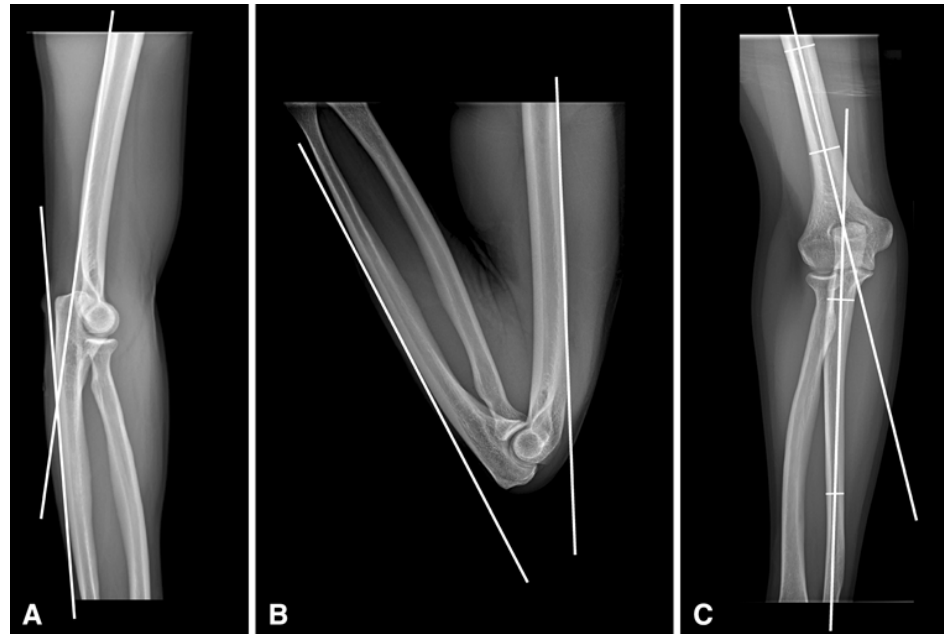


Table 1. Comparison of the difference and correlation between goniometric and radiographic measurements

Range of motion	Goniometry, mean \pm SD (range)	Radiography, mean \pm SD (range)	Paired Student's t-test* t score; 95% CI (p value)	PCC between both methods† (p value)
Flexion	153.5° \pm 3.5 (143.5–160.5)	150.9° \pm 4.5 (140.4–159.8)	6.96; 1.73–3.11 (p \leq 0.001)	0.648 (p \leq 0.001)
Extension	13.0° \pm 6.5 (–2.5–31.0)	11.9° \pm 6.7 (–3.5–28.4)	2.22; 0.18–2.14 (p = 0.029)	0.688 (p \leq 0.001)
Total ROM (flexion-extension)	140.5° \pm 8.0 (116.0–159.5)	139.0° \pm 7.8 (116.0–155.2)	2.28; 0.17–2.42 (p = 0.025)	0.728 (p \leq 0.001)
Carrying angle	13.0° \pm 3.0 (3.5–19.5)	10.1° \pm 4.5 (0.9–17.9)	9.35; 2.35–3.61 (p \leq 0.001)	0.705 (p \leq 0.001)

* Paired Student's t-test assesses difference between means of both methods of measurement; †PCC evaluates correlation between goniometric and radiographic measurement; CI = confidence interval; PCC = Pearson correlation coefficient.

two methods. The results were closer for the elbow extension measurements with 13.0° \pm 6.5° with UG measurement and 11.9° \pm 6.7° with radiographic measurement. A larger difference was expected between the two ROM measurements because it includes extension and flexion. However, the goniometric arc of the ROM extension (140.5° \pm 8.0°) was closer to the radiographic mean (139.0° \pm 7.8°) compared with flexion. Overall, a difference between the two methods was observed for all four measurements. We observed a correlation (0.648–0.728) between the goniometric and radiographic measurements. For the Bland-Altman analysis of difference, the CI reached \pm 10.3° for the extension

measurements (Fig. 3A); 95% of the goniometric extension measurements were less than 10.3° different from the radiographic gold standard value (Table 2). For the flexion measurements, the 95% CI was \pm 7.0° (Fig. 3B). The CI reached \pm 11.5° for measurements of ROM (Fig. 3C). The carrying angle measurements had the smallest CI of \pm 6.5° (Fig. 3D).

Reliability of both measurement methods was confirmed through ICCs. The ICCs for intrarater reliability of the goniometric measurement ranged from 0.945 to 0.973 (Table 3), whereas the interobserver ICC for the four radiographic measurements ranged from 0.980 to 0.991 (Table 4).

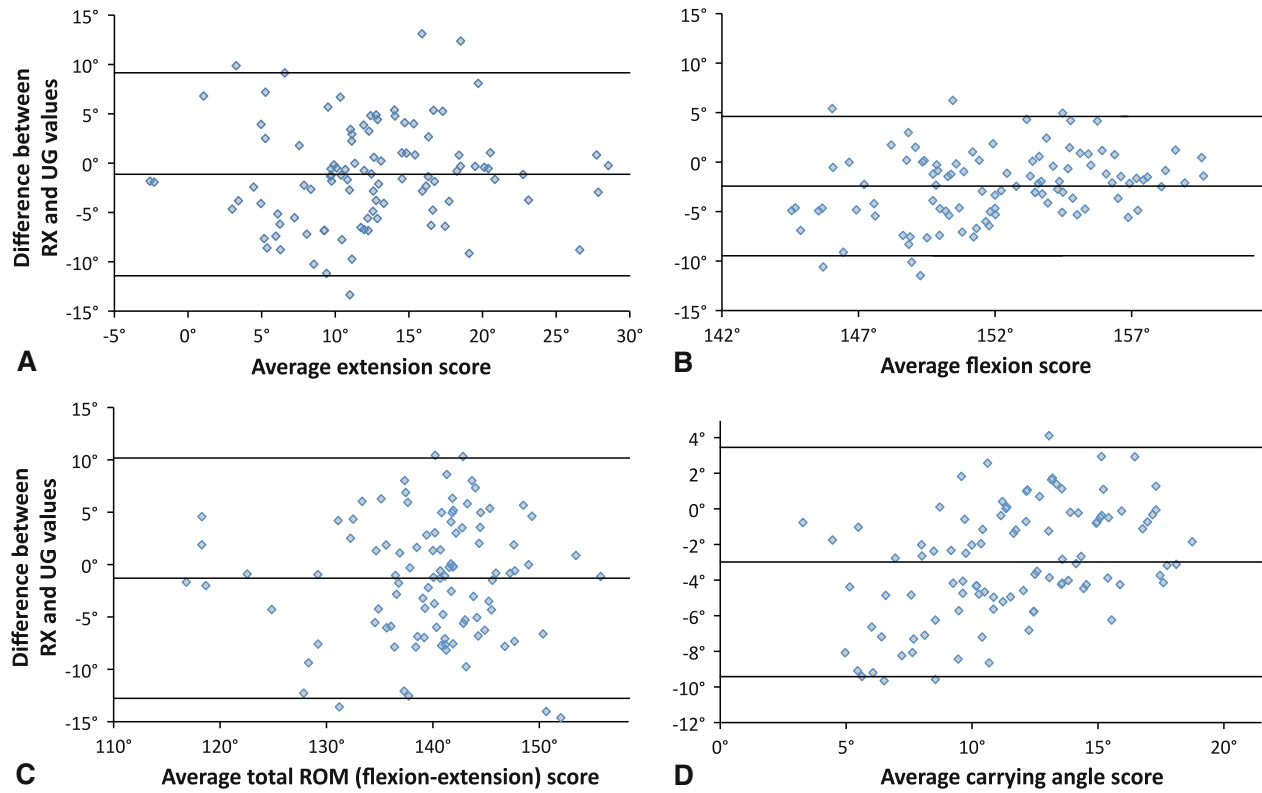


Fig. 3A–D In each diagram, the points (n = 102, both elbows of the 51 participants) represent the difference between both measurement methods (radiographs or goniometer) against the mean values in degrees. The middle line represents the mean difference, whereas the upper and lower lines indicate the 95% CI. For (A) extension, 95% of

UG measurements were $\pm 10.3^\circ$ from radiographic values. Similarly, the UG maximal error was (B) $\pm 7.0^\circ$ for flexion, (C) $\pm 11.5^\circ$ for total ROM, and (D) $\pm 6.5^\circ$ for carrying angle. RX = radiographic; UG = universal goniometer.

Table 2. Bland-Altman analysis of difference between radiographic and goniometric values*

Range of motion	Mean \pm SD of difference	Upper 95% CI limit (mean + 2 SD)	Lower 95% CI limit (mean - 2 SD)	Absolute maximal error (± 2 SD)
Flexion	$-2.4^\circ \pm 3.5$	4.6°	-9.5°	$\pm 7.0^\circ$
Extension	$-1.1^\circ \pm 5.1$	9.2°	-11.4°	$\pm 10.3^\circ$
Total ROM (flexion-extension)	$-1.3^\circ \pm 5.7$	10.2°	-12.8°	$\pm 11.5^\circ$
Carrying angle	$-3.0^\circ \pm 3.2$	3.5°	-9.5°	$\pm 6.5^\circ$

* The difference was calculated with goniometric value subtracted from radiographic value; CI = confidence interval.

Table 3. Intratester ICCs for goniometric measurements

Range of motion	Mean ICC (n = 3)*	SD	95% CI
Flexion	0.945	± 0.016	0.905–0.985
Extension	0.973	± 0.007	0.956–0.990
Carrying angle	0.965	± 0.003	0.958–0.973

* One examiner measured 102 elbows three times; ICC = intraclass correlation coefficient; CI = confidence interval.

Table 4. Intertester ICCs for radiologic measurements

Range of motion	Right side ICC (n = 2)*	Left side ICC (n = 2)
Flexion	0.980	0.985
Extension	0.991	0.991
Carrying angle	0.989	0.992

* Two examiners measured 102 elbows once; ICC = intraclass correlation coefficient.

Discussion

Previous studies confirmed the role of ROM as an indicator of the elbow's integrity [6, 16, 18]. The UG is a common clinical tool for evaluations of the elbow and other major joints. However, the reliability of this instrument is still debated and some studies have investigated its intratester or intertester ICC, and/or compared it with new devices [1, 11, 20, 24, 33]. We therefore investigated the goniometer's validity by comparing its measurements with the gold standard radiographic measurement of ROM of the elbow. The reliability of both instruments then was evaluated.

There are limitations to our study. First, there is a potential selection bias because only health workers were recruited; therefore, it is possible that this group of healthy adults has a better understanding of the examiner's oral indications and that their collaboration improved our results. Patients, with traditional boundaries like pain, language, or cognitive difficulties, could prove less collaborative and thus lower correlation between both methods. This limitation does not compromise our conclusions because the subject-dependant boundaries apply equally to both measurement methods and the examiner (JC) provided the same indications of position. Second, the three repeated goniometric measurements were taken during the same day, to accommodate the volunteer participants of our study. This is not representative of the clinical situation in which such measurements are taken at intervals of weeks or months. However, we can compare our reliability results with those in the literature as few authors measured the elbows at weekly intervals or more [10, 11]. Third, the UG in this study was being used in a clinical way, ie, with no calibration or instrument choice; therefore, there is a potential source of systematic errors from the instrument. However, this corresponds to the goniometric measurement performed in a clinic or hospital setting. Moreover, the goniometric average results of ROM and carrying angle correspond to those in the literature [21, 22, 34], especially for the valgus (13.0°) and flexion (153.5°) angles.

We evaluated the validity of the goniometer in comparison to the computerized radiographs. While

measurements from the two methods correlated, we observed systematic differences. We also concluded that the extension angle, measured with a UG, would have a maximal error of $\pm 10.3^\circ$, 95% of the time (Table 2). This represents the worst case scenario, because the difference with the flexion angle was $\pm 7.0^\circ$ and $\pm 6.5^\circ$ for the carrying angle 95% of the time. The maximal error was higher for the total ROM ($\pm 11.5^\circ$) because it involved two measurements (extension and flexion). Regarding the means for goniometric measurement and radiographs, as the middle portion of the wrist was our landmark instead of the ulnar styloid process, the extension values differ from zero. The augmented flexion mean with the goniometer cancels the diminished extension, resulting in similar ROM means (Table 1). When reviewing the literature, there are numerous methods for measuring ROM: visual estimation [2, 13, 32, 33], photographic [7], fluid-based [10, 24] or electrogoniometer [10, 11, 34]. Results regarding the validity of the goniometer are ambivalent. In the same way, when comparing the goniometer with radiographs, Jaeger et al. [14] validated the goniometric measurement in cats. However, Piqué-Vidal et al. [25] recommended computerized radiographs for hallux valgus assessment. We still recommend using a UG in a clinical setting where therapists or physicians commonly deal with 30° to 40° loss of ROM in pathologic situations rather than 5° to 10°. However, the radiographic method is a valuable tool for randomized controlled trials or other research studies with ROM as a primary or secondary outcome, such as studies designed to evaluate the impact of different demographic or extrinsic factors on ROM [9, 12, 18, 19, 22, 23]. When the ROM or carrying angle is required for research purposes, the 10°-difference between the goniometric and radiographic methods becomes important, leading to an increase in the cohort needed to find expected results, and one must keep in mind that any measurement performed with the goniometer has a potential (maximal) error of 10°.

Reliability of both methods was assessed through ICCs. For flexion/extension, using a standard 25-cm plastic goniometer, the ICC for the intraexaminer ranged from 0.945 to 0.973, whereas reported ranges are from 0.45 to 0.98 (Table 5) [1, 20, 26]. The interobserver reliability is

Table 5. Comparison of intrarater ICCs for goniometric measurement of the elbow

Study	Healthy subjects? (Yes/No)	Number of subjects	Number of repetitions	Flexion ICC	Extension ICC
Rothstein et al. [27]	No	24	2	0.97	0.96
Greene & Wolfe [11]	Yes	20	9	0.94	0.95
Goodwin et al. [10]	Yes	23	2	0.87	0.87
Armstrong et al. [1]	No	38	2	0.55 to 0.98	0.45 to 0.98
Current study	Yes	51	3	0.95	0.97

ICC = Intraclass correlation coefficient.

important in a clinical setting and proper training may be required for all who use the goniometer to standardize the measurements. In daily patient care, ROM might not be measured by the same examiner and weeks or even months could separate measurements (eg, a followup on postsurgical rehabilitation among the orthopaedist, resident, occupational therapist, etc). We observed intertester ICCs ranging from 0.980 to 0.991 with the radiographic method.

References

1. Armstrong AD, MacDermid JC, Chinchalkar S, Stevens RS, King GJ. Reliability of range-of-motion measurement in the elbow and forearm. *J Shoulder Elbow Surg*. 1998;7:573–580.
2. Awan R, Smith J, Boon AJ. Measuring shoulder internal rotation range of motion: a comparison of 3 techniques. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83:1229–1234.
3. Bland JM, Altman DG. A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. *Comput Biol Med*. 1990;20:337–340.
4. Bland JM, Altman DG. Applying the right statistics: analyses of measurement studies. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2003;22:85–93.
5. Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61:756–759.
6. Docherty MA, Schwab RA, Ma OJ. Can elbow extension be used as a test of clinically significant injury? *South Med J*. 2002;95:539–541.
7. Fish DR, Wingate L. Sources of goniometric error at the elbow. *Phys Ther*. 1985;65:1666–1670.
8. Glasgow C, Wilton J, Tooth L. Optimal daily total end range time for contracture: resolution in hand splinting. *J Hand Ther*. 2003;16:207–218.
9. Golden DW, Wojcicki JM, Jhee JT, Gilpin SL, Sawyer JR, Heyman MB. Body mass index and elbow range of motion in a healthy pediatric population: a possible mechanism of overweight in children. *J Pediatr Gastroenterol Nutr*. 2008;46:196–201.
10. Goodwin J, Clark C, Deakes J, Burdon D, Lawrence C. Clinical methods of goniometry: a comparative study. *Disabil Rehabil*. 1992;14:10–15.
11. Greene BL, Wolf SL. Upper extremity joint movement: comparison of two measurement devices. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;70:288–290.
12. Gunal I, Kose N, Erdogan O, Gokturk E, Seber S. Normal range of motion of the joints of the upper extremity in male subjects, with special reference to side. *J Bone Joint Surg Am*. 1996;78:1401–1404.
13. Hayes K, Walton JR, Szomor ZR, Murrell GA. Reliability of five methods for assessing shoulder range of motion. *Aust J Physiother*. 2001;47:289–294.
14. Jaeger GH, Marcellin-Little DJ, Depuy V, Lascelles BD. Validity of goniometric joint measurements in cats. *Am J Vet Res*. 2007;68:822–826.
15. Lee J, Koh D, Ong CN. Statistical evaluation of agreement between two methods for measuring a quantitative variable. *Comput Biol Med*. 1989;19:61–70.
16. Lennon RI, Riyat MS, Hilliam R, Anathkrishnan G, Alderson G. Can a normal range of elbow movement predict a normal elbow x ray? *Emerg Med J*. 2007;24:86–88.
17. London JT. Kinematics of the elbow. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63:529–535.
18. Macedo LG, Magee DJ. Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities. *J Manipulative Physiol Ther*. 2008;31:577–582.
19. Macedo LG, Magee DJ. Effects of age on passive range of motion of selected peripheral joints in healthy adult females. *Physiother Theory Pract*. 2009;25:145–164.
20. Mayerson NH, Milano RA. Goniometric measurement reliability in physical medicine. *Arch Phys Med Rehabil*. 1984;65:92–94.
21. Morrey BF, Sanchez-Sotelo J. *The Elbow and its Disorders*. Ed 4. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2008.
22. 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*. 2004;26:19–23.
23. Park W, Ramachandran J, Weisman P, Jung ES. Obesity effect on male active joint range of motion. *Ergonomics*. 2010;53:102–108.
24. Petherick M, Rheault W, Kimble S, Lechner C, Senear V. Concurrent validity and intertester reliability of universal and fluid-based goniometers for active elbow range of motion. *Phys Ther*. 1988;68:966–969.
25. Pique-Vidal C, Maled-Garcia I, Arabi-Moreno J, Vila J. Radiographic angles in hallux valgus: differences between measurements made manually and with a computerized program. *Foot Ankle Int*. 2006;27:175–180.
26. Riddle DL, Rothstein JM, Lamb RL. Goniometric reliability in a clinical setting: shoulder measurements. *Phys Ther*. 1987;67:668–673.
27. Rothstein JM, Miller PJ, Roettger RF. Goniometric reliability in a clinical setting: elbow and knee measurements. *Phys Ther*. 1983;63:1611–1615.
28. Shaaban H, Pereira C, Williams R, Lees VC. The effect of elbow position on the range of supination and pronation of the forearm. *J Hand Surg Eur Vol*. 2008;33:3–8.
29. Shiba R, Sorbie C, Siu DW, Bryant JT, Cooke TD, Wevers HW. Geometry of the humeroulnar joint. *J Orthop Res*. 1988;6:897–906.
30. Steindler A. *Kinesiology of the Human Body Under Normal and Pathological Conditions*. Ed 5. Springfield, IL: Charles C. Thomas; 1977.
31. Szulc P, Lewandowski J. Verification of selected anatomical landmarks used as reference points for universal goniometer positioning during elbow joint mobility range measurements. *Folia Morphol (Warsz)*. 2003;62:353–355.
32. Terwee CB, De Winter AF, Scholten RJ, Jans MP, Deville W, van Schaardenburg D, Bouter LM. Interobserver reproducibility of the visual estimation of range of motion of the shoulder. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86:1356–1361.
33. van de Pol RJ, van Trijffel E, Lucas C. Inter-rater reliability for measurement of passive physiological range of motion of upper extremity joints is better if instruments are used: a systematic review. *J Physiother*. 2010;56:7–17.
34. Zampagni ML, Casino D, Zaffagnini S, Visani AA, Marcacci M. Estimating the elbow carrying angle with an electrogoniometer: acquisition of data and reliability of measurements. *Orthopedics*. 2008;31:370.



ELSEVIER

Demographic and anthropometric factors affecting elbow range of motion in healthy adults

Julien Chapleau^a, Fanny Canet, MScA^b, Yvan Petit, PhD^{b,c}, Emilie Sandman, MD^{a,b}, G-Yves Laflamme, MD, FRCSC^b, Dominique M. Rouleau, MD, MS, FRCSC^{b,*}

^aUniversité de Montréal, Montréal, QC, Canada

^bHôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montréal, QC, Canada

^cÉcole de Technologie Supérieure, Montréal, QC, Canada

Background: To use elbow range of motion routinely as a diagnostic index, it is important to explain the normal variability among the population. Consequently, this study assessed the possible associations between age, sex, laterality, body mass index, joint laxity, level of physical activities, upper limb dimensions, and the elbow range of motion in flexion/extension.

Materials and methods: Maximal flexion and extension were measured on the lateral radiographs of 102 elbows of 51 volunteers. The difference of range of motion regarding sex and laterality was assessed with Student *t* tests. The Pearson correlation coefficient was used to evaluate the relationship between elbow mobility and the other factors, and a stepwise multiple regression analysis was performed.

Results: Among the 51 volunteers, a correlation was found between flexion and body mass index, age, and midbrachial and forearm circumferences ($r = -0.234$ to -0.594). Age ($r = 0.268$) and hyperlaxity ($r = -0.323$) were the only factors associated with a change in elbow extension. No correlation was found between the level of physical activity or with the laterality and changes in elbow mobility. Finally, women presented with more flexion and total elbow range of motion than men.

Conclusions: This study confirms the association between various demographic and anthropometric factors and elbow range of motion in healthy adults. Among these, the body mass index and forearm circumference are the most likely responsible for mobility variations among the population.

Level of evidence: Basic Science Study, Anatomic Study, Imaging.

© 2012 Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees.

Keywords: Elbow; Range of motion; Mobility; Radiographs

Range of motion (ROM) is a primary reference tool in assessing elbow joint integrity. Its measurement should be part of any elbow evaluation because evidence suggests that

an injured elbow achieving full flexion, extension, and pronation or supination does not require an urgent radiographic investigation.^{9,18} To use ROM routinely as a diagnostic index, it is important to evaluate the influence of demographic and anthropometric data on ROM.

The elbow comprises different anatomic structures that have a direct effect on the joint's mobility, such as the capsule, its osseous congruity, and the ligaments and muscle groups surrounding the articulation. Efforts have been made to determine the role of major factors on the

Hôpital du Sacré-Cœur and École de Technologie Supérieure approved the human protocol for this investigation (Study No. CER2010-05-43).

elbow's ROM, such as age, sex, laterality, arm and forearm circumferences, body mass index (BMI), physical activity level, and generalized hyperlaxity. There is no consensus on the effect of these factors on the elbow's ROM in the literature; indeed, studies disagree on the influence of hand dominance on upper limb mobility and the effect of sex differences on elbow ROM.^{13,23,25} Moreover, other studies have focused on athletic or pediatric subjects, limiting the clinical relevance to the general population.^{12,31,35,37}

The lack of satisfying conclusions in the literature may be attributed to the inadequate sample size⁸ or to the use of a goniometer as a reference measurement instrument.^{12,27,37} In the clinical setting, physical therapists and orthopedic surgeons commonly use the goniometer to measure the ROM, which has been shown to have an error range of 10°.⁷ In the research setting, however, the radiographic method of ROM measurements provides higher precision and is more appropriate.⁷

Because elbow ROM has a clear diagnostic value and is used to set rehabilitation goals, an awareness of the normal differences among individuals is essential. The goal of this study is to determine which factors are associated with elbow flexion and extension. The second objective is to create a regression model that can explain the variability of the elbow ROM encountered in the general population.

Materials and methods

Recruitment for this study was done in a level 1 trauma center and written consent was obtained before including volunteers in the study. Most of the 51 participants were employees. To fulfill the inclusion criteria, volunteers had to be aged between 18 and 50 years and have no pre-existing medical or surgical condition affecting the upper limb. Because radiographs were to be taken, pregnant women were excluded from the study. Participants self-reported demographic data such as age, sex, laterality, weight, and height. The type, intensity, and duration of their physical activities were obtained and converted into metabolic equivalent of tasks (METs) per week according to the Ainsworth Compendium of Physical Activities. One examiner looked for hyperlaxity through the Beighton and Horan Joint Mobility Index (BHJMI), a 9-point scoring system commonly used in the screening of joint hypermobility.^{5,6,31} A score ≥ 4 of 9 is a diagnostic of generalized joint hyperlaxity.^{6,17} The elbow criterion from the BHJMI was excluded in the statistical analysis to evaluate if hyperlaxity of the thumb, fifth finger, knee, and lumbar spine could predict the hyperextension of the elbow. A regular 1-mm-increment medical measuring tape²⁹ was used to measure the midbrachial circumference and the forearm at its estimated widest circumference. Both were measured with the arm at rest. BMI was calculated as kilograms divided by height in meters squared.³⁶

Radiographic method

Lateral radiographs of the elbow, including most of the humeral and cubital length, were taken with a GE Healthcare (Little Chalfont, Buckinghamshire, UK) digital x-ray device. Participants



Figure 1 Anatomic landmarks used for extension (A) and flexion (B) elbow range of motion measurement were the angle between the average humeral diaphysis axis and the dorsal mid-third edge of the ulna.

reached their full extension and flexion through active movement, without any passive pressure applied. An examiner (J.C.) ensured that the subjects achieved complete range of motion and reviewed the radiographs to make sure that a perfect lateral view was obtained, which was confirmed by the concentric alignment of the circles of the capitellum and the trochlea sulcus.²¹ A fellowship-trained elbow surgeon (D.M.R.) also reviewed all x-ray images to evaluate the radiographic quality and to exclude any pathologic cases. The maximal flexion (MF) and maximal extension (ME) were measured on the digital radiographs with SliceOmatic (TomoVision, Montreal, QC, Canada) software by two coauthors (J.C., F.C.). The examiners (J.C., F.C.) independently measured all the radiographs after previously agreeing on the bony landmarks that best represented ROM (Figure 1). Extension (A) was defined as the angle between the average humeral diaphysis axis and the dorsal midthird edge of the ulna. Landmarks were the same for flexion (B). Total ROM was calculated as the difference between MF and ME measurements ($ROM = MF - ME$).

Statistical analysis

All statistical analyses were performed with the PASW Statistics 18.0 software (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). A Kolmogorov-Smirnov test with a 95% confidence interval (CI) was done to establish the normality of continuous data distributions. The Pearson correlation coefficient evaluated the possible associations between age, level of physical activity, hyperlaxity, arm and forearm circumferences, BMI, and ROM. Correlation coefficients (r) between 0.70 and 0.89 were regarded as good, and r values of ≥ 0.90 were considered as excellent.¹¹ Student t tests were performed for laterality (paired t tests) and sex (unpaired t tests).

Table I Factors influencing elbow flexion, extension, and range of motion for 102 elbows

Variables	Descriptive data		Pearson correlation for continuous data					
	Mean \pm SD	Range	Flexion		Extension		ROM	
			<i>r</i>	<i>P</i>	<i>r</i>	<i>P</i>	<i>r</i>	<i>P</i>
BMI, kg/m ²	24.0 \pm 4.0	18.2-34.2	-0.5840	<.001*	0.1039	.300	-0.4295	<.001*
Age, years	31.7 \pm 9.3	19-50	-0.2339	.018*	0.2677	.007*	-0.3658	<.001*
Sport, METS/w	18.3 \pm 14.8	0-60.0	-0.0258	.797	-0.1469	.141	0.1108	.267
Circumference, cm								
Midbrachial	30.1 \pm 3.7	24.0-39.0	-0.5225	<.001*	0.1052	.293	-0.3947	<.001*
Forearm	25.3 \pm 2.7	19.5-32.0	-0.5944	<.001*	0.0374	.709	-0.3785	<.001*
Hyperlaxity mode	0	0-6	-0.0981	.327	-0.3229	<.001*	0.2195	.026*

BMI, body mass index; METS, metabolic equivalents; ROM, range of motion; SD, standard deviation.

* Significant correlation for a 95% confidence interval ($P < .05$).

Finally, a multiple linear regression model was built using the stepwise method. All factors correlated with a $P \leq .2$ were entered in the model. The level of significance was set to $P = 0.05$ for all statistical analyses.

Results

The 51 participants (31 women) were an average \pm SD age of 31.7 ± 9.3 years. Our sample had an average maximal flexion of $150.9^\circ \pm 4.5^\circ$, extension of $11.9^\circ \pm 6.7^\circ$, and a total ROM of $139.0^\circ \pm 7.8^\circ$. A negative extension value represents hyperextension. Kolmogorov-Smirnov test confirmed the normality of the ROM ($Z = 1.049$; $P > .2$), flexion ($Z = 0.587$; $P > .2$), and extension ($Z = 0.443$; $P > .2$) distributions. Forearm circumference ($r = -0.594$), BMI ($r = -0.584$), midbrachial circumference ($r = -0.523$), and age ($r = -0.234$) were all negatively correlated with flexion (Table I). Hyperlaxity ($r = -0.323$) and age ($r = 0.268$) were the only continuous factors associated with extension. A significant correlation was found among BMI ($r = -0.430$), midbrachial circumference ($r = -0.395$), forearm circumference ($r = -0.379$), age ($r = -0.366$), hyperlaxity ($r = 0.220$), and total ROM. No significant correlation was found between the amount of physical activity (converted in METS/w) and flexion, extension, or ROM. We evaluated the difference in ROM between men and women by dividing them into 2 groups and performing a Student *t* test (Table II). The difference between men's and women's total ROM was 4° ($P = .010$). Women had more flexion, but no significant difference was observed in extension. Similar analysis was performed for laterality. Forty-eight of the 51 participants were right-handed, and the 102 elbows were consequently divided into 2 groups according to dominant or nondominant side. A negligible 1° difference was found between the mean of extension and ROM for the 2 groups (Table III).

All factors were included as potential independent variables to explain the ROM variation (dependant variable) in a multiple linear regression analysis. The stepwise method isolated the more relevant predictor variables (Table IV). The analysis retained BMI ($\beta = -0.351$; $P \leq .001$) and forearm

Table II Mean flexion, extension, and total range of motion for men and women*

Variable	Women	Men	<i>P</i>
	(Mean \pm SD)	(Mean \pm SD)	
Flexion, deg	152.5 \pm 4.1	148.4 \pm 4.1	<.001 [†]
Extension, deg	11.9 \pm 6.2	11.9 \pm 7.5	.833
ROM, deg	140.6 \pm 6.5	136.5 \pm 9.0	.010 [†]

ROM, range of motion; SD, standard deviation.

* Study evaluated 51 elbows for each group (31 women and 20 men). A significant correlation was found for a 95% confidence interval ($P < .05$).

[†] Precision of 0.1° , to show the small significance difference as indicated by the Student *t* test.

circumference ($\beta = -0.378$; $P \leq .001$) in a model that accounts for 42% of flexion variability ($r^2 = 0.418$). A similar model with the forearm circumference as the only predictor variable explained 35% of flexion variability ($r^2 = 0.347$). Extension's best regression model had a lower relevance than flexion ($r^2 = 0.171$) and included joint hyperlaxity ($\beta = -0.315$; $P \leq .001$), age ($\beta = 0.239$; $P = .010$), and level of physical activities ($\beta = -0.202$; $P = .029$). When trying to predict the total ROM, BMI ($\beta = -0.467$; $P \leq 0.001$) and hyperlaxity ($\beta = 0.281$; $P = .002$) explained 25% of the ROM variation in the sample ($r^2 = 0.247$).

Discussion

Almost 18 scoring systems are currently used for the evaluation of elbow functionality.²² Nearly all evaluate elbow ROM by physical examination or through daily activity assessment. Such emphasis is placed on ROM integrity because even a little impairment in ROM affects a patient's functionality. However, individual variability in joint flexibility exists and is partially explained by demographic and morphologic factors. In this study, we regrouped 8 factors commonly found in the literature and that are usually correlated with other joints.^{3,4,8,10,12,13,15,19,20,23,24,26,27} Our

Table III Mean of difference between dominant and nondominant sides for flexion, extension, and total ROM for 102 elbows*

Variable	Dominant side (Mean \pm SD)	Nondominant side (Mean \pm SD)	P
Flexion	151.1 \pm 4.6°	150.7 \pm 4.5°	.445
Extension	12.5 \pm 6.6°	11.3 \pm 6.8°	.021 [†]
ROM	138.3 \pm 7.7°	139.7 \pm 7.9°	.025 [†]

ROM, range of motion; SD, standard deviation.

* Paired Student *t* test indicates the significant differences (*P*).

[†] Significant difference for a 95% confidence interval (*P* < .05).

Table IV Multiple linear regression results

	Standardized Factor <i>R</i> ²		β	<i>P</i> *
Flexion	0.418	Body mass index	-0.351	$\leq .001$
		Forearm circumference	-0.378	$\leq .001$
Extension	0.171	Hyperlaxity	-0.315	$\leq .001$
		Age	0.239	.010
		Sport	-0.202	.029
ROM	0.247	Body mass index	-0.467	$\leq .001$
		Hyperlaxity	0.281	.002

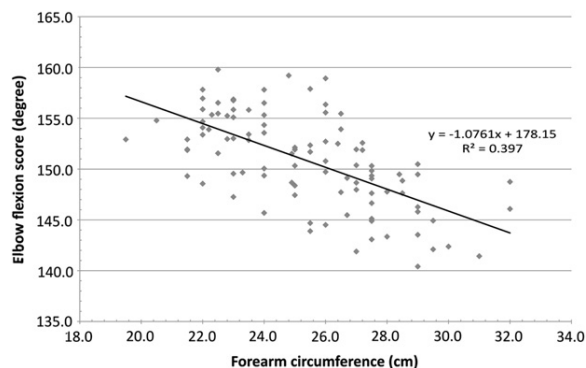
ROM, range of motion.

* Significant correlation for all *P* values for a 95% confidence interval (*P* < .05).

primary goal was to confirm which of these were correlated with elbow ROM. The second goal was to create a regression model including the strongest factors associated with flexion, extension, and total ROM.

The ROM was measured on lateral radiographs because they are thought to be more precise than the goniometer.⁷ For the extension measurement, the 2 examiners who independently measured the radiographs had an average of 0.72° of disparity for the 102 elbows. This contrasts with the 10° maximal error of the goniometric elbow extension measurement reported in a previous study.⁷ The goniometer could not have been used in this study because such error is larger than some differences in ROM we found, for example, between men and women. However, even if the radiographic method of ROM assessment is expected to be far more reliable, one should be careful when interpreting ROM differences of less than 1° or 2° because it happens with laterality measurements.

All factors, except for the level of physical activity and laterality, were correlated with flexion or extension. There was a negative correlation between BMI and flexion. Nevertheless, extension did not seem to be affected by the amount of soft tissues. A statistically significant association between BMI and elbow flexion in adults has not previously been described in the literature. Park et al²⁷ showed that

**Figure 2** Linear regression between forearm circumference score (y-axis) and elbow flexion (x-axis) in 51 adults.

obesity (defined as BMI >30.00 kg/m²)³⁶ in adult men affected the ROM of many joints but had no effect on flexion. The negative correlation between BMI and flexion was also proven in overweight children¹² or older individuals.¹⁰

We thought the midbrachial and forearm circumferences could better represent the effect of BMI on ROM, but the regression coefficients were almost the same. The regression between forearm circumference and flexion had the strongest association throughout the study (Figure 2). The multiple regression analysis confirmed the predominant role of forearm circumference in the variability of flexion in our sample. Alone, this anthropometric factor explained 35% of the difference of flexion between our volunteers. A model combining forearm circumference with BMI accounted for 42% of the variability. These were the best results obtained with the multiple regression analysis.

Age was the only factor associated with both flexion and extension, with older participants having less range of motion. This loss of ROM could be due to the increasing stiffness of the capsule, ligaments, and/or tendons or cartilage wear in the elbow. In the literature, changes of biomechanical properties of the elbow, such as stiffness, strength, or stability, were difficult to identify before the age of 60 years.^{20,26} There was no statistically significant correlation between physical activity level and the elbow mobility in our sample of healthy adults. The results contrast with the well-documented effect of physical activity on the outcome and joint mobility of patient with osteoarthritis, inflammatory arthritis, or other chronic musculoskeletal disorders.^{14,16,33,34} A high score on the BHJMI was previously associated with a significant gain of elbow flexion and extension in children.³¹ In our study, however, correlations with high BHJMI scores were only found for extension and total ROM.

Our results showed that women have greater elbow ROM than men. The 4° difference is attributed to an increased flexion, whereas extension remains the same. The augmented average amount of soft tissue (ie muscle) in men² could restrict MF without influencing the straightened elbow. This may partly explain why ME was almost the same for both sexes (11.9°). Unlike the ROMs for other

joints, which are generally decreased with age and sex,^{4,10,15,30} published information on the elbow is lacking.

Some have suggested that laterality could influence the overall upper extremity ROM.^{8,37} For example, the effect of dominance on shoulder ROM was observed in certain movements, some being increased on the dominant side, whereas others were decreased.⁴ Our study cannot confirm this observation in the elbow.

Limitations in this study mainly concern the patient sample. We recruited health workers among the hospital, thus restricting the age range and health conditions when comparing with the community-dwelling population. Almost all of the participants were somehow physically active. Given the results obtained, evaluation of other factors that may affect the elbow's ROM is recommended. Ethnicity, for instance, was shown to have an effect on the knee, spine, and generalized hypermobility^{19,28,32}; however, this requires a very large sample.

Sedentary lifestyle or the type of sports performed could also possibly influence the ROM. These factors, on the other hand, are much harder to quantify to make an objective and reliable statistical analysis. We also ignored the upper limb involvement in the type of sport reported. Ainsworth et al,¹ for example, described the same MET value for jogging and competitive tennis; however, these 2 sports obviously do not have the same effect on the elbow. This could partly explain why our statistical analysis shows only poor impact of sports on the elbow ROM. Also, manual workers, such as construction laborers or hairdressers, could have impaired elbow mobility. This was not evaluated in this present cohort.

Conclusion

We found an association between BMI, age, hyperlaxity, arm, and forearm circumferences, as well as elbow ROM, in healthy adults. Among these factors, BMI and forearm circumference seem to have a greater effect on ROM. Women had more flexion than men. No clear association was found between the laterality—or hand dominance—and elbow ROM.

References

- Ainsworth BE, Haskell WL, Whitt MC, Irwin ML, Swartz AM, Strath SJ, et al. Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(9 Suppl):S498-504.
- Akagi R, Takai Y, Kato E, Wakahara T, Ohta M, Kanehisa H, et al. Development of an equation to predict muscle volume of elbow flexors for men and women with a wide range of age. *Eur J Appl Physiol* 2010;108:689-94. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-009-1269-1>
- Aoki H, Demura S. Characteristics and lateral dominance of hand grip and elbow flexion powers in young male adults. *J Physiol Anthropol* 2008;27:201-6.
- Barnes CJ, Van Steyn SJ, Fischer RA. The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:242-6. <http://dx.doi.org/10.1067/mse.2001.115270>
- Beighton P, Grahame R, Bird H. [Joint instability: methods of measuring and epidemiology]. *Orthopade* 1984;13:19-24.
- Boyle KL, Witt P, Riegger-Krugh C. Intrarater and interrater reliability of the Beighton and Horan Joint Mobility Index. *J Athl Train* 2003;38:281-5.
- Chapleau J, Canet F, Petit Y, Laflamme G-Y, Rouleau D. Validity of goniometric elbow measurements; comparative study with a radiographic method. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:3134-40. <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-011-1986-8>
- Conte AL, Marques AP, Casarotto RA, Amado-Joao SM. Handedness influences passive shoulder range of motion in nonathlete adult women. *J Manipulative Physiol Ther* 2009;32:149-53. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.12.006>
- Docherty MA, Schwab RA, Ma OJ. Can elbow extension be used as a test of clinically significant injury? *South Med J* 2002;95:539-41.
- Escalante A, Lichtenstein MJ, Hazuda HP. Determinants of shoulder and elbow flexion range: results from the San Antonio Longitudinal Study of Aging. *Arthritis Care Res* 1999;12:277-86.
- Fleiss J. *The desing and analysis of clinical experiments*. Toronto: John Wiley and Sons; 1986. ISBN: 0471820474.
- Golden DW, Wojcicki JM, Jhee JT, Gilpin SL, Sawyer JR, Heyman MB. Body mass index and elbow range of motion in a healthy pediatric population: a possible mechanism of overweight in children. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 2008;46:196-201. <http://dx.doi.org/10.1097/MPG.0b013e31812f568b>
- Gunal I, Kose N, Erdogan O, Gokturk E, Seber S. Normal range of motion of the joints of the upper extremity in male subjects, with special reference to side. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78:1401-4.
- Hughes SL, Seymour RB, Campbell RT, Huber G, Pollak N, Sharma L, et al. Long-term impact of Fit and Strong! on older adults with osteoarthritis. *Gerontologist* 2006;46:801-14.
- Intolo P, Milosavljevic S, Baxter DG, Carman AB, Pal P, Munn J. The effect of age on lumbar range of motion: a systematic review. *Man Ther* 2009;14:596-604. <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2009.08.006>
- Jansen MJ, Viechtbauer W, Lenssen AF, Hendriks EJ, de Bie RA. Strength training alone, exercise therapy alone, and exercise therapy with passive manual mobilisation each reduce pain and disability in people with knee osteoarthritis: a systematic review. *J Physiother* 2011;57:11-20. [http://dx.doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70002-9](http://dx.doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70002-9)
- Johnson SM, Robinson CM. Shoulder instability in patients with joint hyperlaxity. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:1545-57. <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.H.00078>
- Lennon RI, Riyat MS, Hilliam R, Anathkrishnan G, Alderson G. Can a normal range of elbow movement predict a normal elbow x ray? *Emerg Med J* 2007;24:86-8.
- Leszko F, Hovinga KR, Lerner AL, Komistek RD, Mahfouz MR. In vivo normal knee kinematics: is ethnicity or gender an influencing factor? *Clin Orthop Relat Res* 2010;469:95-106. <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-010-1517-z>
- Lin CC, Ju MS, Huang HW. Gender and age effects on elbow joint stiffness in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:82-5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2003.12.027>
- London JT. Kinematics of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:529-35.
- Longo UG, Franceschi F, Loppini M, Maffulli N, Denaro V. Rating systems for evaluation of the elbow. *Br Med Bull* 2008;87:131-61.
- Macedo LG, Magee DJ. Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities. *J Manipulative Physiol Ther* 2008;31:577-82.
- Macedo LG, Magee DJ. Effects of age on passive range of motion of selected peripheral joints in healthy adult females. *Physiother Theory Pract* 2009;25:145-64.

25. Morrey BF, Sanchez-Sotelo J. *The elbow and its disorders*. 4th ed. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2008. ISBN: 1416029028.
26. Nolan M, Nitz J, Choy NL, Illing S. Age-related changes in musculoskeletal function, balance and mobility measures in men aged 30-80 years. *Aging Male* 2010;13:194-201. <http://dx.doi.org/10.3109/13685531003657818>
27. Park W, Ramachandran J, Weisman P, Jung ES. Obesity effect on male active joint range of motion. *Ergonomics* 2010;53:102-8.
28. Remvig L, Jensen DV, Ward RC. Epidemiology of general joint hypermobility and basis for the proposed criteria for benign joint hypermobility syndrome: review of the literature. *J Rheumatol* 2007; 34:804-9.
29. Sanchez-Garcia S, Garcia-Pena C, Duque-Lopez MX, Juarez-Cedillo T, Cortes-Nunez AR, Reyes-Beaman S. Anthropometric measures and nutritional status in a healthy elderly population. *BMC Public Health* 2007;7:2. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2458-7-2>
30. Seacrist T, Saffioti J, Balasubramanian S, Kadlowec J, Sterner R, Garcia-Espana JF, et al. Passive cervical spine flexion: the effect of age and gender. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2012;27:326-33. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.012>
31. Smits-Engelsman B, Klerks M, Kirby A. Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. *J Pediatr* 2011;158:119-23. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpeds.2010.07.021>. 123 e1-4.
32. Trudelle-Jackson E, Fleisher LA, Borman N, Morrow JR Jr, Frierson GM. Lumbar spine flexion and extension extremes of motion in women of different age and racial groups: the WIN Study. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010;35:1539-44. <http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181b0c3d1>
33. van den Heuvel SG, Heinrich J, Jans MP, van der Beek AJ, Bongers PM. The effect of physical activity in leisure time on neck and upper limb symptoms. *Prev Med* 2005;41:260-7. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ypmed.2004.11.006>
34. Wojna D, Anwajler J, Mladzka I, Ostrowska B, Skolimowski T. Impact of physiotherapy on the functional status of elbow and knee joints and quality of life in patients with hemophilia. *Ortop Traumatol Rehabil* 2006;8:315-22.
35. Wood LE, Dixon S, Grant C, Armstrong N. Elbow flexion and extension strength relative to body or muscle size in children. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:1977-84.
36. World Health Organization. Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation. *World Health Organ Tech Rep Ser* 2000;894:i-xii. 1-253.
37. Wright RW, Steger-May K, Wasserlauf BL, O'Neal ME, Weinberg BW, Paletta GA. Elbow range of motion in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 2006;34:190-3. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546505279921>

