



HAL
open science

Évaluation expérimentale sur os sec de l'utilisation de l'imagerie bi-plane pour le diagnostic et le suivi des dyskinésies scapulo-thoraciques

Paul-Maxime Lacroix

► **To cite this version:**

Paul-Maxime Lacroix. Évaluation expérimentale sur os sec de l'utilisation de l'imagerie bi-plane pour le diagnostic et le suivi des dyskinésies scapulo-thoraciques. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02493483

HAL Id: dumas-02493483

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02493483>

Submitted on 27 Feb 2020

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

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

Thèse pour l'obtention du
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement le 18 octobre 2019 à Bordeaux

Par M. Paul-Maxime LACROIX

Né le 20 décembre 1990 à Périgueux

Évaluation expérimentale sur os sec de l'utilisation de l'imagerie bi-plane pour
le diagnostic et le suivi des dyskinésies scapulo-thoraciques

Directeur de thèse et membre du jury

Monsieur le Docteur Anselme BILLAUD

Professeur Thierry FABRE

Président

Professeur Jean-Charles LE-HUEC

Juge

Professeur Olivier HAUGER

Juge

Docteur Alexandra ERBLAND

Juge

Professeur Dominique CHAUVEAUX

Rapporteur

Remerciements :

A mon jury :

Professeur Thierry FABRE : Merci d'avoir accepté de présider mon jury, d'avoir été à l'écoute lors de la réalisation de cette thèse. Merci pour vos enseignements quotidiens dans le service.

Professeur Jean-Charles LE-HUEC : Merci de m'avoir accueilli dans votre service au début de mon internat. Merci de m'avoir soutenu dans ma volonté de faire de la chirurgie du membre supérieur. Et merci d'avoir accepté de juger ce travail.

Professeur Olivier HAUGER : Merci de m'avoir permis d'utiliser l'appareil EOS pour réaliser ce travail. Et merci d'avoir accepté de juger ce travail.

Docteur Alexandra ERBLAND : Merci pour la transmission de ton savoir en chirurgie du membre supérieur. Merci de m'avoir laissé opérer à tes côtés. Et merci d'être dans mon jury aujourd'hui.

Docteur Anselme BILLAUD : Merci de m'avoir accompagné lors de mes premiers pas en tant qu'interne. Merci de m'avoir transmis ta curiosité et ton intérêt pour la recherche en chirurgie de l'épaule. Merci de m'avoir encadré dans ce travail de thèse.

Professeur Dominique CHAUVEAUX : Merci pour le dynamisme dont vous faites preuve à l'école de chirurgie. Merci pour votre implication dans l'enseignement de la chirurgie virtuelle. Et merci d'avoir accepté d'être mon rapporteur.

A mes maîtres :

Docteur Marie-Laure ABI-CHAHLA : merci pour tout le savoir théorique et pratique que tu transmets quotidiennement en chirurgie de la main et du poignet.

Docteur Vincent SOUILLAC : merci pour tes enseignements en chirurgie de la hanche et pour les petits déjeuners partagés dans le service.

Docteur Raphael DE-BARTOLO : merci pour tes enseignements en chirurgie du membre inférieur et pour tes « trucs et astuces » en traumatologie.

Docteur Henri DURRAFFOUR : merci pour votre transmission de votre rigueur chirurgicale à toute épreuve et vos bons conseils de travail en début d'internat.

Docteur Bruno ZIPOLI : merci pour votre enseignement pratique en chirurgie de l'épaule et pour les côtes de bœuf au RockFood.

Docteur Damien RIBEYRE : merci pour votre accueil dans votre service, pour vos bons conseils en traumatologie.

Docteur Gaël LEDOYER : merci de m'avoir transmis les bases de la chirurgie vasculaire, merci pour votre gentillesse et merci pour les repas partagés au Txotx.

Docteur Mohamed FAIK : merci pour votre bonne humeur et la transmission de votre savoir pour les chambres implantables et en plaies et cicatrisation.

Professeur Yan LEFEVRE : merci pour tes enseignements en chirurgie pédiatrique.

Docteur Abdelfettah LALIOUI : merci pour ta bonne humeur et pour ton compagnonnage chirurgical.

Docteur Clémence PFIRRMANN : merci pour ton savoir en chirurgie pédiatrique et tes bons conseils pour la gestion des enfants et de leurs parents.

Mais aussi aux Dr Eric HAMMEL, Dr Igor BENEZIS, Dr Gilles MOURET, Pr Philippe PELISSIER, Dr Camille POUJARDIEU, Dr Hussein CHOUGHRI, Dr Anne CERNIER, Dr Jean-Roger PONTAILLER.

A ma famille :

A mon père, parti trop tôt, à qui je dois ma vision de la médecine, ma manière de travailler. Merci de m'avoir transmis tout ton amour et ton amour des autres. Partager ton titre de docteur en médecine me donne l'impression de me rapprocher de toi.

A ma mère, que je ne remercierai jamais assez. Pour tout l'amour que tu as transmis à tes quatre enfants. Pour ton écoute et ton accompagnement.

A Charlotte, ma sœur aînée. Merci d'avoir accomplie ton rôle de première de fratrie. Merci de m'avoir protégé et accompagné depuis ma première année de médecine.

A Joséphine, ma deuxième sœur, le deuxième docteur de la famille, même si ce n'est pas en médecine. Merci d'avoir partagé avec moi ta curiosité pour les sciences, sauf la géologie, et la science-fiction.

A Marie-Alix, ma petite sœur, toujours présente pour les autres. Merci de m'avoir soutenu pendant ces longues années d'étude.

A Nicolas, Cédric et Thibaut. Merci pour votre bonne humeur et ces bons moments partagés.

A mon grand-père que je remercie pour m'avoir initié très tôt au bricolage, au travail du bois et pour m'avoir appris à essayer de tout réparer.

A ma grand-mère pour tes bons repas du dimanche pendant mon externat.

A ceux présents pour moi depuis longtemps :

Xavier, Marika, Damien, Constant, Solène : pour tous ces moments partagés ensemble.

Philippe, Sandrine, Maxime, Charles-Hugo, Pierre-Antoine et Arnaud : pour tous ces bons moments.

A mes amis :

David : pour ta présence en toute circonstance, ta bonne humeur, tes pâtes à la Fourme d'Ambert dans ma chambre d'internat, pour tous ces films vus ensemble.

Dédé : pour ta bonne humeur et ton sourire, pour ta motivation inépuisable.

Tony : pour cette rencontre il y a onze ans sur les bancs de la fac. Pour cette passion commune pour la chirurgie et l'anatomie.

Elie : pour ces bières partagées, pour ces week-end de glisse passés et à venir.

Thomas : pour ces bonnes soirées, et ton savoir à toute épreuve en neurologie.

A mes co-internes :

Leco : merci pour tous ces semestres partagés, pour ta bonne humeur, pour tes aménagements des différents bureaux. Je suis heureux de savoir qu'on fera une partie de notre clinicat ensemble.

Petito : merci pour tes enseignements, pour m'avoir très tôt appris que quelle que soit la difficulté d'une garde ou d'un bloc « demain il fera jour ».

Cécile et Moshi : merci pour ces bons moments. Et merci d'avoir pris le temps de m'aider lors de la réalisation des mesures pour cette thèse.

Dani, Garcita, Campi, Mazas : merci pour ces moments partagés en stage ou en dehors.

Merci aussi Legallus, Prieur, Alison, LeVignoble, Jordan, Segignol, Sommeil, Lavignac, Meynard, Matio, Gabi, Pinpin, César.

A mes chefs :

Morgane pour ta bonne humeur, Thomas pour ton savoir, Clément pour tes trucs et astuces, Paul pour tes bons conseils, Nico pour un petit pays comme le nôtre.

Cadennos pour me répéter que la chirurgie de l'épaule c'est simple, Azzo pour tous tes bons conseils au travail et en dehors et la « Pau-family », Dias pour ces semestres partagés et ton savoir inestimable en pied, Lebecqueman pour tes enseignements et ton repas de Noël, Mathias pour tes concepts et ton savoir, Xavier pour que tous soit hyper-satisfaisant, Edouard pour tes bons conseils en épaule.

A Wendy, Rigal et Cogniet pour avoir essayé de m'apprendre quelque chose en rachis.

Aux secrétaires du 6 et du 8 pour leur bonne humeur.

A Stéphane : merci pour le temps passé à l'EOS pour réaliser tous ces clichés.

A tous ceux que j'ai oublié en rédigeant ces remerciements ...

A mon amour, ma Charlotte :

Merci de m'accompagner chaque jour dans tout ce que j'entreprends.

Merci de croire en moi. Merci de trouver les mots lorsque ma motivation s'épuise.

Le reste de la page reste blanche pour symboliser tout ce qu'on a encore à écrire ensemble.

Je t'aime.

Table des matières

I. Introduction :	9
1. Position physiologique de la scapula et cinématique normale :	9
2. Dyskinésies scapulo-thoraciques :	10
a. Définition :	10
b. Étiologies :	11
c. Classification :	11
3. Le système EOS-Imaging :	15
4. EOS et imagerie de l'épaule :	16
5. Hypothèses et objectif de travail :	16
II. Matériel et Méthode :	17
1. Élaboration du modèle anatomique :	17
a. Construction du référentiel thoracique :	17
b. Assemblage des épaules :	20
c. Création des dyskinésies :	21
2. Acquisition des images :	23
a. Appareil d'acquisition :	23
b. Placement du modèle :	23
c. Acquisitions :	24
3. Analyse des images :	24
4. Analyses statistiques :	25
III. Résultats	26
1. Reproductibilité inter-observateurs :	26
2. Reproductibilité intra-observateur :	26
3. Valeurs angulaires :	27
a. Position physiologique :	27
b. Dyskinésie de type 1 :	27
c. Dyskinésie de type 2 :	28
d. Dyskinésie de type 3 :	29
4. Schéma évolutif des angles en fonction du type de dyskinésie :	30
IV. Discussion :	30
V. Conclusions :	35
BIBLIOGRAPHIE	36
<i>Serment d'Hippocrate</i>	38
<i>Résumé</i>	39

Table des illustrations

Figure 1 : Illustration des mouvements de rotation de la scapula. A : rotation interne. B : rotation supérieure. C : inclinaison postérieure. (Copyright © 2009, The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc.).....	10
Figure 2 : A : Dyskinésie de type 1. B : Dyskinésie de type 2. C : Dyskinésie de type 3.	11
Figure 3 : A : Mesure de la longueur de l'épine de la scapula (LSS) et de la distance entre le bord supérieur de l'épine de la scapula et la partie supérieure du processus coracoïde (CUSD). B : angle entre le bord supérieur de l'épine et l'horizontale (SURA).....	13
Figure 4 : A : angle de rotation supérieure. B : angle de rotation interne. C : angle d'inclinaison antérieure. D : angle d'élévation. E : angle de protraction	14
Figure 5 : appareil EOS	16
Figure 6 : démontage des pièces radio-opaques	18
Figure 7 : reproduction de la courbure de la tige en acier sur une plaque de bois MDF	18
Figure 8 : nouvelle tige centrale en bois MDF	19
Figure 9 : remontage sur l'axe en MDF à l'aide de fil de nylon	19
Figure 10 : Assemblage complet du tronc.....	20
Figure 11 : velcro recouvrant les arcs postérieurs des côtes et la face costale de la scapula ...	21
Figure 12 : placement visuellement symétrique des scapula reproduisant une position physiologique	22
Figure 13 : cale de 20 mm relevant l'angle inférieur de la scapula	22
Figure 14 : cales en polystyrène de 20mm relevant le bord spinal de la scapula.....	23
Figure 15 : modèle placé contre la paroi postérieure et orienté de 40° par rapport à l'émetteur de face	24
Figure 16 : courbes de régression linéaire, valeur angulaire en fonction de l'épaisseur de cale pour les dyskinésies de type 1	28
Figure 17 : courbes de régression linéaire, valeur angulaire en fonction de l'épaisseur de cale pour les dyskinésies de type 2	29
Figure 18 : courbes de régression linéaire, valeur angulaire en fonction de l'élévation de la scapula	30
Tableau 1 : reproductibilité inter et intra observateur des différentes méthodes d'évaluation des dyskinésies scapulo-thoraciques retrouvées dans la littérature	32
Tableau 2 : valeurs moyennes des angles scapulo-thoraciques retrouvés dans la littérature en position de repos.....	32

I. Introduction :

Les douleurs de l'épaule sont un motif fréquent de consultation en médecine générale et en chirurgie orthopédique. Qu'elles s'inscrivent dans un contexte de traumatisme récent ou ancien, ou en l'absence de tout traumatisme, les hypothèses diagnostiques orientent souvent vers une pathologie de la coiffe des rotateurs ou une instabilité.

Une étiologie reste souvent méconnue, la dyskinésie scapulo-thoracique.

Il s'agit d'une anomalie de la statique de la scapula ou de sa cinématique au cours d'un mouvement gléno-huméral combiné au mouvement scapulo-thoracique (1).

1. Position physiologique de la scapula et cinématique normale :

La scapula est reliée au thorax par la clavicule au moyen de deux articulations : sterno-claviculaire et acromio-claviculaire. Elle réalise également un glissement sur la cage thoracique au moyen d'un espace de glissement : la syssarcose scapulo-thoracique.

Elle se situe, en position de repos, en regard de la 2^e et la 7^e côte.

On définit 3 mouvements angulaires possibles de la scapula par rapport au thorax (Figure 1) (2) :

-la rotation interne/externe : correspondant à la rotation de la scapula amenant la glène vers l'avant (rotation interne) ou vers l'arrière (rotation externe) autour d'un axe vertical passant dans le plan de la scapula.

-la rotation supérieure/inférieure : correspondant à la rotation de la scapula amenant la glène vers le haut (rotation supérieure) ou vers le bas (rotation inférieure) autour d'un axe horizontal perpendiculaire au plan de la scapula.

-l'inclinaison (tilt) antérieure/postérieure : correspondant à la rotation de la scapula autour d'un axe horizontal compris dans le plan de la scapula.

On ajoute à cela 2 mouvements de glissement de la scapula sur le thorax :

-l'élévation/abaissement : déplacement de la scapula sur un axe vertical vers le haut ou le bas respectivement.

-la protraction/rétraction : déplacement de la scapula sur un axe horizontal vers l'avant ou vers l'arrière respectivement.

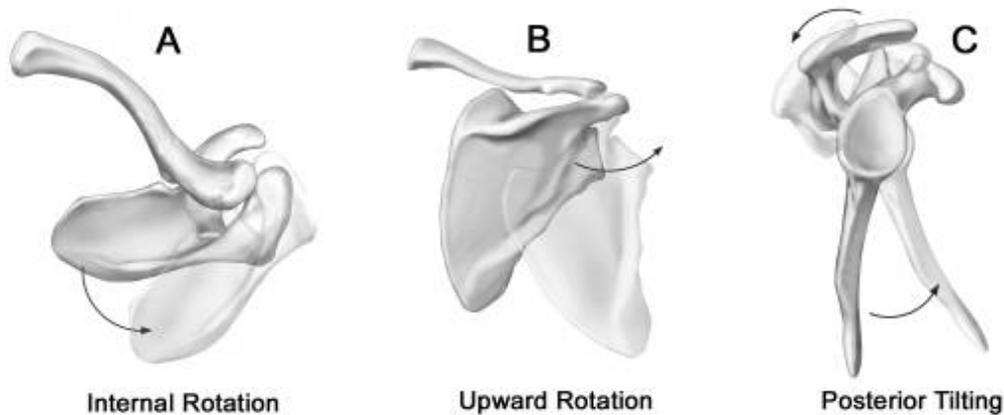


Figure 1 : Illustration des mouvements de rotation de la scapula. A : rotation interne. B : rotation supérieure. C : inclinaison postérieure. (Copyright © 2009, The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc.)

Ludewig et al. (2) retrouvent dans leur étude sur le mouvement tridimensionnel de la scapula les valeurs suivantes en position de repos (bras le long du corps) :

- rotation interne : $41,1^{\circ} \pm 2^{\circ}$
- rotation supérieure : $5,4^{\circ} \pm 1^{\circ}$
- inclinaison antérieure : $13,5^{\circ} \pm 2^{\circ}$

Au cours d'un mouvement d'élévation dans le plan de la scapula les auteurs rapportent :

- une diminution de la rotation interne de 2° en moyenne.
- une majoration de la rotation supérieure de 39° en moyenne.
- une inclinaison postérieure de 21° en moyenne.

Au cours d'une élévation dans le plan sagittal (flexion ou élévation antérieure) :

- une majoration de 7° en moyenne de la rotation interne par rapport à l'élévation dans le plan de la scapula.

Au cours d'une élévation dans le plan coronal (abduction) :

- une diminution de $7,5^{\circ}$ en moyenne de la rotation interne par rapport à l'élévation dans le plan de la scapula.

2. Dyskinésies scapulo-thoraciques :

a. Définition :

Il s'agit d'une anomalie de la statique de la scapula ou de sa cinématique au cours d'un mouvement gléno-huméral combiné au mouvement scapulo-thoracique (1).

b. Étiologies :

Elles peuvent être la conséquence de lésion osseuses (fractures, pseudarthroses ou cal vicieux au niveau de la clavicule ou de la scapula), articulaires (disjonction sterno-claviculaire ou acromio-claviculaire), musculaires (rétraction tendineuse du chef court du biceps brachial ou du petit pectoral) ou neurologiques (atteinte du nerf thoracique long ou du nerf accessoire XI) (1,3,4).

On les retrouve également lors de pathologies douloureuses de l'épaule (conflit sous-acromial, atteinte de la coiffe des rotateurs, instabilité gléno-humérale) et dans les pathologies d'hypersollicitation de l'épaule des sportifs de lancer.

Dans certains cas elles peuvent être présentes en l'absence de toute autre anomalie retrouvée au niveau de l'épaule.

c. Classification :

Kibler et al. (1,4) proposent d'évaluer les dyskinésies scapulo-thoraciques par l'observation visuelle du sujet, torse nu, vu de dos, d'abord les bras en position de repos le long du corps, puis en exécutant des mouvements d'élévation et d'abaissement des membres supérieurs dans le plan de la scapula.

Cette observation peut mettre en évidence 3 types d'anomalies (Figure 2) :

-type 1 : correspondant à une proéminence de l'angle inférieur de la scapula, qui traduit un excès d'inclinaison antérieure.

-type 2 : correspondant à une proéminence du bord médial de la scapula, qui traduit un excès de rotation interne.

-type 3 : correspondant à une proéminence de l'angle supéro-médial de la scapula, qui traduit un excès d'élévation.

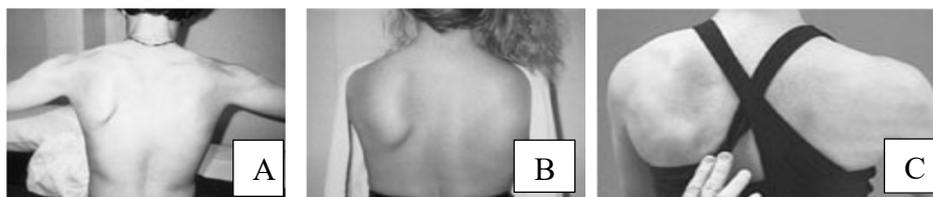


Figure 2 : A : Dyskinésie de type 1. B : Dyskinésie de type 2. C : Dyskinésie de type 3(1).

Si cette classification est considérée comme le gold standard actuellement, elle présente une reproductibilité inter-observateur modérée : coefficient kappa 0,49-0,64 dans l'étude de Huang et al. (5) et 0,59 dans l'étude de Christiansen et al. (6).

Une étude récente de Wassinger et al. (7) retrouvait une sensibilité de 35% et une spécificité de 60%.

d. Méthodes paracliniques :

i. Capteurs électromagnétiques :

Van Den Noort et al. (8) proposent une méthode alternative pour évaluer les dyskinésies en utilisant des capteurs électromagnétiques fixé sur la peau en regard de reliefs osseux d'intérêt. Cependant, Matsui et al. (9) retrouvent une déviation des capteurs placés sur la peau par rapport à leurs points osseux d'intérêt pouvant aller jusqu'à 87 mm au cours d'un mouvement d'élévation complet. Bourne et al. (10) ont mis au point un facteur de correction cutané permettant de diviser par 3 cette déviation.

L'utilisation de broches placées directement dans l'acromion et l'épine de la scapula permet d'augmenter la précision de la méthode mais constitue une méthode invasive non utilisable en pratique clinique quotidienne (11).

ii. Examens utilisant des rayonnements ionisants :

1. Radiographie de face :

Chen et al. (12) proposent une méthode de diagnostic des dyskinésies scapulo-thoraciques en utilisant une radiographie thoracique de face prenant les deux épaules.

Les rotations scapulaires sont mesurées à l'aide de deux longueurs et un angle déterminé à partir des travaux de Endo et al. (13,14).

La mesure de la longueur de l'épine de la scapula (Length of the scapular spine line : LSS) permet d'apprécier la rotation interne/externe de la scapula. La mesure de la distance entre la tangente à l'épine de la scapula et sa parallèle passant par le bord supérieur du processus coracoïde (coracoid upward shift distance : CUSD) permet d'apprécier l'inclinaison antérieure/postérieure. La mesure de l'angle entre la tangente à l'épine de la scapula et

l'horizontale permet d'apprécier la rotation supérieure/inférieure (scapular upward rotation angle : SURA) (Figure 3).

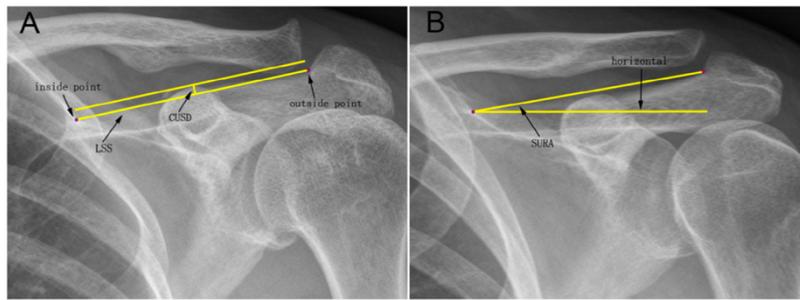


Figure 3 : A : Mesure de la longueur de l'épine de la scapula (LSS) et de la distance entre le bord supérieur de l'épine de la scapula et la partie supérieure du processus coracoïde (CUSD). B : angle entre le bord supérieur de l'épine et l'horizontale (SURA)(12).

Cette méthode présente une excellente reproductibilité inter et intra-observateur (0,95-0,99 et 0,98-0,99 respectivement).

La mesure CUSD est un paramètre sensible dans le diagnostic de la dyskinésie de type 1 et la LSS de la dyskinésie de type 2.

En revanche elle ne permet pas le diagnostic de la dyskinésie de type 3.

2. Méthode scannographique :

Park et al. (15) rapportent en 2013 une méthode diagnostique des dyskinésies scapulo-thoraciques basée sur un examen scannographique, réalisé en décubitus dorsal.

Les coupes scannographiques incluent les deux scapula, et le thorax. Elles permettent une reconstruction 3D.

Ils définissent cinq angles permettant d'analyser les différents mouvements de la scapula (Figure 4) :

-l'angle de rotation supérieur (UR : upward rotation angle) : angle entre la droite reliant l'articulation acromio-claviculaire et la racine de l'épine et la droite passant par C7 et T7 sur une vue postérieure ;

-l'angle de rotation interne (IR : internal rotation angle) : angle entre la droite passant par les deux articulations acromio-claviculaires et la droite passant par l'articulation acromio-claviculaire et la racine de l'épine de la scapula d'intérêt sur une vue supérieure ;

-l'angle d'inclinaison antérieure (AT : anterior tilting angle) : angle entre la droite passant par l'angle inférieur de la scapula et parallèle au bord spinal de la scapula sur une vue latérale ;

-l'angle de translation supérieure (ST : superior translation angle) : angle entre la droite passant par l'articulation acromio-claviculaire et le processus épineux de C7 et la droite passant par C7 et T7 sur une vue postérieure ;

-l'angle de protraction (PRO : protraction angle) : angle entre la droite passant par l'articulation acromio-claviculaire et le centre du corps vertébral de C7 et la droite parallèle à l'axe vertébral C7-T7.

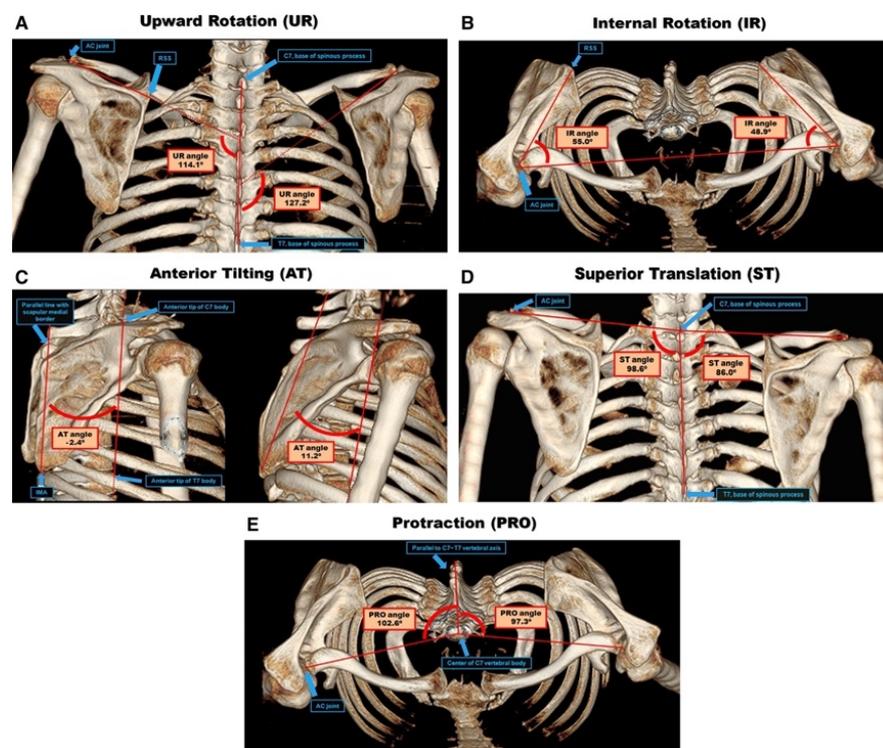


Figure 4 : A : angle de rotation supérieure. B : angle de rotation interne. C : angle d'inclinaison antérieure. D : angle d'élévation. E : angle de protraction(15).

Cette méthode présente une excellente reproductibilité intra-observateur (ICC = 0,986) et inter-observateur (ICC = 0,972).

Il existe une différence significative dans les valeurs des angles de rotation supérieure et de translation supérieure dans la dyskinésie de type 3 en comparaison des autres types de dyskinésies ($p < 0,001$). Il existe également une différence significative dans la valeur de l'angle de rotation interne dans la dyskinésie de type 2 ($p = 0,048$) et des angles d'inclinaison antérieure et de protraction dans la dyskinésie de type 1 ($p < 0,001$).

En 2014 la même équipe présente une nouvelle version de cette étude (16) mais en plaçant les sujets en décubitus ventral dans le scanner. Ils formulaient l'hypothèse que la position en décubitus dorsal de leur première étude était à l'origine d'une diminution de la protraction et de la rotation interne de par la gravité et la gêne mécanique provoquée par la présence de la table de scanner.

La reproductibilité intra-observateur et inter-observateur reste excellente dans cette nouvelle étude (ICC respectivement 0,988 et 0,981).

En revanche on observe une majoration significative de la protraction dans tous les groupes de dyskinésie faisant évoquer l'effet inverse recherché dans l'étude : le décubitus ventral majore la protraction. Les angles de translation supérieure et de rotation supérieure restent significativement plus élevés dans le groupe des dyskinésies de type 3. L'angle de rotation interne est significativement plus élevé dans le groupe de dyskinésie de type 2. Et l'angle de bascule antérieur significativement plus élevé dans le groupe des dyskinésies de type 1.

L'étude scannographique des dyskinésies présente donc une reproductibilité inter et intra-observateurs significativement plus élevée que la méthode clinique. Elle offre l'avantage de détecter les 3 types de dyskinésie contrairement à la méthode utilisant une radiographie de face.

Cependant on peut lui reprocher d'être fortement irradiante (produit dose-longueur compris entre 350 et 750 mGy-cm rapporté dans l'étude).

De plus les modifications de protraction et de rotation interne entre les études en décubitus ventral et dorsal peuvent laisser suggérer d'une manière plus générale que l'étude en décubitus induit des modifications par rapport à la méthode visuelle toujours réalisée chez un patient debout.

3. Le système EOS-Imaging :

Le système EOS permet de réaliser des radiographies basse dose du corps entier en position fonctionnelle. Cet équipement biplan repose sur le principe d'un balayage du patient par deux pinceaux de rayons X, détectés chacun par un détecteur issu d'une technologie propriétaire (Figure 5). En quelques secondes, l'examen EOS réalise deux clichés face-profil simultanés, à basse dose d'irradiation, d'une zone anatomique ou du corps entier.

La fonction Micro-Dose permet un gain supplémentaire de réduction de l'irradiation pour les clichés de suivi en pédiatrie. L'examen est réalisé dans la position fonctionnelle souhaitée par le médecin, debout ou le cas échéant assis sur la chaise radio-transparente EOS (17).



Figure 5 : appareil EOS

La station de travail sterEOS est dédiée à l'analyse des images biplan issues de l'examen EOS et à la mesure de paramètres cliniques tridimensionnels rendue possible par la simultanéité des deux images face et profil. Cette simultanéité permet également de développer un modèle 3D personnalisé du rachis et/ou du membre inférieur à partir des examens EOS basse dose ou Micro-Dose. Le modèle 3D rend possible le calcul automatique de plus de 100 paramètres cliniques utilisés dans le suivi des pathologies ostéo-articulaires et la chirurgie orthopédique (18).

4. EOS et imagerie de l'épaule :

En 2010, Ohl et al. (19) ont étudié la reproductibilité de points osseux d'intérêt pour étudier la cinématique gléno-humérale. En 2015 ils rapportaient une étude sur la modification de l'espace sous-acromial lors de l'élévation gléno-humérale (20).

Ces études montrent la faisabilité et l'intérêt de l'utilisation du système EOS-Imaging dans le diagnostic de pathologies gléno-humérale.

5. Hypothèses et objectif de travail :

On peut supposer que le système EOS pourrait présenter un intérêt dans l'étude de la position et du mouvement de la scapula par rapport au thorax :

1/L'utilisation de système d'imagerie bi-plane permettrait d'augmenter la reproductibilité et la précision du placement des points d'intérêt osseux par rapport à la radiographie standard.

2/L'étude du sujet en position debout dans l'appareil permettrait d'analyser la scapula en position fonctionnelle contrairement au scanner en position couché.

3/Enfin s'agissant d'un système base dose il permettrait le diagnostic et le suivi des dyskinésies scapulo-thoraciques avec une faible irradiation.

Les objectifs de notre étude sont :

1/Définir des angles permettant d'étudier la position de la scapula par rapport au thorax et déterminer leur reproductibilité à l'imagerie EOS.

2/Évaluer la corrélation entre ces angles et les 3 types de dyskinésies définis par Kibler.

3/Identifier des schémas de modification des angles scapulo thoraciques spécifiques à chaque type de dyskinésie et permettant de les distinguer.

II. Matériel et Méthode :

1. Élaboration du modèle anatomique :

a. Construction du référentiel thoracique :

Un squelette Stan A10, 3B Scientific®, (Référence 1020171) a été acquis pour l'étude. Le tronc était constitué des vertèbres et disques intervertébraux, le sacrum, les deux ilions, les côtes et le sternum. Le tronc était fourni préassemblé sur deux tiges en acier et les côtes maintenues par des systèmes de haubans métalliques. L'ensemble du tronc a été démonté pour exclure toutes les pièces métalliques radio-opaques (Figure 6).



Figure 6 : démontage des pièces radio-opaques

La courbure de la tige en acier sur laquelle était assemblé les vertèbres a été reproduite sur une plaque en bois MDF, épaisseur 8 mm, et découpée à l'aide d'une scie sauteuse (Figure 7 et Figure 8).



Figure 7 : reproduction de la courbure de la tige en acier sur une plaque de bois MDF



Figure 8 : nouvelle tige centrale en bois MDF

L'ensemble du tronc a été assemblé sur ce nouvel axe en bois. La tige horizontale a été remplacé par un tourillon en hêtre, diamètre 6mm, fixé dans le corps vertébral de T8 et le sternum.



Figure 9 : remontage sur l'axe en MDF à l'aide de fil de nylon

Les jonctions métalliques entre les différents os ont été remplacées par du fil de Nylon, diamètre 1mm, Standers® (Figure 9).

Trois haubans en nylon ont permis de restaurer l'équilibre du montage (1 hauban costal, 1 hauban reliant l'axe en MDF au niveau de T4 et le sternum au niveau de l'implantation du tourillon, 1 hauban reliant ce même niveau à la symphyse pubienne) (Figure 10).



Figure 10 : Assemblage complet du tronc

L'incisure jugulaire, le processus xiphoïde du sternum, les processus épineux de C7 et T12 ont été perforés à l'aide d'une mèche diamètre 4 mm afin d'y placer un marqueur radio-opaque (lest de pêche en plomb CAPERLAN® Réf : 4451971).

b. Assemblage des épaules :

Les arcs postérieurs et moyens des côtes 2 à 7 ont été recouvert d'un velcro ainsi que l'intégralité de la face costale des scapulas (Figure 11).



Figure 11 : velcro recouvrant les arcs postérieurs des côtes et la face costale de la scapula
Les têtes humérales ont été maintenues en regard des glènes à l'aide de fils de nylon.

c. Création des dyskinésies :

Un copieur de contour projeté Wolcraft® a été utilisé pour reproduire la courbure de la face postérieure des côtes.

La scapula gauche a été fixée à l'aide du velcro et non déplacée par la suite.

La scapula droite a été utilisée pour reproduire les différents types de dyskinésies.

i. Position physiologique :

La position physiologique de la scapula a été reproduite en repositionnant la scapula de manière à avoir visuellement une symétrie entre la scapula droite et la scapula gauche. 7 repositionnements ont été réalisés (Figure 12).



Figure 12 : placement visuellement symétrique des scapula reproduisant une position physiologique

ii. Dyskinésies de type 1 :

Un jeu de 7 cales en polystyrène, épaisseur 1mm, graduées de 5 mm en 5 mm (5 à 35 mm) a été découpé et recouvert de velcro afin de relever l'angle inférieur de la scapula (Figure 13).



Figure 13 : cale de 20 mm relevant l'angle inférieur de la scapula

iii. Dyskinésies de type 2 :

Deux jeux de 7 cales en polystyrène, épaisseur 1mm, graduées de 5 mm en 5 mm (5 à 35 mm) ont été découpés et recouverts de velcro afin de relever le bord spinal de la scapula (Figure 14).



Figure 14 : cales en polystyrène de 20mm relevant le bord spinal de la scapula

iv. Dyskinésie de type 3 :

Les dyskinésies de type 3 ont été reproduites à l'aide d'un double décimètre permettant d'élever la scapula de 5 mm en 5 mm à partir de sa position de repos (de 5 à 35 mm d'élévation).

2. Acquisition des images :

a. Appareil d'acquisition :

L'ensemble de l'étude a été réalisée au CHU de Bordeaux dans le service d'imagerie ostéo-articulaire.

L'acquisition des images a été réalisée sur l'appareil EOS system (EOS-Imaging, Paris, France) permettant l'acquisition simultanée de 2 clichés orthogonaux.

b. Placement du modèle :

Le modèle a été placé avec un angle de 40° degrés par rapport à l'un des émetteurs de l'appareil de manière à obtenir une vraie face et un vrai profil de la scapula droite (Figure 15).



Figure 15 : modèle placé contre la paroi postérieure et orienté de 40° par rapport à l'émetteur de face

c. Acquisitions :

28 acquisitions ont été réalisées :

- 7 acquisitions pour la position physiologique de la scapula
- 7 acquisitions pour les dyskinésies de type 1 : 5 à 35 mm de relèvement de l'angle inférieur (de 5 mm en 5 mm)
- 7 acquisitions pour les dyskinésies de type 2 : 5 à 35 mm de relèvement du bord spinal (de 5 mm en 5 mm)
- 7 acquisitions pour les dyskinésies de type 3 : 5 à 35 mm d'élévation (de 5 mm en 5 mm)

3. Analyse des images :

Les images bi-planaires ont été analysées à l'aide du logiciel sterEOS (EOS-imaging, Paris, France), version (1.6.5.8188, 2014).

La modélisation 3D a été utilisée afin de faire correspondre l'image de face avec le profil.

Les repères anatomiques scapulaires ont été : l'angle inférieur de la scapula (IMA) et la racine de l'épine de la scapula (SR) et la pointe du processus coracoïde (PC).

Les repères anatomiques thoraciques étaient constitués par les marqueurs plombés insérés au niveau des processus épineux de C7 et T12, l'incisure jugulaire (IJ) et le processus xiphoïde (PX) du sternum.

5 angles ont été définis pour l'étude :

-l'angle à 4 points T12-C7-IMA-SR pour évaluer le tilt antérieur-postérieur de la scapula : correspondant à l'angle 3D formé entre la droite reliant le processus épineux de T12 au processus épineux de C7 (plan thoracique) et la droite reliant l'angle inférieur de la scapula (IMA) et la racine de l'épine de la scapula (SR)

-l'angle à 4 points T12-PX-SR-PC pour évaluer la rotation interne-externe de la scapula : correspondant à l'angle 3D formé entre la droite reliant le processus épineux de T12 et le processus xiphoïde et la droite reliant la racine de l'épine de la scapula (SR) et le processus coracoïde (PC)

-l'angle à 4 points C7-T12-IMA-IMA pour évaluer l'élévation-abaissement de la scapula : correspondant à l'angle 3D formé entre la droite reliant le processus épineux de C7 et le processus épineux de T12 et la droite reliant les angles inférieurs des deux scapula (IMA)

-l'angle T12-C7 -SR-PC pour évaluer la rotation supérieure-inférieure de la scapula : correspondant à l'angle 3D formé entre la droite reliant le processus épineux de C7 et le processus épineux de T12 et la droite reliant la racine de l'épine de la scapula et le processus coracoïde

-l'angle C7-IJ-PC-PC pour évaluer la protraction-rétraction de la scapula : correspondant à l'angle 3D formé entre la droite reliant le processus épineux de C7 et l'incisure jugulaire du sternum et la droite reliant les deux processus coracoïdes.

Chaque mesure d'angle a été réalisée par 3 observateurs indépendants, internes en chirurgie orthopédique.

L'un des observateurs a réalisé 3 mesures à 3 jours d'intervalles des différents angles.

4. Analyses statistiques :

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel GraphPad Prism version 8.2.0 pour Mac, GraphPad Software, San Diego, California USA, www.graphpad.com et du logiciel Excel version 16.27 pour Mac, Microsoft®.

La concordance inter-observateur est définie comme le degré de concordance entre plusieurs observateurs évaluant une même entité. La concordance inter-observateurs a été évaluée en calculant le coefficient de corrélation intra-classe. La concordance inter-observateurs est définie comme faible (<0,0), légère (0,0-0,2), juste (0,21-0,4), modérée (0,41-0,6), importante (0,61-0,8) et presque parfaite (0,81-1,0)(21).

La concordance intra-observateur est définie comme le degré de concordance entre plusieurs mesures d'une même entité réalisées par un même observateur. La concordance intra-observateur a été évaluée en calculant le coefficient de corrélation intra-classe.

La position physiologique de la scapula a été déterminée en calculant à la moyenne et l'écart-type des différents angles étudiés.

Une analyse de régression linéaire a été réalisée afin d'étudier la variation des différents angles étudiés en fonction de l'importance des déplacements générés par les cales. Le coefficient de corrélation R de Pearson a été calculé comme la racine carrée de R^2 .

III. Résultats

1. Reproductibilité inter-observateurs :

La reproductibilité inter-observateur pour l'ensemble des 5 angles mesurés était presque parfaite :

Pour l'angle T12C7IMASR elle était de 0,97 (IC95% 0,92-0,99)

Pour l'angle T12PXSRPC elle était de 0,97 (IC95% 0,96-0,98)

Pour l'angle C7T12IMAIMA elle était de 0,98 (IC95% 0,98-0,99)

Pour l'angle T12C7SRPC elle était de 0,97 (IC95% 0,96-0,98)

Pour l'angle C7IJCPC elle était de 0,96 (IC95% 0,95-0,98)

2. Reproductibilité intra-observateur :

La reproductibilité intra-observateur pour l'ensemble des 5 angles mesurés était presque parfaite :

Pour l'angle T12C7IMASR elle était de 0,99 (IC95% 0,99-0,99)

Pour l'angle T12PXSRPC elle était de 0,99 (IC95% 0,99-0,99)

Pour l'angle C7T12IMAIMA elle était de 0,99 (IC95% 0,99-0,99)

Pour l'angle T12C7SRPC elle était de 0,99 (IC95% 0,99-0,99)

Pour l'angle C7IIPCPC elle était de 0,99 (IC95% 0,99-0,99)

3. Valeurs angulaires :

a. Position physiologique :

-angle T12C7IMASR : moyenne 16,33° (sd 1,64° +/- 12,20-19,40°)

-angle T12PXSRPC : moyenne 44,27° (sd 1,93° +/- 40,00-47,10°)

-angle C7T12IMAIMA : moyenne 88,32° (sd 1,17° +/- 86,30-90,50°)

-angle T12C7SRPC : moyenne 101,81° (sd 2,92° +/- 98,10-110,00°)

-angle C7IIPCPC : moyenne 90,26 ° (sd 2,39° +/- 86,00-95,00°)

b. Dyskinésie de type 1 :

Les angles de rotation supérieure, rotation interne, d'inclinaison antérieure, de protraction et d'élévation étaient augmentés proportionnellement à la hauteur de la cale et il existait une corrélation linéaire statistiquement significative entre cette augmentation et la hauteur de la cale.

En définissant x comme l'épaisseur de la cale en mm et y la valeur angulaire, les paramètres de la régression linéaire étaient les suivant avec R coefficient de corrélation linéaire (Figure 16) :

- angle T12C7IMASR : $y = 0,48x + 14,05$. $R^2 = 0,89$. $R = 0,94$

-angle T12PXSRPC : $y = 0,54x + 41,60$. $R^2 = 0,92$. $R = 0,96$

-angle C7T12IMAIMA : $y = 0,23x + 88,11$. $R^2 = 0,8$. $R = 0,89$

-angle T12C7SRPC : $y = 0,67x + 97,69$. $R^2 = 0,91$. $R = 0,95$

-angle C7IIPCPC : $y = 0,25x + 85,74$. $R^2 = 0,92$. $R = 0,96$

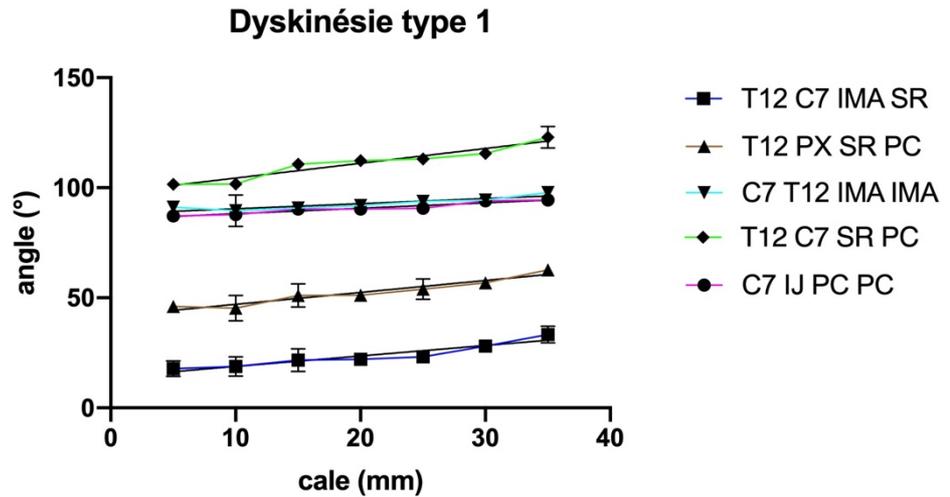


Figure 16 : courbes de régression linéaire, valeur angulaire en fonction de l'épaisseur de cale pour les dyskinésies de type 1

c. Dyskinésie de type 2 :

Les angles de rotation supérieure, d'élévation et de rotation interne étaient augmentés proportionnellement à la hauteur de la cale et il existait une corrélation linéaire statistiquement significative entre cette augmentation et la hauteur de la cale.

Il existait un ajustement modéré du modèle de régression linéaire pour l'angle de protraction et faible pour l'angle d'inclinaison antérieure.

En définissant x comme l'épaisseur de la cale en mm et y la valeur angulaire, les paramètres de la régression linéaire étaient les suivants avec R coefficient de corrélation linéaire (Figure 17) :

- angle T12C7IMASR : $y = 0,04x + 10,95$. $R^2 = 0,02$. $R = 0,14$
- angle T12PXSRPC : $y = 0,29x + 33,89$. $R^2 = 0,73$. $R = 0,85$
- angle C7T12IMAIMA : $y = 0,37x + 85,91$. $R^2 = 0,93$. $R = 0,96$
- angle T12C7SRPC : $y = 0,44x + 91,12$. $R^2 = 0,79$. $R = 0,89$
- angle C7IJPCPC : $y = -0,08x + 87,14$. $R^2 = 0,28$. $R = 0,52$

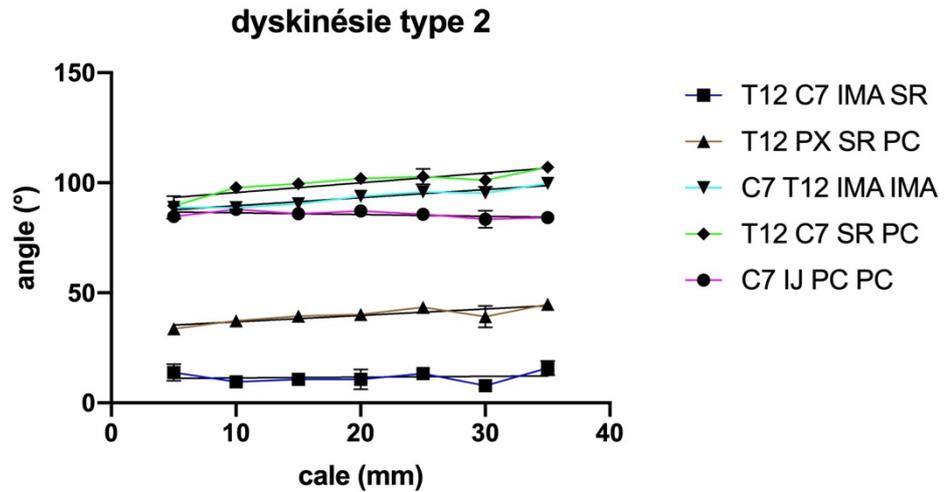


Figure 17 : courbes de régression linéaire, valeur angulaire en fonction de l'épaisseur de cale pour les dyskinésies de type 2

d. Dyskinésie de type 3 :

Les angles d'inclinaison antérieure, d'élévation et de rotation interne étaient augmentés proportionnellement à la hauteur de la cale et il existait une corrélation linéaire statistiquement significative entre cette augmentation et la hauteur de la cale.

Il existait un ajustement modéré du modèle de régression linéaire pour l'angle de rotation supérieure et faible pour l'angle de protraction.

En définissant x comme l'épaisseur de la cale en mm et y la valeur angulaire, les paramètres de la régression linéaire étaient les suivants avec R coefficient de corrélation linéaire (Figure 18) :

- angle T12C7IMASR : $y = 0,68x + 11,50$. $R^2 = 0,94$. $R = 0,97$
- angle T12PXSRPC : $y = 0,49x + 42,53$. $R^2 = 0,86$. $R = 0,93$
- angle C7T12IMAIMA : $y = 0,60x + 91,24$. $R^2 = 0,93$. $R = 0,96$
- angle C7T12SRPC : $y = 0,42x + 100,50$. $R^2 = 0,43$. $R = 0,66$
- angle C7IJPCPC : $y = 0,02x + 90,57$. $R^2 = 0,01$. $R = 0,1$

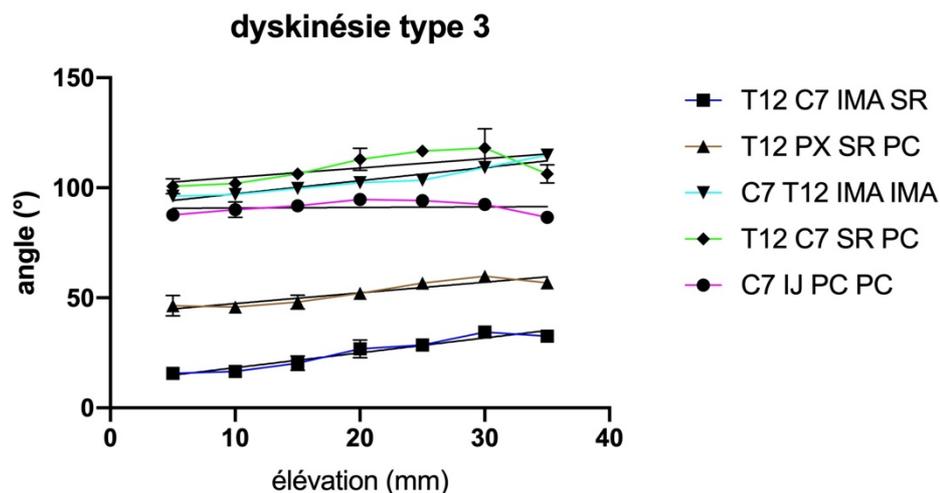


Figure 18 : courbes de régression linéaire, valeur angulaire en fonction de l'élévation de la scapula

4. Schéma évolutif des angles en fonction du type de dyskinésie :

Dans la dyskinésie de type 1 l'angle de rotation supérieure présente une augmentation plus importante que dans les autres dyskinésies.

Dans la dyskinésie de type 2, l'angle de rotation interne présente une variation moins importante que dans les autres dyskinésies.

Dans la dyskinésie de type 3, les angles d'inclinaison antérieure et d'élévation présente une augmentation plus importante que dans les autres dyskinésies.

IV. Discussion :

La dyskinésie scapulo thoracique est une source de douleurs d'épaule et de complications fonctionnelles. Elle reste encore mal comprise et les méthodes diagnostiques actuelles manquent de précision et de simplicité. L'imagerie EOS pourrait permettre de diagnostiquer avec précision ces dyskinésies et de les suivre à faible dose d'irradiation.

Les objectifs de notre étude étaient 1/Définir des angles permettant d'étudier la position de la scapula par rapport au thorax et déterminer leur reproductibilité. 2/Évaluer la corrélation entre ces angles et les 3 types de dyskinésies définis par Kibler. 3/Identifier des schémas de modification des angles scapulo thoraciques spécifiques à chaque type de dyskinésie et permettant de les distinguer. Nous avons été en mesure d'adapter les angles principaux connus pour l'analyse du positionnement de la scapula et de les mesurer en 3D avec l'imagerie EOS avec une excellente reproductibilité. Tous ces angles étaient modifiés linéairement et corrélés statistiquement à nos modèles de dyskinésie selon Kibler. Des schémas spécifiques de

modification des angles scapulo-thoraciques par dyskinésie peuvent être identifiés et peuvent potentiellement permettre de diagnostiquer indépendamment chaque dyskinésie.

Dans notre étude nous avons utilisés trois points d'intérêts scapulaires : l'angle inférieur, la racine de l'épine et la pointe du processus coracoïde. Les deux premiers points sont similaires à ceux utilisés par Park et al. dans leurs études (15,16). En revanche nous n'avons pas retenu l'articulation acromio-claviculaire comme points de repère osseux. En effet les premières acquisitions réalisées avec l'appareil EOS montraient d'importantes superpositions au niveau de l'articulation acromio-claviculaire. En analysant les travaux de Ohl et al. (19) nous avons retenus deux points potentiels : la partie supérieure de la glène et le processus coracoïde. Dans leur étude le processus coracoïde présentait la plus petite variabilité inter et intra observateur. Nous avons donc retenu ce point.

Dans notre étude nous avons retenu 4 points de repère thoraciques : les processus épineux de C7 et T12, l'incisure jugulaire et le processus xiphoïde du sternum. Dans les études de Park et al. (15,16) on retrouvait l'utilisation de l'axe vertébral passant par C7 et T7 et l'axe antéro-postérieur de C7. L'analyse des vertèbres est difficile sur une image EOS à 40° de rotation par rapport à la l'émetteur. Nous avons donc opté pour des points éloignés des autres structures rachidiennes : la pointe des processus épineux. Nous avons cherché à nous rapprocher d'un axe vertical vrai. Compte tenu de la cyphose thoracique physiologique l'axe C7T7 est oblique en bas et en arrière. Nous avons opté pour l'axe C7T12 qui correspond aux sommets de la cyphose et donc plus proche de l'axe vertical. Afin de reproduire un axe thoracique antéro-postérieur nous avons opté pour une droite passant par le processus épineux d'une vertèbre et une structure plus éloigné et connue comme médiane dans le corps humain : l'incisure jugulaire et le processus xiphoïde. La projection vertébrale moyenne de l'incisure jugulaire se fait en T2. Celle du processus xiphoïde en T10. Ce décalage de 2 niveaux vertébraux est à l'origine d'un écart faible avec l'axe horizontal.

Dans notre étude la reproductibilité inter-observateur était presque parfaite et comprise entre 0,96 et 0,98 pour les cinq angles d'intérêt et la reproductibilité intra-observateur mesurée à 0,99. Le tableau 1 rapporte la reproductibilité inter-observateur et intra-observateur des différentes méthodes rapportées dans la littérature.

Tableau 1 : reproductibilité inter et intra observateur des différentes méthodes d'évaluation des dyskinésies scapulo-thoraciques retrouvées dans la littérature

Auteurs	Méthode	Reproductibilité inter-observateur	Reproductibilité intra-observateur
Rossi et al. (22)	Classification visuelle de Kibler	0,85	0,67 et 0,76
Van Den Noort et al. (23)	Capteurs électromagnétiques collés sur la peau	0,32 et 0,91	0,34 et 0,88
Chen et al. (12)	Radiographies de face	0,96 et 0,99	0,96 et 0,99
Park et al. (15)	Scanner 3D en décubitus dorsal	0,972	0,986
Park et al.(16)	Scanner 3D en décubitus ventral	0,981	0,988

La méthode de mesure à l'aide de l'appareil EOS-Imaging apporte donc une reproductibilité inter-observateur et intra-observateur supérieure aux méthodes cliniques et paracliniques utilisant des capteurs électromagnétiques collés sur la peau. Elle apporte une reproductibilité inter-observateur et intra-observateur au moins équivalente aux méthodes paracliniques utilisant des radiographies de face ou un scanner 3D.

Dans notre étude on retrouvait en moyenne en position de repos une inclinaison antérieure de 16,33°, une rotation interne de 44,27°, une translation supérieure de 88,32°, une rotation supérieure de 101,81° et une protraction de 90,26°. Les valeurs moyennes retrouvées dans la littérature sont résumées dans le tableau 2.

Tableau 2 : valeurs moyennes des angles scapulo-thoraciques retrouvés dans la littérature en position de repos

Auteurs	Inclinaison antérieure	Rotation interne	Translation supérieure	Rotation supérieure	Protraction
Park et al. (15)	5,3°	42,2°	85,7°	106,2°	95,9°
Park et al. (16)	3°	46°	90°	111°	98°

Ludewig et al. (2)	13,5°	41,1°	NC	95,4°	NC
--------------------	-------	-------	----	-------	----

On retrouve donc dans notre étude des valeurs angulaires proches de celles retrouvées dans la littérature lors de l'étude de scapula en position de repos.

Pour la dyskinésie de type 1, il existe un fort ajustement des variables aux modèles de régressions linéaires (coefficient R de Pearson compris entre 0,89 et 0,96). On retrouve une variation importante de l'angle de rotation supérieur (pente = 0,67) lorsque l'on augmente l'épaisseur de la cale inférieure. Il existe également une variation forte de l'angle d'inclinaison antérieure (pente = 0,48) et de l'angle de rotation interne (pente = 0,54). La variation de l'angle d'élévation et de protraction est en revanche faible (pente = 0,23 et +0,25 respectivement). Dans leurs études de 2013 et 2014, Park et al. (15,16) retrouvaient une augmentation significative de l'angle d'inclinaison antérieure et de protraction entre la position de repos et le groupe des dyskinésies de type 1. Ils retrouvaient une augmentation de 2° de la rotation interne (non significative). Cette différence de variation est une conséquence de l'utilisation d'un modèle sur os sec. En effet il existe une plus grande mobilité de la scapula libérée de ses contraintes musculaires. De plus l'angle inférieure de la scapula est situé sur une projection verticale médiale par rapport au centre de l'épine. Lorsque l'on place une cale sous cet angle on entraîne inévitablement une élévation du bord spinal (majoration de l'angle de rotation interne). L'augmentation de l'angle de rotation supérieure est liée quant à elle à la nécessité de compenser le poids de l'humérus lorsque l'on diminue la surface de contact entre la scapula et les côtes du fait de la présence de la cale.

Pour la dyskinésie de type 2, il existe un fort ajustement des variables aux modèles de régressions linéaires pour l'angle de rotation interne, d'élévation et de rotation supérieure (coefficient R de Pearson entre 0,85 et 0,96). Il existe en revanche un faible ajustement du modèle pour les angles de protraction et de tilt (coefficient R de Pearson respectivement de 0,52 et 0,14). On retrouve une variation importante de l'angle de rotation supérieur (pente = 0,44) lorsque l'on augmente l'épaisseur de la cale médiale. Il existe également une variation forte de l'angle de rotation interne (pente = 0,29) et de l'angle d'élévation (pente = 0,37). Dans leur étude de 2013, Park et al. (15) retrouvaient une augmentation significative de rotation interne entre la position de repos et le groupe des dyskinésies de type 2. Dans leur étude de 2014, Park et al. (16) retrouvaient une augmentation significative de rotation interne et de la protraction entre la position de repos et le groupe des dyskinésies de type 2. L'augmentation de l'angle de rotation supérieure et de l'élévation pourrait être liée à la position verticale du squelette.

Pour la dyskinésie de type 3, il existe un fort ajustement des variables aux modèles de régressions linéaires pour l'angle de tilt, de rotation interne et d'élévation (coefficient R de Pearson compris entre 0,93 et 0,97). Il existe un ajustement modéré du modèle pour l'angle de rotation supérieur (coefficient R de Pearson 0,66). Il existe en revanche un faible ajustement du modèle pour l'angle de protraction (coefficient R de Pearson 0,10). On retrouve une variation importante de l'angle de tilt (pente = 0,68) lorsque l'on augmente la distance d'élévation. Il existe également une variation forte de l'angle d'élévation (pente = 0,60), de rotation interne (pente = 0,49) et de rotation supérieure (pente = 0,43). Dans leur étude de 2013, Park et al. (15) retrouvaient une augmentation significative de rotation supérieure et de l'élévation entre la position de repos et le groupe des dyskinésies de type 2. Dans leur étude de 2014, Park et al. (16) retrouvaient une augmentation significative de rotation supérieure, de la protraction et de l'élévation entre la position de repos et le groupe des dyskinésies de type 2. L'augmentation importante de l'angle d'inclinaison supérieure dans notre étude pourrait être liée à l'absence de contrainte exercée par la table de scanner sur la pointe de la scapula mais également à l'absence de muscle entre la partie haute du thorax et la scapula.

Dans notre étude, pour la dyskinésie de type 1, l'angle de rotation supérieure présente une augmentation plus importante que dans les autres dyskinésies. Dans la dyskinésie de type 2, l'angle de rotation interne présente une variation moins importante que dans les autres dyskinésies. Dans la dyskinésie de type 3, les angles d'inclinaison antérieure et d'élévation présente une augmentation plus importante que dans les autres dyskinésies. Ces schémas sont différents de ceux rapportés par Park et al. (15). Cependant notre étude rapporte des résultats à partir d'un modèle dépourvu de muscles et ligaments. Il est probable que des études réalisées sur des sujets vivants permettrait de mieux préciser les schémas de dyskinésies.

L'appareil EOS adapte automatiquement la dose délivrée à la densité des structures traversées. Notre étude étant réalisée sur os sec, la dose délivrée a donc été beaucoup plus faible que la dose qui serait réellement délivrée lors de la réalisation des clichés de face et de profil sur un sujet vivant. Nous ne pouvons donc pas directement comparer la dose délivrée de notre étude à celle rapportée dans l'étude de Park et al. (15). Dans la littérature on retrouve que le système EOS diminue de 50 à 85% la dose d'irradiation par rapport à la radiographie numérique (24,25) et de 95% par rapport à un examen scanner (26). L'utilisation de l'EOS permettrait donc une diminution significative de l'irradiation pour le diagnostic et le suivi des dyskinésies par rapport à la radiographie standard ou au scanner.

Nous avons donc défini 5 angles permettant d'étudier les 3 mouvements angulaires et les deux translations de la scapula sur le thorax. Ces angles présentent une forte reproductibilité inter et intra-observateur. On retrouve une augmentation des angles de rotation supérieure, interne et d'inclinaison antérieure dans la dyskinésie de type 1. On retrouve une augmentation des angles de rotation supérieure, rotation interne, et d'élévation dans la dyskinésie de type 2. On retrouve une augmentation des angles d'inclinaison antérieure, d'élévation, de rotation interne dans la dyskinésie de type 3. Ces variations observées restent à valider sur des sujets vivants.

Limites de la méthode :

Le repérage et la reproductibilité de mesure des angles scapulo thoracique a été réalisée sur os sec. Sur sujet vivant, les parties molles et les superpositions anatomiques réelles peuvent limiter leur repérage et donc la reproductibilité des résultats.

Notre modèle anatomique de dyskinésie utilisé a été entièrement modifié pour les besoins de l'étude. Aucune autre étude n'a utilisé auparavant ce modèle avec cales et il n'existe pas de modèle quantitatif de dyskinésie dans la littérature. Notre étude reste donc expérimentale à confronter à la réalité clinique et à ses diverses expressions. Les modifications d'angle et les schémas type par dyskinésie sont donc aussi à confronter avec des mesures faites sur patients.

V. Conclusions :

L'acquisition de deux clichés perpendiculaires simultanés grâce au système EOS-Imaging sur un sujet placé en oblique à 40° du rayon émetteur permet de mesurer de manière reproductible 5 angles permettant d'étudier les dyskinésies scapulo-thoraciques sur os sec.

La mesure de ces angles peut potentiellement permettre de diagnostiquer indépendamment chaque dyskinésie. Elle permettrait de disposer d'un examen reproductible et faiblement irradiant pour le diagnostic et le suivi des dyskinésies scapulo-thoraciques. Des études sur sujets sains et sujets pathologiques sont nécessaires pour confirmer ces résultats, définir des valeurs moyennes physiologiques pour les différents angles définis ainsi que des valeurs seuils pathologiques pour les différents types de dyskinésies.

BIBLIOGRAPHIE

1. Kibler WB, McMullen J. Scapular dyskinesia and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg.* avr 2003;11(2):142-51.
2. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, Laprade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2009;91(2):378-89.
3. Kibler WB, Sciascia A. Current concepts: scapular dyskinesia. *Br J Sports Med.* avr 2010;44(5):300-5.
4. Kibler WB, Sciascia A, Wilkes T. Scapular dyskinesia and its relation to shoulder injury. *J Am Acad Orthop Surg.* juin 2012;20(6):364-72.
5. Huang T-S, Huang H-Y, Wang T-G, Tsai Y-S, Lin J-J. Comprehensive classification test of scapular dyskinesia: A reliability study. *Man Ther.* juin 2015;20(3):427-32.
6. Christiansen DH, Moller AD, Vestergaard JM, Mose S, Maribo T. The scapular dyskinesia test: Reliability, agreement, and predictive value in patients with subacromial impingement syndrome. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* juin 2017;30(2):208-13.
7. Wassinger CA, Williams DA, Milosavljevic S, Hegedus EJ. Clinical reliability and diagnostic accuracy of visual scapulohumeral movement evaluation in detecting patients with shoulder impairment. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10:456-63.
8. van den Noort JC, Wiertsema SH, Hekman KMC, Schonhuth CP, Dekker J, Harlaar J. Measurement of scapular dyskinesia using wireless inertial and magnetic sensors: Importance of scapula calibration. *J Biomech.* 18 sept 2015;48(12):3460-8.
9. Matsui K, Shimada K, Andrew PD. Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *J Orthop Sci.* 2006;11(2):180-4.
10. Bourne DA, Choo AM, Regan WD, MacIntyre DL, Oxland TR. A new subject-specific skin correction factor for three-dimensional kinematic analysis of the scapula. *J Biomech Eng.* 2009;131(12).
11. Karduna AR, McClure PW, Michener LA, Sennett B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: A validation study. *J Biomech Eng.* 2001;123(2):184-90.
12. Chen K, Deng S, Ma Y, Yao Y, Chen J, Zhang Y. A preliminary exploration of plain-film radiography in scapular dyskinesia evaluation. *J Shoulder Elbow Surg.* juill 2018;27(7):e210-8.
13. Endo K, Ikata T, Katoh S, Takeda Y. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *J Orthop Sci.* 2001;6(1):3-10.
14. Endo K, Yukata K, Yasui N. Influence of age on scapulo-thoracic orientation. *Clin*

Biomech Bristol Avon. déc 2004;19(10):1009-13.

15. Park J-Y, Hwang J-T, Kim K-M, Makkar D, Moon SG, Han K-J. How to assess scapular dyskinesis precisely: 3-dimensional wing computer tomography--a new diagnostic modality. *J Shoulder Elbow Surg.* août 2013;22(8):1084-91.
16. Park J-Y, Hwang J-T, Oh K-S, Kim S-J, Kim NR, Cha M-J. Revisit to scapular dyskinesis: three-dimensional wing computed tomography in prone position. *J Shoulder Elbow Surg.* juin 2014;23(6):821-8.
17. EOS | EOS imaging [Internet]. [cité 8 sept 2019]. Disponible sur: <https://www.eos-imaging.fr/fr/professionnels/eos/eos>
18. sterEOS | EOS imaging [Internet]. [cité 8 sept 2019]. Disponible sur: <https://www.eos-imaging.fr/fr/professionnels/stereos>
19. Ohl X, Stanchina C, Billuart F, Skalli W. Shoulder bony landmarks location using the EOS low-dose stereoradiography system: a reproducibility study. *Surg Radiol Anat SRA.* févr 2010;32(2):153-8.
20. Ohl X, Hagemester N, Zhang C, Billuart F, Gagey O, Bureau NJ, et al. 3D scapular orientation on healthy and pathologic subjects using stereoradiographs during arm elevation. *J Shoulder Elbow Surg.* 1 nov 2015;24(11):1827-33.
21. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977;33(1):159-74.
22. Rossi DM, Pedroni CR, Martins J, de Oliveira AS. Intrarater and interrater reliability of three classifications for scapular dyskinesis in athletes. *PloS One.* 2017;12(7):e0181518.
23. van den Noort JC, Wiertsema SH, Hekman KMC, Schonhuth CP, Dekker J, Harlaar J. Reliability and precision of 3D wireless measurement of scapular kinematics. *Med Biol Eng Comput.* nov 2014;52(11):921-31.
24. Deschenes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron M-C, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine.* 20 avr 2010;35(9):989-94.
25. Dietrich TJ, Pfirrmann CWA, Schwab A, Pankalla K, Buck FM. Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography. *Skeletal Radiol.* juill 2013;42(7):959-67.
26. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel J-L, Legmann P, et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol.* févr 2014;83(2):371-7.

Serment d'Hippocrate

« Au moment d'être admis à exercer la Médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission.

Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonorée et méprisée si j'y manque. »

Résumé

Les dyskinésies scapulo-thoraciques sont des anomalies de la statique de la scapula ou de sa cinématique. La classification de Kibler représente actuellement le gold standard mais présente une reproductibilité inter-observateur modérée. Le système EOS pourrait présenter un intérêt en augmentant la reproductibilité grâce au positionnement tridimensionnel des points d'intérêts et en diminuant l'irradiation.

Nous avons mis au point un modèle anatomique fait d'os secs sur lequel nous avons reproduit les différents types de dyskinésie à l'aide de cales de taille croissante. 28 acquisitions ont été réalisées en positionnant le squelette à 40° par rapport à l'émetteur de face. 5 angles ont été définis. Les images ont été analysées sur le logiciel EOS-Imaging.

La reproductibilité inter-observateur était presque parfaite et comprise entre 0,96 et 0,98 pour les cinq angles d'intérêt et la reproductibilité intra-observateur mesurée à 0,99. Tous les angles étaient modifiés linéairement et corrélés statistiquement à nos modèles de dyskinésie selon Kibler. Nous avons pu identifier des schémas de modification des angles en fonction du type de dyskinésie.

L'acquisition de deux clichés perpendiculaires simultanés grâce au système EOS-Imaging sur un sujet placé en oblique à 40° du rayon émetteur permet de mesurer de manière reproductible 5 angles permettant d'étudier les dyskinésies scapulo-thoraciques sur os sec. La mesure de ces angles peut potentiellement permettre de diagnostiquer indépendamment chaque dyskinésie. Elle permettrait de disposer d'un examen reproductible et faiblement irradiant pour le diagnostic et le suivi des dyskinésies scapulo-thoraciques. Des études sur sujets sains et sujets pathologiques sont nécessaires pour confirmer ces résultats.

Scapulothoracic dyskinesia are abnormalities in the statics of the scapula or its kinematics. The Kibler classification currently represents the gold standard but has moderate inter-observer reproducibility. The EOS system could be of interest by increasing reproducibility through the three-dimensional positioning of points of interest and reducing irradiation.

We developed an anatomical model made of dry bones on which we reproduced the different types of dyskinesia using wedges of increasing size. Twenty-eight acquisitions were made by positioning the skeleton at 40° with respect to the transmitter from the front. Five angles were defined. The images were analysed on the EOS-Imaging software.

Inter-observer reproducibility was almost perfect and ranged from 0.96 to 0.98 for the five angles of interest and intra-observer reproducibility measured at 0.99. All angles were linearly modified and statistically correlated with our Kibler dyskinesia models. We were able to identify patterns of angle modification according to the type of dyskinesia.

The acquisition of two simultaneous perpendicular images using the EOS-Imaging system on a subject placed at an angle of 40° from the emitting beam makes it possible to measure five angles reproducibly, allowing scapulothoracic dyskinesia on dry bone to be studied. The measurement of these angles has the potential to independently diagnose each dyskinesia. It would provide a reproducible and low irradiation examination for the diagnosis and monitoring of scapulothoracic dyskinesia. Studies in healthy and pathological subjects are required to confirm these results.

Mots clés : Dyskinésies scapulo-thoraciques, radiographies bi-planes, reproductibilité, EOS.

Keywords : Scapular dyskinesia, Stereoradiography, reproducibility, EOS.