

# É

Réadaptation au travail

## Études et recherches

RAPPORT R-812



### Développement d'un indice radiologique représentatif de la fonction de l'épaule chez des travailleurs souffrant de rupture de la coiffe des rotateurs

*Nicola Hagemeister  
Pierre-Yves Lagacé  
Joan Hereter Gregori  
Laurence Marck  
Dominique Rouleau  
Nathalie Bureau  
Patrice Tétreault  
André Roy  
Fidaa Al-Shakfa*



Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

## NOS RECHERCHES

### *travaillent pour vous !*

#### Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

*Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.*

#### Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. [www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : [www.csst.qc.ca/AbonnementPAT](http://www.csst.qc.ca/AbonnementPAT)

#### Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec  
2014  
ISBN : 978-2-89631-714-1 (PDF)  
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications  
et de la valorisation de la recherche  
505, boul. De Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : 514 288-1551  
Télécopieur : 514 288-7636  
[publications@irsst.qc.ca](mailto:publications@irsst.qc.ca)  
[www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche Robert-Sauvé  
en santé et en sécurité du travail,  
février 2014



Réadaptation au travail

# Études et recherches

RAPPORT R-812

## Développement d'un indice radiologique représentatif de la fonction de l'épaule chez des travailleurs souffrant de rupture de la coiffe des rotateurs

### Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Nicola Hagemeister, Pierre-Yves Lagacé,  
Joan Hereter Gregori, Laurence Marck  
École de technologie supérieure*

*Dominique Rouleau  
Université de Montréal*

*Nathalie Bureau, Patrice Tétreault,  
André Roy, Fidaa Al-Shakfa  
Centre hospitalier de l'Université de Montréal*



Cette publication est disponible  
en version PDF  
sur le site Web de l'IRSST.

**CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSS**

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document  
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

## **REMERCIEMENTS**

Nous tenons à remercier Dre Véronique Godbout pour sa collaboration dans le projet. Nous tenons également à remercier Marie-France Poirier pour son exceptionnelle collaboration à l'organisation du déroulement des expérimentations et des tests d'imagerie. Merci aussi à Aline Pilon de la clinique Varad pour la prise en charge des travailleurs et la réalisation des examens de résonance magnétique. Merci aux physiothérapeutes, MM. Denis Lévesque, Luc Duchesne et Marc-André Côté, qui ont fait les évaluations des sujets et qui ont rempli les questionnaires avec eux. Merci enfin à tous les travailleurs et sujets sains qui ont accepté de participer à cette étude.

Il est à noter que plusieurs parties de ce rapport, notamment ce qui a trait à la méthodologie, proviennent de la thèse écrite par Pierre-Yves Lagacé (Lagacé, 2012) et du mémoire de Joan Hereter (Hereter, 2012).



## SOMMAIRE

Les problèmes chroniques de douleur et de perte de fonction de l'épaule touchent jusqu'à 20 % des adultes (Pope, Croft et coll., 1997). La proportion serait encore plus élevée chez les adultes âgés de plus de 50 ans. Au Québec, la Commission de la santé et de la sécurité au travail du Québec (CSST) rapporte que, pour les années 2003 à 2006, les lésions à l'épaule représentaient 39% des 32 549 lésions inflammatoires dues à un travail répétitif ou à un traumatisme. Les lésions à l'épaule ont requis en moyenne 75,4 jours d'absence du travail et 4 533 \$ en indemnités de remplacement du revenu (IRR) par travailleur. En comparaison, les lésions au membre inférieur représentaient moins de 10 % des lésions rapportées et ont requis en moyenne 39,5 jours d'absence et des IRR de 2 439 \$ par travailleur (CSST, 2007). Ces chiffres montrent non seulement l'importance du problème, mais aussi que les lésions à l'épaule nécessitent proportionnellement plus de temps pour retrouver une fonction adéquate et permettre un retour durable au travail. Ceci témoigne de l'importance d'identifier rapidement les personnes à risque de développer des problèmes de fonction à l'épaule afin de les orienter vers des programmes de réadaptation efficaces et adaptés.

Le but de ce projet était de développer un indice radiologique représentatif de la fonction de l'épaule chez des travailleurs souffrant de rupture de la coiffe des rotateurs.

La première partie du travail consistait à proposer un protocole d'acquisition d'images radiographiques à différentes élévations du bras dans le plan de la *scapula*. À cette fin, nous avons utilisé le système d'imagerie médicale à basse dose EOS™ doté de capteurs ultrasensibles. Suite à l'acquisition des radiographies, des techniques d'analyse des images et de reconstruction 3D ont été appliquées à la séquence d'images afin de reconstruire un modèle morpho-réaliste de la *scapula* et un modèle simplifié de l'humérus et d'étudier leur mouvement relatif.

La validation de la méthode sur 10 scapulas sèches, cinq épaules cadavériques et cinq travailleurs a démontré que les translations gléno-humérales (GH) pouvaient être évaluées avec une précision inférieure à 1,6 mm et une répétabilité variant de 1,8 à 3,6 mm. L'application de la méthode à 41 travailleurs ayant des ruptures de la coiffe des rotateurs a permis de montrer qu'il n'y avait pas de corrélation forte entre l'amplitude des translations GH et différents aspects de la fonction de l'épaule. Nous avons pu montrer, par exemple, une corrélation faible mais significative ( $R=0,322$ ,  $p<0,02$ ) entre le déplacement maximal de la tête humérale par rapport à la glène en direction supérieure et le score de Constant ajusté à l'âge et au sexe. Par ailleurs, nous avons pu démontrer que les travailleurs dont le score de Constant était inférieur à 50/100 avaient un déplacement inféro-supérieur et médio-latéral significativement différent ( $p<0,01$ ) des travailleurs pathologiques dont le score de Constant était supérieur à 50/100.

Parallèlement à ce travail, nous avons réalisé une étude exploratoire sur les images IRM acquises au cours du projet. Nous avons adapté une méthode développée précédemment par Billuart et coll. (2008) et proposé un calcul d'un ratio de forces coaptatrices-élevatrices des fibres du deltoïde moyen à partir d'une reconstruction 3D des structures musculaires et osseuses du complexe de l'épaule. Nous avons pu démontrer, sur 11 travailleurs pathologiques et cinq travailleurs sains, que les fibres antérieures du deltoïde moyen avaient un rôle coaptateur plus important que celui des fibres postérieures, suggérant que la portion antérieure du deltoïde

moyen pouvait éventuellement pallier la déficience de la coiffe des rotateurs et maintenir une bonne fonction de l'épaule malgré la présence d'une déchirure de la coiffe.

Ce projet aura donc permis de réaliser un avancement majeur des connaissances tant d'un point de vue technique que scientifique. Tout d'abord, le travail réalisé a permis d'élaborer une méthode d'analyse morpho-fonctionnelle de l'épaule en 3D précise et peu invasive. Celle-ci pourra à plus long terme être utilisée en clinique ou dans le cadre d'études morphologiques de l'épaule ou de la pseudo-cinématique de la *scapula*. Ce projet propose également un indice morpho-musculaire qui pourrait également expliquer la perte de fonction de l'épaule chez certains travailleurs. Ainsi, cette étude représente un pas de plus dans l'étude morpho-fonctionnelle de l'épaule, qui permettra sans aucun doute d'améliorer notre compréhension des pathologies de l'épaule, et à terme, l'amélioration du diagnostic, de la prise en charge ainsi que de la qualité de vie des travailleurs souffrant de douleurs à l'épaule.



## TABLE DES MATIÈRES

<b>REMERCIEMENTS.....</b>	<b>I</b>
<b>SOMMAIRE .....</b>	<b>III</b>
<b>1. PROBLÉMATIQUE DE SANTÉ ET DE SÉCURITÉ AU TRAVAIL .....</b>	<b>1</b>
<b>2. ÉTAT DES CONNAISSANCES .....</b>	<b>2</b>
<b>3. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE .....</b>	<b>3</b>
<b>4. MÉTHODOLOGIE.....</b>	<b>5</b>
<b>4.1 Recrutement des participants .....</b>	<b>5</b>
<b>4.2 Tests diagnostiques et radiologiques .....</b>	<b>5</b>
<b>4.3 Évaluation de la fonction de l'épaule .....</b>	<b>6</b>
<b>4.4 Méthode de détection du centre de la tête humérale par rapport à la glène.....</b>	<b>6</b>
4.4.1 Analyse des images.....	7
4.4.2 Description du mouvement.....	8
4.4.3 Précision.....	11
4.4.4 Répétabilité .....	13
4.4.5 Translations GH vs fonction de l'épaule .....	13
<b>4.5 Méthode d'estimation du ratio de forces coaptatrices-élevatrices du deltoïde moyen</b>	<b>14</b>
4.5.1 Travailleurs .....	14
4.5.2 Méthode .....	14
<b>5. RÉSULTATS.....</b>	<b>28</b>
<b>5.1 Travailleurs recrutés .....</b>	<b>28</b>
<b>5.2 Estimation du mouvement relatif entre le centre de la tête humérale et la glène.....</b>	<b>28</b>
5.2.1 Précision.....	28
5.2.2 Répétabilité .....	28
5.2.3 Différence entre travailleurs sains et pathologiques .....	29
5.2.4 Corrélation entre le déplacement de la tête humérale et la fonction de l'épaule .....	30
5.2.5 Résultats pour le ratio coaptateur-élevateur.....	34

<b>6. DISCUSSION.....</b>	<b>37</b>
<b>6.1 Indice radiologique représentatif de la fonction articulaire .....</b>	<b>37</b>
<b>6.2 Ratio de forces coaptatrices-élevatrices .....</b>	<b>37</b>
<b>7. CONCLUSION .....</b>	<b>39</b>
<b>8. APPLICABILITÉ DES RÉSULTATS .....</b>	<b>39</b>
<b>9. BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>40</b>

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1- Critères d'inclusion et d'exclusion des participants.....	5
Tableau 2- Échantillon de travailleurs pathologiques .....	14
Tableau 3- Moyenne et écart type de l'erreur entre les translations GH calculées à l'aide du modèle CT et de la méthode d'analyse. Adapté de Lagacé et coll. (2012) .....	28
Tableau 4- Répétabilité de l'évaluation des translations GH. Intervalles de confiance à 95 % (2*RMS) et valeurs des ICC (modèle 2) pour l'analyse répétée de trois élévations du bras de six travailleurs, par deux observateurs, trois fois chacun. Adapté de (Lagacé, Billuart et coll., 2011).....	29
Tableau 5- Amplitude de translation (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains .....	29
Tableau 6- Translation maximale (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains .....	29
Tableau 7- Translation minimum (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains .....	29
Tableau 8- Position maximale de la tête par rapport à la glène (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains .....	30
Tableau 9- Position minimale de la tête par rapport à la glène (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains .....	30
Tableau 10- Position initiale de la tête humérale par rapport à la glène (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains .....	30
Tableau 11- Table de conversion pour le score normalisé (Katolik, Romeo et coll., 2005).....	31
Tableau 12- Différence de translation maximale entre les travailleurs avec un score de Constant supérieur à 50 et ceux qui ont un score inférieur à 50 ....	33
Tableau 13- Différence entre la position minimale de la tête humérale par rapport à la glène entre travailleurs avec un score de Constant inférieur ou supérieur à 50/100 .....	33
Tableau 14- Position initiale de la tête par rapport à la glène chez des travailleurs avec un score de Constant plus petit ou plus grand que 50/100 .....	34
Tableau 15- Résultats de l'étude pour 11 travailleurs .....	34



## LISTE DES FIGURES

Figure 1- Radiographie d'un travailleur à 0° et 30° d'élévation du bras. (a) Initialisation de l'analyse (+: repères anatomiques de la <i>scapula</i> , ○: tête humérale). (b) Résultat de l'analyse (modèle surfacique de la <i>scapula</i> et sphère de la tête humérale). .....	8
Figure 2- Système d'axes de la <i>scapula</i> basé sur la glène. Os : origine, centroïde de la glène; Zs : perpendiculaire au plan par moindres-carrés de la glène; Ys : le vecteur entre les bords inférieur (IBG) et supérieur (SBG) de la glène, orienté vers SBG; Xs : vecteur perpendiculaire à Zs et Ys, orienté antérieurement. ....	9
Figure 3- Système d'axes de l'humérus. OH : origine, centre de la sphère ajustée à la surface articulaire de la tête humérale; YH : axe longitudinal du cylindre ajusté à la diaphyse de l'humérus en direction proximale. ....	10
Figure 4- Système d'axes du thorax. OT : origine, sur IJ; YT : le vecteur joignant le point milieu de PX et T8 au point milieu de IJ et C7; ZT : le vecteur perpendiculaire au plan composé de IJ, C7 et du point milieu de PX et T8, orienté latéralement; XT : le vecteur perpendiculaire à YT et ZT, orienté antérieurement. ....	10
Figure 5- Radiographies du spécimen cadavérique à 30° d'élévation du bras. (a) Image du spécimen fixé au montage, dans le système d'acquisition d'images. (b) Initialisation de l'analyse (+: repères anatomiques de la <i>scapula</i> , ○: tête humérale). (c) Résultat de l'analyse (modèle surfacique de la <i>scapula</i> et sphère de la tête humérale). (d) Modèles issus du CT superposés aux radiographies. ....	12
Figure 6- Segmentation manuelle .....	16
Figure 7- Points (gauche) et <i>facettes</i> (droite) formant le volume de la tête humérale. ....	17
Figure 8- Humérus avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode ..	18
Figure 9- Clavicule avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode .	18
Figure 10- Ficelles représentant la partie moyenne du deltoïde. Tirée de Gagey et Hue (2000, p. 254). ....	19
Figure 11- Forces présentes dans les systèmes de poulies .....	20
Figure 12- Exemple des plans de coupe .....	21

Figure 13- Nuage de points et sphère par moindres carrés correspondant aux tendons de la coiffe des rotateurs et à la tête humérale.....	22
Figure 14- Choix des points délimitant les zones des tendons intramusculaires ...	22
Figure 15- Plans de coupe acceptés et refusés.....	23
Figure 16- Détermination des ficelles dans les plans de coupe (a) et ficelles représentées dans l'espace (b).....	24
Figure 17- Diagramme de corps libre de la ficelle .....	24
Figure 18- Forces moyennes dans chacune des parties .....	25
Figure 19- Calcul de la direction humérale .....	26
Figure 20- Calcul de la direction normale à la surface glénoïdale .....	26
Figure 21- Corrélation entre la position initiale de la tête humérale selon l'axe z (médio-latéral) et la force.....	31
Figure 22- Corrélation entre le score de Constant normalisé et maxTy.....	32
Figure 23- Relation du ratio FCE et le score de <i>QuickDASH</i> .....	35
Figure 24- Relation du ratio FCE et le score de Constant .....	35
Figure 25- Ratios des forces coaptatrices-élevatrices selon les parties .....	36

## 1. PROBLÉMATIQUE DE SANTÉ ET DE SÉCURITÉ AU TRAVAIL

Les problèmes chroniques de douleur et de perte de fonction de l'épaule touchent jusqu'à 20 % des adultes (Pope, Croft et coll., 1997). La proportion serait encore plus élevée chez les adultes âgés de plus de 50 ans. Au Québec, la Commission de la santé et de la sécurité au travail du Québec (CSST) rapporte que, pour les années 2003 à 2006, les lésions à l'épaule représentaient 39% des 32 549 lésions inflammatoires dues à un travail répétitif ou à un traumatisme. Les lésions à l'épaule ont requis en moyenne 75,4 jours d'absence du travail et 4 533 \$ en indemnités de remplacement du revenu (IRR) par travailleur. En comparaison, les lésions au membre inférieur représentaient moins de 10 % des lésions rapportées et ont requis en moyenne 39,5 jours d'absence et des IRR de 2 439 \$ par travailleur (CSST, 2007). Ces chiffres montrent non seulement l'importance du problème, mais aussi que les lésions à l'épaule nécessitent proportionnellement plus de temps pour retrouver une fonction adéquate et permettre un retour durable au travail. Ceci témoigne de l'importance d'identifier rapidement les personnes à risque de développer des problèmes de fonction à l'épaule afin de les orienter vers des programmes de réadaptation efficaces et adaptés.

Parmi les problèmes soulevés par les communautés clinique et scientifique, il y a la difficulté d'identifier les personnes à risque de développer des problèmes chroniques à la suite d'une lésion à l'épaule. Ainsi, à la suite d'un traitement de réadaptation, on distingue deux groupes de sujets : ceux qui, après 6 à 18 mois, récupèrent une bonne fonction (amplitude d'abduction et force musculaire) et ceux qui ne récupèrent pas une fonction adéquate (McCabe, Nicholas et coll., 2005). Il apparaît que les techniques de diagnostic par imagerie utilisées de façon routinière en clinique (imagerie par résonance magnétique (IRM), rayons X, ultrasons) ne permettent pas d'établir un pronostic clair sur le risque de développer un problème chronique entraînant d'importantes limitations fonctionnelles. Par ailleurs, le niveau de fonction des travailleurs n'est pas toujours corrélé clairement avec le diagnostic émis par les techniques de diagnostic classiques (Sher, Uribe et coll., 1995; Moosmayer, Smith et coll., 2009).

En 2004, Desmeules et ses collaborateurs se demandaient d'ailleurs quels indices permettraient d'identifier ces travailleurs susceptibles de bien récupérer leur fonction après un plan de réadaptation. Ils insistent sur le fait que, malgré certaines pistes explorées par d'autres groupes de recherche (mesure de la distance acromio-humérale par IRM ou RX, mesure de la cinématique tridimensionnelle avec des capteurs électromagnétiques) aucun lien n'avait pu être établi entre les mesures et l'efficacité d'un traitement en termes de récupération de la fonction (Desmeules et coll., 2004).

## 2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

Différentes hypothèses ont été avancées pour tenter d'expliquer les pertes de fonctions liées aux ruptures de la coiffe des rotateurs. Par exemple, certains ont déterminé qu'en présence de ruptures massives de la coiffe des rotateurs, la force déployée par le deltoïde en abduction doit être augmentée (Hansen, Otis et coll., 2008). La faiblesse du deltoïde pourrait donc expliquer chez certains les pertes de fonction de l'épaule en présence de ruptures de la coiffe des rotateurs. Par ailleurs, une étude exploratoire de (Billuart et coll., 2008) a démontré que le deltoïde moyen pouvait avoir un rôle coaptateur et non seulement élévateur, suppléant ainsi éventuellement l'absence de coiffe.

Une autre hypothèse sous-tend que la morphologie de la tête humérale (diamètre, position et orientation par rapport à la glène) modifierait les bras de levier des muscles de l'épaule et pourrait prédisposer certains individus aux pertes de fonction ou aider d'autres individus à maintenir une bonne fonction en présence d'une rupture de la coiffe des rotateurs (Fehringer, Sun et coll., 2008). De plus, la différence de courbure entre la glène et la tête humérale pourrait être la source d'instabilité multidirectionnelle de la tête favorisant l'accrochage ainsi que la douleur ou les pertes de fonction (Veeger, Magermans et coll., 2006). Une dernière hypothèse veut que l'épaule ne se comporterait pas comme un joint sphérique parfait; le centre de rotation de l'articulation gléno-humérale (centre de la section sphérique de la tête humérale) se déplacerait légèrement sur la glène chez des sujets sains. Ce déplacement serait altéré en présence de ruptures de la coiffe des rotateurs. Le déplacement de la tête humérale serait donc corrélé aux pertes de fonction de l'épaule. Bien que cette hypothèse ait été émise dès 1976 (Poppen et Walker, 1976), celle-ci allait à l'encontre de la croyance populaire voulant que l'articulation gléno-humérale se comporte comme un joint sphérique parfait. Controversée, cette hypothèse n'a pas été explorée. De plus, la précision des outils disponibles à cette époque ne permettait pas de mesurer avec précision les déplacements de faible amplitude de la tête humérale. Bien que l'hypothèse voulant que le déplacement du centre de rotation de la tête humérale soit corrélé à la fonction de l'épaule soit toujours controversée, l'évolution des outils d'étude du mouvement a récemment ravivé l'intérêt pour cette hypothèse.

Dans cet ordre d'idées, une récente étude (Bey, Kline et coll., 2008) propose un protocole d'acquisition incluant une étude tomodensitométrique (Ct scan) pour la reconstruction 3D des os de l'épaule et une étude fluoroscopique biplane pendant un mouvement d'abduction et de rotation humérale. Cette étude montre l'intérêt de l'approche tridimensionnelle pour l'évaluation du mouvement scapulo-huméral. La technique utilisée nécessite néanmoins l'acquisition d'images tomodensitométriques de l'épaule et implique conséquemment des doses de radiation importantes pour les sujets. Von Eisenhart-Rothe et ses collaborateurs (2005), pour leur part, utilisent un protocole par résonance magnétique (IRM) et montrent des différences de déplacement de la tête humérale pour deux positions du bras chez des travailleurs pathologiques comparativement à des travailleurs sains. Il semble donc possible d'utiliser le déplacement du centre de la tête humérale par rapport à la glène pour évaluer l'état fonctionnel de l'épaule. Par contre, il apparaît aussi que les techniques d'imagerie utilisées jusqu'ici sont soit trop complexes et coûteuses (IRM), soit elles imposent des doses d'irradiation qui nous paraissent dépasser ce qui est acceptable pour le suivi d'une blessure à l'épaule (CT Scan). À notre connaissance, aucune étude n'a mis en évidence à ce jour des indices simples à mettre en œuvre et peu invasifs qui soient corrélés à la perte de fonction en cas de douleurs ou de blessure à l'épaule.



L'imageur basse dose EOS<sup>TM</sup> (Biospace, France) permet l'acquisition simultanée de deux radiographies alors que le sujet est en position debout, donc en position de fonction. EOS<sup>TM</sup> a été utilisé jusqu'ici pour la reconstruction 3D de structures osseuses de la colonne vertébrale (Dubousset, Charpak et coll., 2008), du bassin (Mitton, Deschenes et coll., 2006) et des membres inférieurs (Le Bras, Laporte et coll., 2004). EOS<sup>TM</sup> est approuvé par Santé Canada et est aujourd'hui utilisé en clinique. La faible dose de radiation produite par l'utilisation de capteurs ultrasensibles, permet l'acquisition d'images en pseudo-cinématique (jusqu'à sept radiographies face-profil correspondant à la dose pour une radiographie standard). L'utilisation d'EOS<sup>TM</sup> dans un contexte pseudo-cinématique a été tentée par Billuart et coll. (2008), mais les résultats n'ont pas été publiés.

### **3. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE**

L'objectif général du présent projet est de développer un indice radiologique avec la technologie EOS<sup>TM</sup>, qui corrèle avec la fonction de l'épaule. Pour atteindre cet objectif, nous devons dans un premier temps résoudre les questions d'ordre plus technique, à savoir :

1. développer des méthodes d'analyse des images permettant de détecter le centre de rotation (CDR) de la tête humérale avec une précision sous-millimétrique et une bonne répétabilité;
2. proposer un protocole d'acquisition d'images en pseudo-cinématique (i.e. pour différentes positions d'élévation du bras) minimisant le nombre d'images sans réduire la précision.

Pour pouvoir statuer sur l'existence de patrons de déplacement typiques d'un type de patient, nous devons ensuite procéder à une validation préclinique de notre approche. Cette validation consiste à répondre aux objectifs qui suivent :

3. acquérir des images de travailleurs souffrant d'une rupture transfixiante de la coiffe des rotateurs et de travailleurs sains;
4. relier les patrons de déplacement identifiés précédemment à la condition clinique du travailleur;
5. identifier l'indice radiologique qui corrèle avec la fonction de l'épaule chez les travailleurs.

Le présent projet tente donc de vérifier les hypothèses suivantes :

- Le CDR se déplace légèrement (environ 2 mm) lors de l'abduction du bras non lésé dans le plan de la scapula;
- Il existe une différence significative dans le patron de déplacement du CDR entre des groupes de travailleurs ayant une fonction adéquate de l'épaule et des groupes de travailleurs souffrant de déchirures de la coiffe des rotateurs;

- L'amplitude de déplacement du CDR est corrélée à la présence et à l'importance des pertes de fonction de l'épaule.

Il est à noter que les comités d'éthique du Centre hospitalier de l'Université de Montréal, de l'École de technologie supérieure et de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal ont approuvé le projet.

Le projet a un objectif secondaire qui a été ajouté en cours de route, soit celui d'exploiter les images par résonance magnétique qui étaient acquises uniquement à des fins diagnostiques. Le but de ce projet secondaire est de démontrer que les fibres du deltoïde moyen possèdent un rôle élévateur et un rôle coaptateur. Plus spécifiquement, cet objectif est divisé en plusieurs sous-objectifs :

- Effectuer des reconstructions 3D des structures du complexe de l'épaule (os et muscles);
- Mettre en place une méthodologie pour estimer le rôle coaptateur des fibres du deltoïde moyen;
- Effectuer une validation préclinique sur 10 travailleurs atteints de rupture de coiffe et sur cinq travailleurs sains;
- Lier le ratio de force estimé à la condition clinique du travailleur.

Ce second projet tente donc de répondre à l'hypothèse suivante :

- Les fibres du deltoïde moyen ont non seulement un rôle élévateur, mais aussi un rôle coaptateur.

## 4. MÉTHODOLOGIE

### 4.1 Recrutement des participants

Un total de 90 travailleurs, soit 60 travailleurs pathologiques et 30 travailleurs sains ont été recrutés. Le critère d'inclusion principal des travailleurs était la présence d'une rupture transfixiante chronique du tendon du supra-épineux, mais non limitée à celui-ci, diagnostiquée radiologiquement (IRM ou échographie). Le principal critère d'inclusion des travailleurs sains était l'absence de pathologie de l'épaule telle que diagnostiquée par un orthopédiste lors d'une évaluation préliminaire. Les critères d'inclusion et d'exclusion sont présentés au Tableau 1. Chacun des travailleurs recrutés a été soumis au même protocole d'évaluation de l'épaule, tel que décrit aux prochaines sections.

**Tableau 1- Critères d'inclusion et d'exclusion des participants**

<b>Inclusion</b>	<b>Exclusion</b>
35 à 65 ans lors du diagnostic par imagerie	Antécédent de chirurgie à l'épaule
	Blessure à l'épaule (fracture, luxation, tumeur, infection)
<b>(Travailleurs sains)</b> Épaule normale, à la suite d'une évaluation préalable par un médecin collaborant à l'étude	Traumatisme à la suite d'un impact ou d'une chute majeurs
	Cervicalgie avec limitations, cervico-brachialgie, radiculopathie avec déficit neurologique
<b>(Travailleurs pathologiques)</b> Rupture transfixiante du supra-épineux (non limitée à celui-ci)	Capsulite rétractile ou immobilisation récente de l'épaule
Diagnostic confirmé par imagerie (IRM ou échographie)	Tout problème de posture pouvant influencer le mouvement de l'épaule
Symptômes depuis moins de cinq ans et plus de trois mois	Toute pathologie ou difformité musculo-squelettique ou neurologique pouvant affecter la fonction de l'épaule
Examen neurologique normal	Toute contre-indication à la réalisation d'examen de radiographie ou d'IRM. (radiographies fréquentes, femmes enceintes, claustrophobie aigüe, stimulateur cardiaque, prothèse métallique...)

### 4.2 Tests diagnostiques et radiologiques

L'évaluation de la coiffe des rotateurs de chacun des travailleurs a été réalisée à l'aide d'un protocole d'échographie standardisé, visant à caractériser une rupture de celle-ci. Le nombre de tendons rompus et la taille de la rupture du supra- et de l'infra-épineux ont été notés. Pour chacun des travailleurs, des données additionnelles (taille de la déchirure de chaque tendon, stade

d'involution graisseuse, stade d'atrophie et autres) ont également été recueillies au cours de l'échographie et d'un examen par IRM.

Pour le protocole IRM, les travailleurs ont été installés en décubitus dorsal, le bras le long du corps. En plus des séquences d'un protocole diagnostique standard, une séquence en écho de spin pondérée en T1 a été développée pour l'étude du deltoïde. Réalisée avec des coupes jointives de trois mm d'épaisseur, cette séquence a été utilisée pour imager la totalité de l'épaule dans la direction postérieure-antérieure (englobant presque la totalité de l'humérus dans la partie inférieure, la totalité du deltoïde dans la partie latérale, l'acromion et la clavicule dans la partie supérieure ainsi que la totalité de la *scapula* dans la partie médiale). Les acquisitions ont été faites dans le plan coronal oblique et dans l'axe de la diaphyse humérale. Les images avaient un champ de vision de 38 cm et une matrice de résolution de 336 x 336 pixels.

Environ 40 images formaient cette séquence pour l'étude du deltoïde qui permettait la visualisation des structures anatomiques suivantes : acromion, clavicule, glène, humérus, deltoïde, sous-épineux, sus-épineux, sous-scapulaire, petit rond.

### 4.3 Évaluation de la fonction de l'épaule

La fonction de l'épaule de chacun des travailleurs a été évaluée à l'aide du score de Constant et du score *QuickDASH*. Le score de Constant est administré par un physiothérapeute et comprend des aspects d'évaluation subjective de la fonction de l'épaule au quotidien et une évaluation objective de l'amplitude de mouvement et de la force.

Le score de Constant est moins répandu en clinique, mais son utilité a été démontrée en recherche. Un des inconvénients du score de Constant est sa variabilité entre les évaluateurs (Angst, Schwyzer et coll., 2011). Cependant, afin de réduire cette variabilité, l'équipe de physiothérapeutes impliquée a préalablement établi des lignes directrices claires quant à son application (position du travailleur lors de la mesure de la force, placement du goniomètre pour la mesure de l'amplitude articulaire). Les coefficients de corrélation de Pearson entre différents éléments de la fonction et les paramètres évalués aux sections précédentes ont été calculés afin d'identifier certaines relations linéaires. L'évaluation de la fonction de l'épaule a également été réalisée à l'aide du score *QuickDASH* et l'état psychologique des travailleurs à l'aide du questionnaire SF12v2.

### 4.4 Méthode de détection du centre de la tête humérale par rapport à la glène

La méthode d'évaluation des translations gléno-humérales (GH) développée ici est basée sur la reconstruction et le suivi de la *scapula* et sur l'identification de l'humérus à l'aide d'une sphère (tête) et d'un cylindre (axe de l'humérus). Elle repose donc sur l'acquisition de radiographies EOS™ de travailleurs, à différentes élévations du bras dans le plan de la *scapula*. Comme le protocole d'acquisition vise entre autres des travailleurs souffrant de douleurs à l'épaule, des angles d'élévation bas sont privilégiés. Des acquisitions ont donc été réalisées pour des angles d'élévation de 0°, 10°, 20°, 30°, 60°, 90° et 150°. Chaque acquisition a été réalisée en environ cinq

secondes, permettant ainsi aux travailleurs de maintenir une élévation statique active du bras, sauf lors de l'élévation maximale pour laquelle un support pour le bras a été utilisé de façon à éviter une douleur trop intense chez certains travailleurs. Cette dernière position n'a pas été utilisée dans les analyses subséquentes, mais seulement pour des fins de reconstruction 3D.

#### 4.4.1 Analyse des images

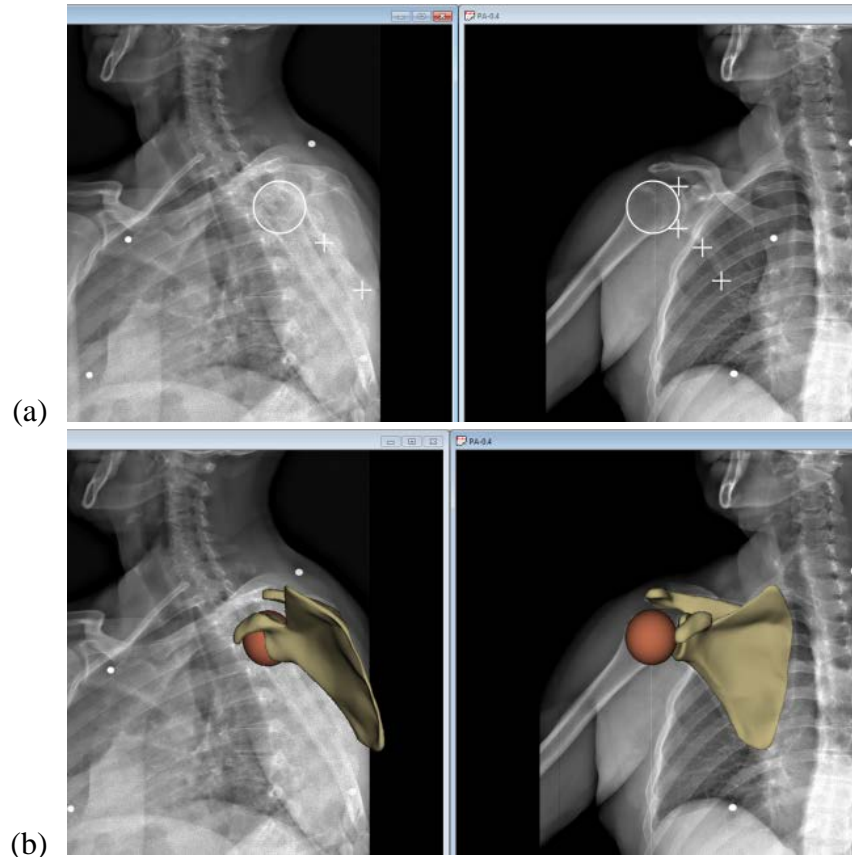
À la suite de l'acquisition des radiographies, l'analyse des images a été réalisée avec un logiciel maison conçu au Laboratoire en imagerie et orthopédie de l'École de technologie supérieure de Montréal et au Laboratoire de biomécanique de l'École nationale Arts et métiers ParisTech en France. Ce logiciel permet de visualiser les radiographies dans un environnement virtuel 3D calibré et de manipuler un objet 3D tout en visualisant ses contours projetés sur les radiographies. Des techniques d'analyse des images et de reconstruction ont été appliquées à la séquence d'images, afin de reconstruire les modèles (simplifié humérus) ou morpho-réaliste (*scapula*) de chacun des os et d'étudier leur mouvement relatif.

##### *Humérus*

Un modèle simplifié d'humérus a été construit à l'aide des images acquises à la première élévation du bras. Le modèle simplifié est constitué d'une sphère ajustée manuellement à la surface articulaire de la tête humérale et d'un cylindre ajusté à la diaphyse. À la suite de l'élaboration du modèle, celui-ci est recalé manuellement sur les images acquises aux autres élévations du bras, en prenant soin de bien superposer les contours projetés de la sphère aux contours de la tête humérale visibles sur les radiographies.

##### *Scapula*

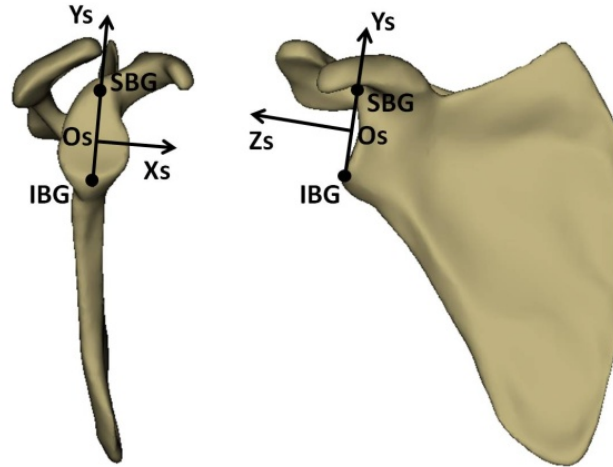
La *scapula* a une forme complexe qui se prête mal à une identification à l'aide d'un modèle simplifié basé uniquement sur l'identification de repères anatomiques. La méthode de reconstruction développée dans le présent projet permet d'obtenir un modèle morpho-réaliste de la *scapula* à partir d'une seule paire de radiographies. La position et l'orientation de la *scapula* et de la glène peuvent donc être déterminées à la première élévation du bras. À la suite de la reconstruction du modèle personnalisé de *scapula* au premier angle d'élévation du bras, les repères anatomiques visibles sur les images à chacune des élévations du bras subséquentes sont numérisés et utilisés pour effectuer le recalage du modèle. Comme durant le processus de reconstruction, chacun des repères anatomiques numérisés donne soit un point 3D s'il est stéréocorrespondant, soit une droite de projection s'il ne l'est pas (c'est-à-dire qu'il n'est pas visible sur les deux radiographies). Le modèle personnalisé de la *scapula* est ensuite automatiquement recalé rigidement de manière à minimiser la distance entre les repères anatomiques 3D du modèle et les points et droites correspondants. Après le recalage du modèle à l'ensemble des angles d'élévation, la solution du recalage est inspectée à chacun des angles d'élévation afin de s'assurer que les contours réels de la *scapula* du sujet et les contours projetés du modèle se superposent adéquatement. Lorsque nécessaire, le recalage et la forme du modèle de *scapula* peuvent être manuellement ajustés par l'utilisateur afin d'améliorer la correspondance entre le modèle et la *scapula* du sujet. La Figure 1 présente les radiographies d'un travailleur, acquises à 0° et 30° d'élévation du bras, et sur lesquelles sont visualisés en (a) les repères anatomiques numérisés sur les images lors de l'initialisation de la solution et en (b) la solution finale.



**Figure 1- Radiographie d'un travailleur à 0° et 30° d'élévation du bras. (a) Initialisation de l'analyse (+: repères anatomiques de la *scapula*, o: tête humérale). (b) Résultat de l'analyse (modèle surfacique de la *scapula* et sphère de la tête humérale).**

#### 4.4.2 Description du mouvement

Après l'analyse des images, les modèles recalés à chacune des positions d'élévation du bras ont permis d'étudier le mouvement relatif entre la *scapula* et l'humérus. À cette fin, des systèmes d'axes, ou repères locaux, associés à la *scapula*, à l'humérus et au thorax ont été construits. Le repère local de la *scapula* a été défini à partir de la glène afin de permettre la description de la position de la tête humérale par rapport à celle-ci. Bien que ce repère local de la *scapula* ne corresponde pas à celui recommandé par l'International Society of Biomechanics (ISB) (Wu, van der Helm et coll. 2005), il semble plus adapté à la description des translations de la tête humérale puisqu'il permet leur description par rapport à la surface articulaire sur laquelle repose la tête humérale. Un tel repère a d'ailleurs été utilisé à plusieurs reprises pour l'étude des translations GH à partir de différentes modalités d'imagerie (Graichen, Stammberger et coll., 2000; Nishinaka, Tsutsui et coll., 2007; Sahara, Sugamoto et coll., 2007; Nishinaka, Tsutsui et coll., 2008; Bey, Kline et coll., 2010) et il a été démontré que son utilisation pour décrire le mouvement de la *scapula* serait également approprié (Ludewig, Hassett et coll., 2010). Ce repère local de la *scapula* est illustré à la Figure 2.

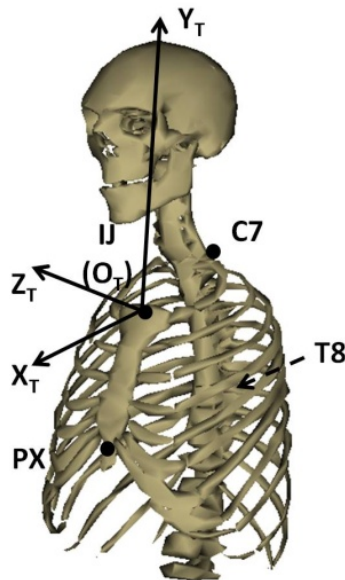


**Figure 2- Système d'axes de la *scapula* basé sur la glène. Os : origine, centroïde de la glène; Zs : perpendiculaire au plan par moindres-carrés de la glène; Ys : le vecteur entre les bords inférieur (IBG) et supérieur (SBG) de la glène, orienté vers SBG; Xs : vecteur perpendiculaire à Zs et Ys, orienté antérieurement.**

Pour les besoins de la présente recherche, seuls le plan d'élévation et l'angle d'élévation de l'humérus sont étudiés. Le repère local de l'humérus a donc été défini uniquement à l'aide du centre de la sphère de la tête humérale et de l'axe longitudinal de la diaphyse (voir Figure 3). Le repère local du thorax a été construit selon les recommandations de l'ISB, à partir de billes radio-opaques qui ont été collées à la peau préalablement à l'acquisition des radiographies. Les billes ont été collées sur les repères anatomiques recommandés par l'ISB, soit l'incisura jugularis (IJ), le processus xiphoïde (PX), la septième vertèbre cervicale (C7) et la huitième vertèbre thoracique (T8). Le repère local du thorax est illustré à la Figure 4. À la suite de la définition des repères locaux associés à chacun des os, la position de la tête humérale a été décrite dans le repère de la *scapula* pour chacun des angles d'élévation. Les translations de la tête humérale par rapport à sa position initiale, lorsque le bras est au repos, ont également été calculées.



**Figure 3- Système d'axes de l'humérus.  $O_H$  : origine, centre de la sphère ajustée à la surface articulaire de la tête humérale;  $Y_H$  : axe longitudinal du cylindre ajusté à la diaphyse de l'humérus en direction proximale.**



**Figure 4- Système d'axes du thorax.  $O_T$  : origine, sur IJ;  $Y_T$  : le vecteur joignant le point milieu de PX et T8 au point milieu de IJ et C7;  $Z_T$  : le vecteur perpendiculaire au plan composé de IJ, C7 et du point milieu de PX et T8, orienté latéralement;  $X_T$  : le vecteur perpendiculaire à  $Y_T$  et  $Z_T$ , orienté antérieurement.**



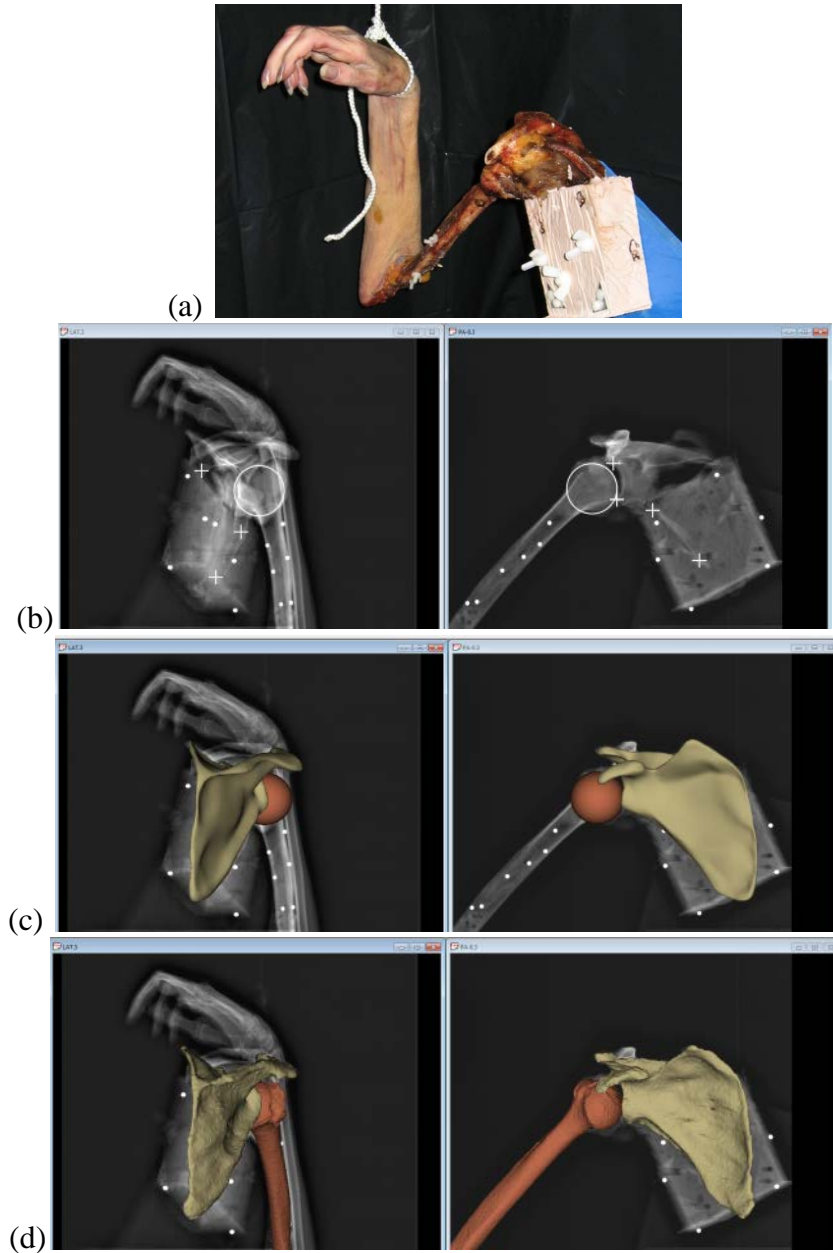
Les performances de la méthode présentée ici pour le calcul des translations GH ont été évaluées en ce qui a trait à sa précision et sa répétabilité. La précision a été évaluée sur cinq épaules cadavériques et la répétabilité, par l'analyse répétée, par deux observateurs, des images acquises de cinq travailleurs. Chacun de ces aspects de la validation de la méthode est détaillé ici.

#### 4.4.3 Précision

Cinq spécimens d'épaule sans signe apparent de pathologie musculo-squelettique ont été utilisés pour évaluer la précision de la méthode (Sins et coll., 2012). Chacune des épaules a été disséquée de tout tissu mou, sauf la capsule articulaire. Après la dissection, la *scapula* a été fixée dans un bloc de polyester, puis scannée (CT) avec une épaisseur de tranche de 0.5 mm, avant d'être reconstruite à l'aide du logiciel sliceOmatic (TomoVision, Montréal, Canada). Les régions et repères anatomiques présentés aux sections précédentes ont ensuite été numérisés manuellement sur chacun des modèles 3D reconstruits, et les repères locaux de la *scapula* et de l'humérus ont été associés à chacune des épaules.

Préalablement à l'acquisition des images, les *scapulas* ont été fixées à un montage expérimental développé par Sins et coll. (2012). Ce montage permet d'effectuer une élévation du bras en respectant un rythme scapulo-huméral de 1:2 tel que décrit dans la littérature (de Groot, Valstar et coll., 1998; Mandalidis, Mc Glone et coll., 1999; Hallstrom et Karrholm, 2009). Les épaules ont été positionnées dans la cabine EOS<sup>TM</sup> de façon à correspondre à la position normale lors d'acquisitions réalisées sur des travailleurs (voir Figure 5), puis des radiographies ont été acquises à sept angles d'élévation du bras représentatifs des positions étudiées *in vivo*. Après l'acquisition des radiographies, les modèles 3D des *scapulas*, issus du CT, ont été recalés aux *scapulas* visibles sur les images prises lors de la première élévation du bras. Des billes de tantale et de cuivre avaient été collées à chacun des os préalablement à l'acquisition des radiographies. Ces billes ont été numérisées sur chacune des radiographies et ont été utilisées pour effectuer le recalage des modèles 3D sur les radiographies, et ainsi que pour calculer la transformation rigide permettant de retrouver la position et l'orientation de chacun des os à l'ensemble des angles d'élévation. Le mouvement relatif entre les deux os, et plus spécifiquement les translations gléno-humérales (inféro-supérieures, médio-latérales et antéro-postérieures), ont ensuite été déterminées à l'aide de calculs matriciels simples.

La méthode d'analyse des images décrite précédemment a par la suite été appliquée aux images des épaules cadavériques afin d'évaluer les translations GH pour l'ensemble des angles d'élévation du bras (voir Figure 5). Ces translations GH ont par la suite été comparées à celles évaluées grâce au recalage rigide des modèles CT.



**Figure 5- Radiographies du spécimen cadavérique à 30° d'élévation du bras. (a) Image du spécimen fixé au montage, dans le système d'acquisition d'images. (b) Initialisation de l'analyse (+: repères anatomiques de la *scapula*, o: tête humérale). (c) Résultat de l'analyse (modèle surfacique de la *scapula* et sphère de la tête humérale). (d) Modèles issus du CT superposés aux radiographies.**

#### 4.4.4 Répétabilité

La répétabilité de la méthode a été évaluée à partir des images acquises de cinq travailleurs présentant des ruptures de la coiffe des rotateurs (3 hommes, 2 femmes, 42-65 ans). Des images ont été acquises à l'aide du protocole décrit plus tôt. Après quoi, les images acquises aux angles d'élévation 0°, 30° et 90° ont été analysées par deux observateurs à trois reprises. Les intervalles de confiance à 95 % (2\*RMS) intra et interobservateur ont été calculés pour les translations GH à chacun des trois angles d'élévation, dans chacune des directions du repère local de la *scapula* (Xs, Ys, et Zs).

#### 4.4.5 Translations GH vs fonction de l'épaule

Les coiffes des rotateurs des travailleurs avec rupture de la coiffe ont fait l'objet d'un examen parIRM et échographie dont les résultats ont été évalués par une radiologue experte. Les tendons rompus ont été identifiés et les dimensions des ruptures (extension dans le plan sagittal et rétraction dans le plan frontal) ont été mesurées. La fonction de l'épaule de chacun des travailleurs a été évaluée par un physiothérapeute à l'aide du score de Constant (Constant et Murley, 1987), qui permet une évaluation subjective de la douleur et de la fonction globale de l'épaule, ainsi qu'une évaluation objective de la force et de l'amplitude de mouvement de l'épaule. La douleur à l'épaule a été évaluée à l'aide d'une échelle visuelle analogue (EVA) et la fonction globale, à l'aide d'un questionnaire subjectif. L'amplitude de mouvement a été mesurée et évaluée par le physiothérapeute à l'aide de différents mouvements standards effectués par le patient. La force développée par l'épaule du patient durant cinq secondes en flexion statique, à 90° d'élévation du bras dans le plan de la *scapula*, bras en rotation neutre, a été mesurée à l'aide d'un dynamomètre. À la suite de l'évaluation de la coiffe des rotateurs et de la fonction de l'épaule, les translations GH ont été évaluées pour chacun des travailleurs à l'aide du protocole d'acquisition et de la méthode d'analyse décrits plus tôt. Chaque angle d'élévation du bras (0°, 10°, 20°, 30°, 60°, 90°<sup>1</sup>) a été maintenu activement par les travailleurs, sans utilisation de support, durant les cinq secondes que durent les acquisitions. Les translations GH ont par la suite été évaluées à l'aide de la méthode d'analyse décrite plus haut et les amplitudes maximales dans chacune des directions du repère local de la *scapula* ont été rapportées. Des corrélations de Pearson ont été calculées entre la fonction de l'épaule et la taille de la rupture de la coiffe ou les translations GH.

<sup>1</sup> L'angle 150° n'a pas été maintenu activement par l'ensemble des travailleurs, la plupart ayant utilisé le support. C'est la raison pour laquelle il n'est pas mentionné ici.

## 4.5 Méthode d'estimation du ratio de forces coaptatrices-élevatrices du deltoïde moyen

### 4.5.1 Travailleurs

L'étude a été réalisée *in vivo* sur une série de 11 travailleurs (Lagacé, 2012). Le groupe étudié était composé de travailleurs pathologiques (Tableau 2) présentant des ruptures partielles (RP) et des ruptures transfixiantes (RT).

Tableau 2- Échantillon de travailleurs pathologiques

	Âge	Sexe	Pathologie
<b>Sujet 1</b>	65	M	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
<b>Sujet 2</b>	59	F	Sous-épineux (RT)
<b>Sujet 3</b>	46	F	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
<b>Sujet 4</b>	55	F	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
<b>Sujet 5</b>	61	F	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)
<b>Sujet 6</b>	55	M	Sus-épineux (RT) et sous-épineux (RT)
<b>Sujet 7</b>	63	M	Sous-épineux (RP) et sous-scapulaire (RP)
<b>Sujet 8</b>	55	M	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)
<b>Sujet 9</b>	55	F	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)
<b>Sujet 10</b>	51	M	Sus-épineux (RP) et sous-épineux (RT)
<b>Sujet 11</b>	62	M	Sus-épineux (RT), sous-épineux (RT) et sous-scapulaire (RT)

### 4.5.2 Méthode

Le ratio de forces coaptatrices-élevatrices (FCE) est l'indice utilisé pour déterminer la relation entre la morphologie de l'épaule (plus précisément du deltoïde moyen) et son état fonctionnel. Ce ratio est basé sur le ratio de forces abaissantes/élevatrices introduit par Billuart et coll. (2007). Il a été modifié légèrement, tel qu'expliqué dans la suite du texte.

Tandis que le ratio abaissant/élevateur (équation 1) considère uniquement les forces dans la direction humérale, le ratio FCE (équation 2) considère en plus les forces coaptatrices, qui pressent la tête humérale vers la glène. Les équations décrivant les ratios sont les suivantes :

$$Ratio_{abaissant/élevateur} = \frac{|-\vec{R}_y|}{|-\vec{F1}_y|} = \frac{|FES_{Humérus}|}{|FID_{Humérus}|} \quad (1)$$

Où

$\overrightarrow{FES}_{Humérus}$  = Force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction humérale (force abaissante)

$\overrightarrow{FID}_{Humérus}$  = Force au point d'insertion distal dans la direction humérale (force élévatrice)

et,

$$Ratio_{coaptatrices/élévatrices} = \frac{|\overrightarrow{FES}_{Glène}|}{|\overrightarrow{FES}_{Humérus} + \overrightarrow{FID}_{Humérus}|} \quad (2)$$

Où

$\overrightarrow{FES}_{Glène}$  = Force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction normale à la glène (force coaptatrice)

La force  $\overrightarrow{FES}_{Glène}$  serait l'équivalent de la force  $R$  issue de la méthode de Billuart et coll. (2007) mais projetée sur la direction de coaptation (direction normale à la glène).

Pour le calcul du ratio, il est donc nécessaire de déterminer les forces exercées par le deltoïde moyen sur le complexe articulaire de l'épaule, ainsi que la direction humérale (direction longitudinale de la diaphyse) et la direction perpendiculaire à la surface glénoïdale.

Le processus de calcul de forces présentes dans le deltoïde se divise en plusieurs étapes qui sont présentées dans les prochaines sous-sections :

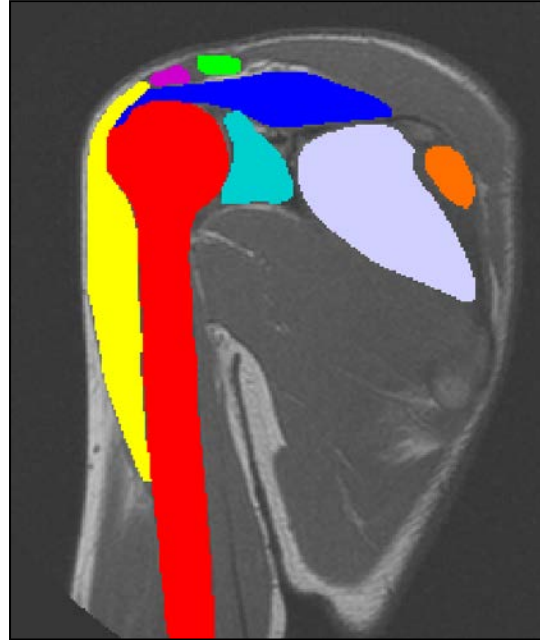
- Segmentation des images IRM
- Reconstruction 3D
- Analyse biomécanique planaire de la portion moyenne du deltoïde

#### 4.5.2.1 Segmentation des images IRM

Le processus de segmentation des images consiste à identifier pour chacune d'elles les divers éléments d'intérêt :

- Structures osseuses telles que l'humérus, l'acromion, la clavicule et la glène;
- Les tissus mous tels que le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs.

Le logiciel utilisé est sliceOmatic® (TomoVision, Montréal). La segmentation a été faite de manière manuelle (voir Figure 6).

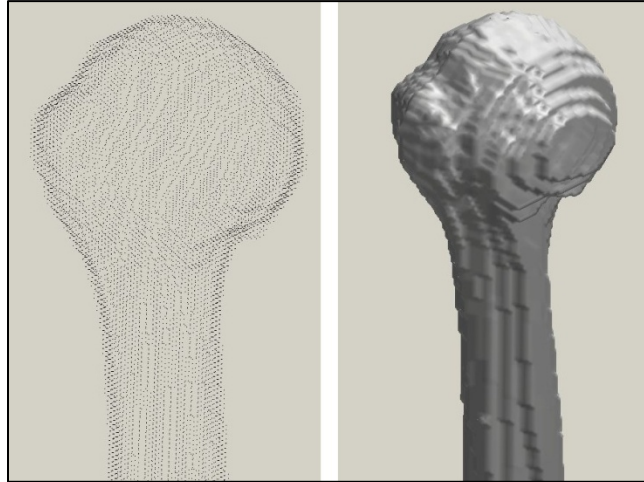


**Figure 6- Segmentation manuelle**

La Figure 6 montre la segmentation de l'humérus (rouge), de l'acromion (mauve), de la clavicule (vert), de la glène (cyan), du deltoïde (jaune), du sus-épineux (bleu) et du sous-scapulaire (gris). Même s'ils ne sont pas visibles dans la Figure 6, le sous-épineux et le petit rond font partie également des structures anatomiques segmentées dans d'autres plans du volume IRM.

#### **4.5.2.2 Reconstruction 3D**

Le même logiciel (sliceOmatic®) a été utilisé pour effectuer la reconstruction 3D des éléments segmentés. Chaque structure segmentée est traitée comme un ensemble de points dans l'espace (voir Figure 7) qui sont regroupés pour former un volume. Trois points forment une *facette*, la totalité des *facettes* forme un volume. Ce principe est appliqué séparément pour chacun des éléments.



**Figure 7- Points (gauche) et *facettes* (droite) formant le volume de la tête humérale**

Les reconstructions 3D produites grâce au logiciel sliceOmatic® ont besoin de traitement, car elles ne sont pas morphologiquement admissibles. L'épaisseur des tranches (3 mm) cause le problème des « marches d'escalier », qui est facilement observable dans la Figure 7. Afin de régler ce problème, un processus itératif de lissage et krigeage<sup>2</sup> a été appliqué à chacun des éléments.

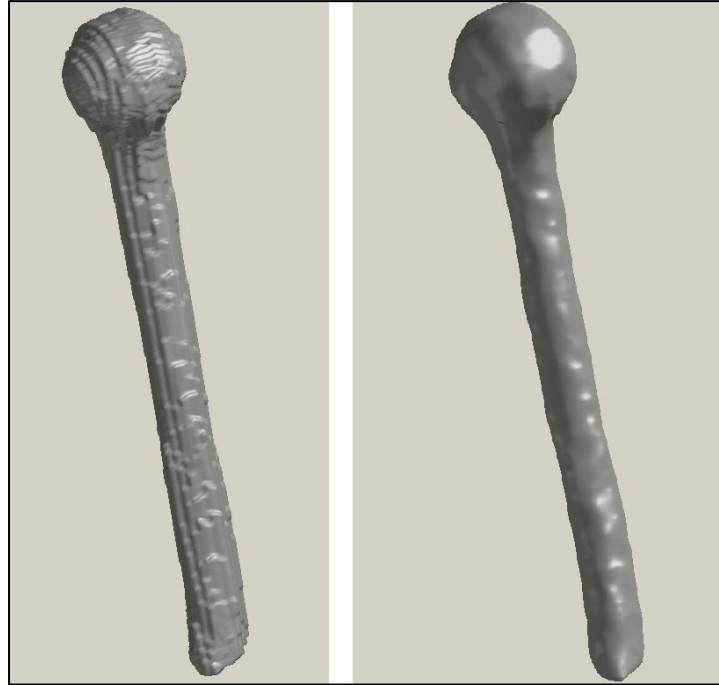
Le processus est divisé en trois étapes :

- une première étape itérative de lissage,
- une étape itérative de krigeage, et
- une deuxième étape non itérative de lissage.

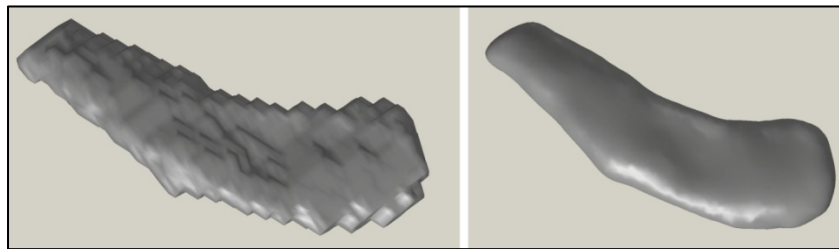
La méthode a été appliquée à l'aide du logiciel MATLAB®. Des résultats issus de l'application de cette méthode sont montrés visuellement dans les Figures 8 et 9.

---

<sup>2</sup> C'est une méthode d'interpolation spatiale qui estime la valeur des points appartenant à une région non échantillonnée à partir des valeurs des points appartenant aux régions échantillonnées en garantissant le minimum de variance.



**Figure 8- Humérus avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode**



**Figure 9- Clavicule avant (gauche) et après (droite) l'application de la méthode**

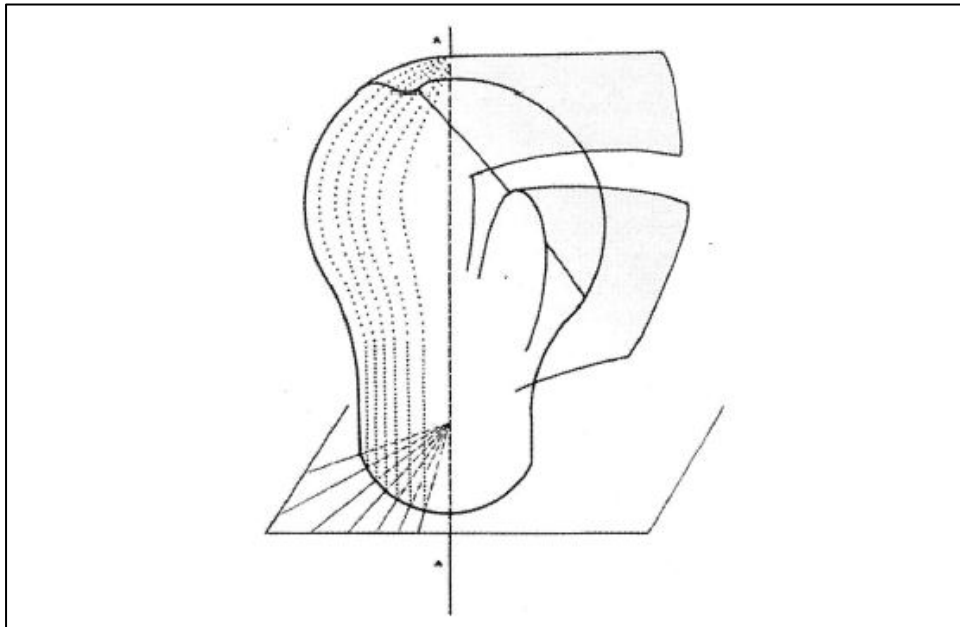
#### **4.5.2.3 Analyse biomécanique planaire de la portion moyenne du deltoïde**

La partie moyenne du deltoïde a été divisée en plusieurs parties. Chaque subdivision est contenue dans un plan qui traverse le deltoïde selon divers critères. Ceux-ci sont basés sur des hypothèses mécaniques correspondant au fonctionnement de l'articulation scapulohumérale ainsi que sur des hypothèses morphologiques correspondant aux structures anatomiques formant le complexe articulaire de l'épaule.

Tout d'abord, du côté morphologique, la partie moyenne du deltoïde a été considérée comme un ensemble de ficelles (voir Figure 10) prenant leur origine au V deltoïdien (insertion distale) et leur insertion proximale à l'acromion et la clavicule. De plus, l'ensemble de tendons des muscles de la coiffe des rotateurs (TCR) et la tête humérale ont été considérés comme une sphère sur



laquelle s'appuient les ficelles représentant la partie moyenne du muscle deltoïde (Gagey et Hue, 2000; Billuart et coll., 2007).



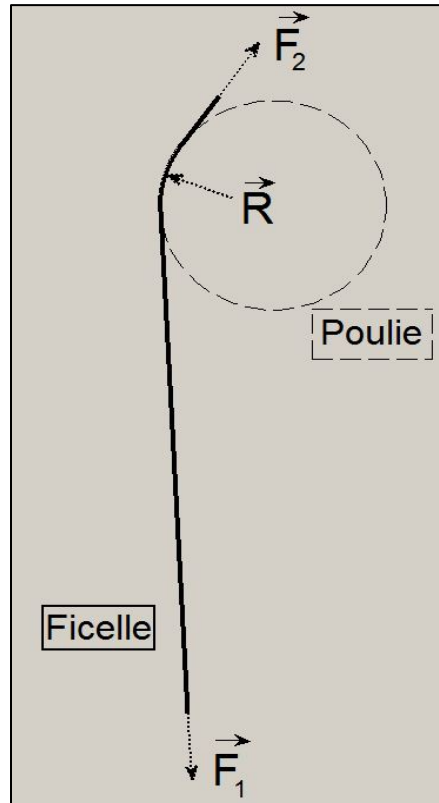
**Figure 10- Ficelles représentant la partie moyenne du deltoïde.  
Tirée de Gagey et Hue (2000, p. 254)**

Ensuite, du point de vue mécanique, chacune des ficelles et la sphère sont considérées comme un système de poulies servant à la transmission du mouvement (Gagey et Hue, 2000; Billuart et coll., 2007). En effet, un calcul de forces peut être effectué pour chacun des systèmes de poulies (voir Figure 11). Par conséquent, l'équation (3) a été formulée :

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{R} = \vec{0} \quad (3)$$

Où

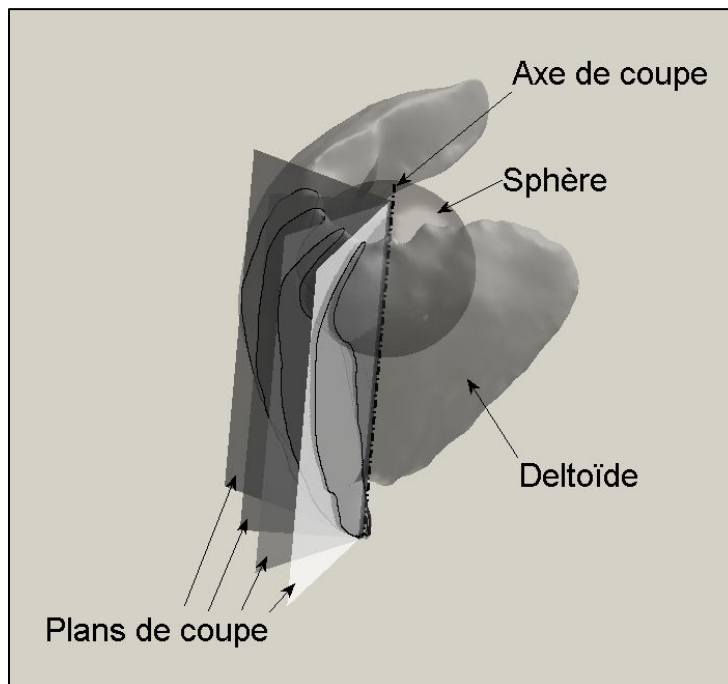
- $\vec{F}_1$  représente la force à l'insertion distale appliquée sur le deltoïde,
- $\vec{F}_2$  représente la force à l'insertion proximale appliquée sur le deltoïde, et
- $\vec{R}$  représente la force de réaction au contact avec la sphère appliquée sur le deltoïde.



**Figure 11- Forces présentes dans les systèmes de poulies**

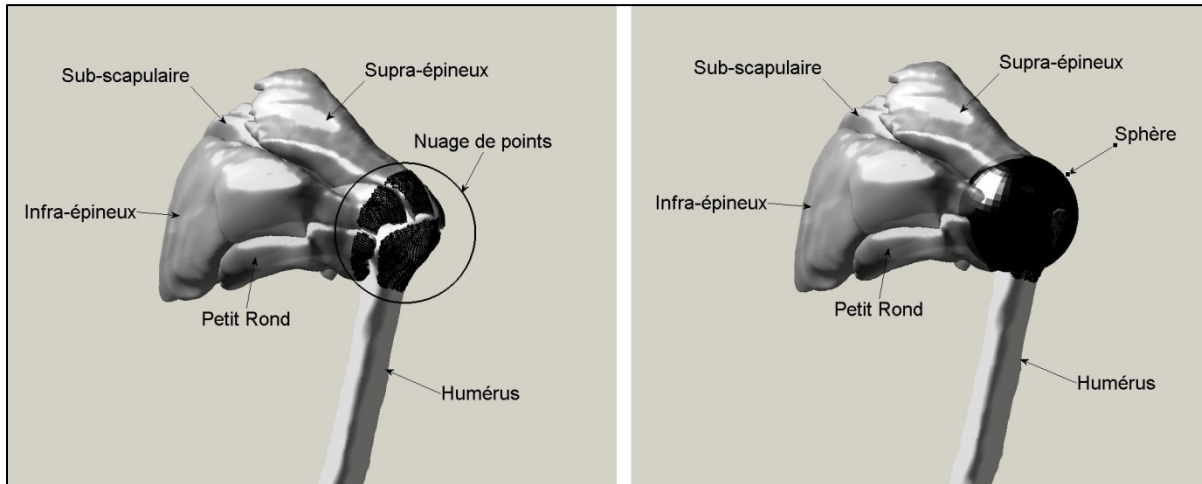
Le module des forces  $\vec{F}_1$  et  $\vec{F}_2$  est considéré équivalent : pas de frottement. Dans cette étude, ces forces ont été considérées comme étant unitaires puisqu'elles servent à calculer une grandeur sous forme de ratio.

Chacune des ficelles est contenue dans un plan de coupe (voir Figure 12). Ceux-ci sont déterminés à l'aide d'un axe de coupe.



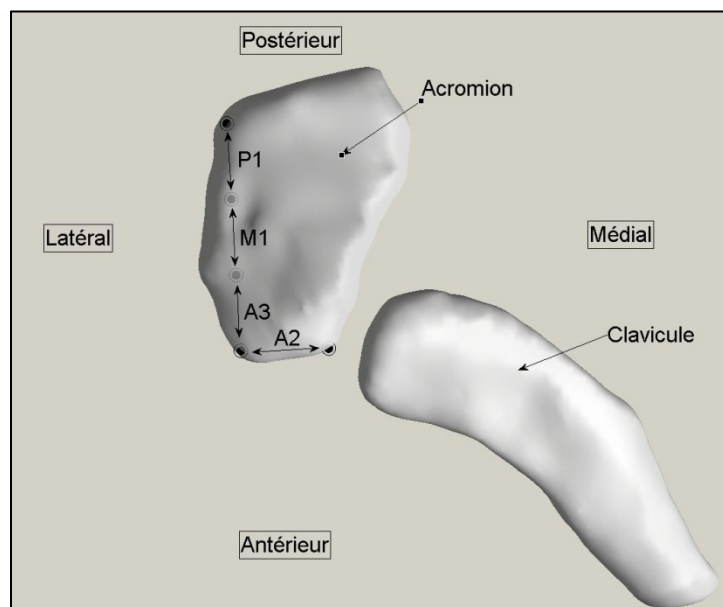
**Figure 12- Exemple des plans de coupe**

L'axe de coupe passe par le centre de la sphère formée par les tendons des muscles de la coiffe des rotateurs et le point le plus distal au V deltoïdien (point d'insertion distal). La sphère a été calculée à l'aide du logiciel *ModeleX* (développé au Laboratoire en imagerie et orthopédie de l'École de technologie supérieure de Montréal ainsi qu'au Laboratoire de biomécanique de l'École nationale Arts et métiers ParisTech en France), qui permet la sélection manuelle de points dans un volume. Le nuage de points appartenant aux tendons des muscles de la coiffe des rotateurs ainsi qu'à la tête humérale qui est en contact avec la face la plus profonde du deltoïde a donc été sélectionné. Ensuite, la sphère englobant ce nuage a été calculée par la méthode des moindres carrés (voir Figure 13).



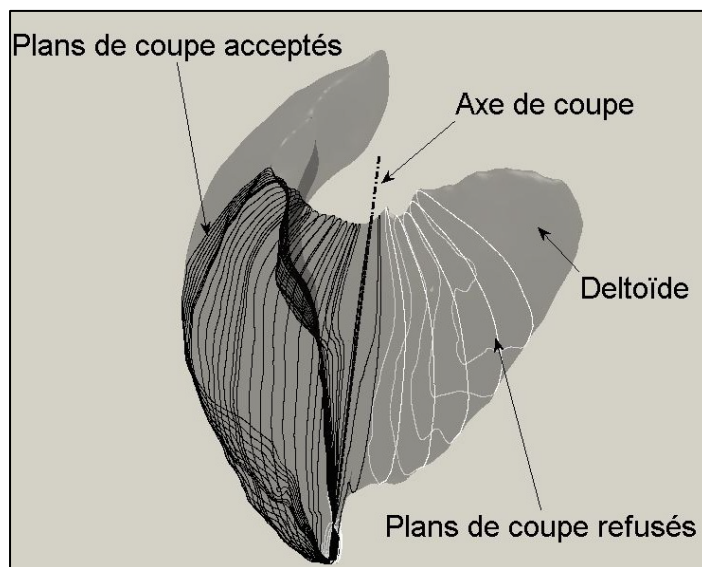
**Figure 13- Nuage de points et sphère par moindres carrés correspondant aux tendons de la coiffe des rotateurs et à la tête humérale**

L'éventail de ficelles à considérer, les zones A2, A3, M1 et P1, qui constituent la portion moyenne du deltoïde, est déterminé à travers les points d'insertion acromiaux du deltoïde. Le point de l'acromion le plus postérieur, le point de l'acromion le plus antérieur et le point de l'acromion le plus proche de l'articulation acromioclaviculaire sont déterminés manuellement (voir Figure 14). À partir des points le plus postérieur et le plus antérieur de l'acromion, la face latérale de l'acromion est divisée en trois parties de même longueur qui définissent les tendons intramusculaires P1, M1 et A3. La partie correspondant au tendon intramusculaire A2 est définie à partir du point le plus antérieur de l'acromion et celui le plus proche de l'articulation acromioclaviculaire.



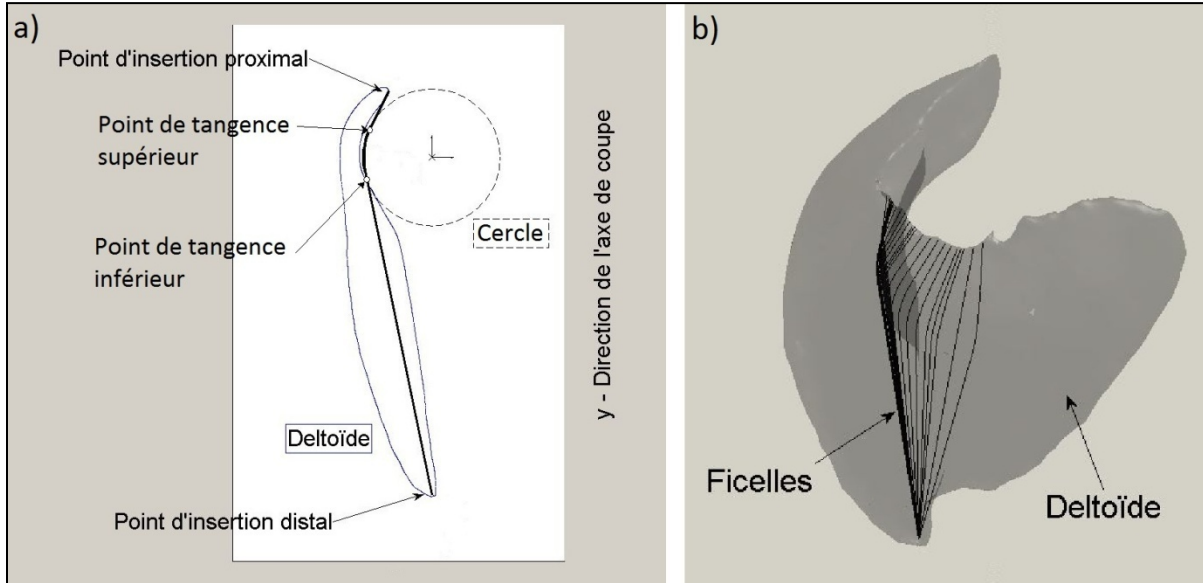
**Figure 14- Choix des points délimitant les zones des tendons intramusculaires**

Les plans définis dans cet éventail (dix plans de coupe pour chacune des parties) ne sont pas forcément l'ensemble final de plans avec lequel l'étude est réalisée. Les plans de coupe où le deltoïde n'est pas représenté de manière continue sont exclus (refusés) par la suite (voir Figure 15).



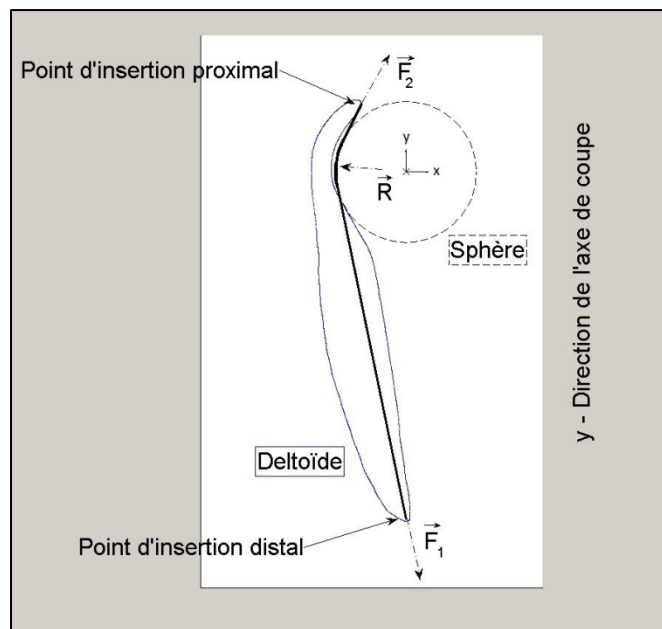
**Figure 15- Plans de coupe acceptés et refusés**

Les ficelles sont déterminées dans chacun des plans de coupe par le point d'insertion distal (commun à toutes les ficelles, car il fait partie de l'axe de coupe), par le cercle issu de la coupure de la sphère et par le point d'insertion proximal. Ce dernier est considéré comme le point du deltoïde le plus proche de l'acromion. Finalement, l'ensemble de droites tangentes au cercle et passant par les points d'insertion, plus l'arc du cercle entre les points de tangence déterminent la ficelle (a) (voir Figure 16). Celles-ci peuvent être ensuite représentées dans l'espace (b) (voir Figure 16).



**Figure 16- Détermination des ficelles dans les plans de coupe (a) et ficelles représentées dans l'espace (b)**

Chacune des ficelles est assignée à un système de poulies. Par conséquent, une analyse de forces peut être effectuée. Cette analyse a été faite à l'aide des diagrammes du corps libre (voir Figure 17), où le corps à l'étude est la ficelle. Toutes les forces calculées s'exercent donc sur la ficelle. Il faut souligner que cette analyse des forces a été réalisée en 2D sur chacun des plans contenant une ficelle. En effet, un changement de repère du modèle 3D vers chacun des plans a été nécessaire.



**Figure 17- Diagramme de corps libre de la ficelle**

Chacun des diagrammes du corps libre fourni un ensemble de forces (vecteurs)  $\vec{F}_1, \vec{F}_2$  et  $\vec{R}$  dans le domaine planaire. Cet ensemble de vecteurs peut néanmoins être représenté dans le domaine spatial en réalisant les changements de repère des plans contenant les ficelles vers le modèle 3D.

Ensuite, les forces moyennes sont calculées dans chacune des parties correspondant aux tendons intramusculaires (voir Figure 18). Sachant que les tendons intramusculaires M1 et A3 présentent une activité musculaire d'environ 1,25 fois plus élevée par rapport aux autres tendons intramusculaires lors du mouvement d'abduction (Sakoma, Sano et coll., 2010), les forces moyennes dans ces parties ont été multipliées par 1,25. Les forces totales sont finalement calculées comme la somme des forces moyennes.

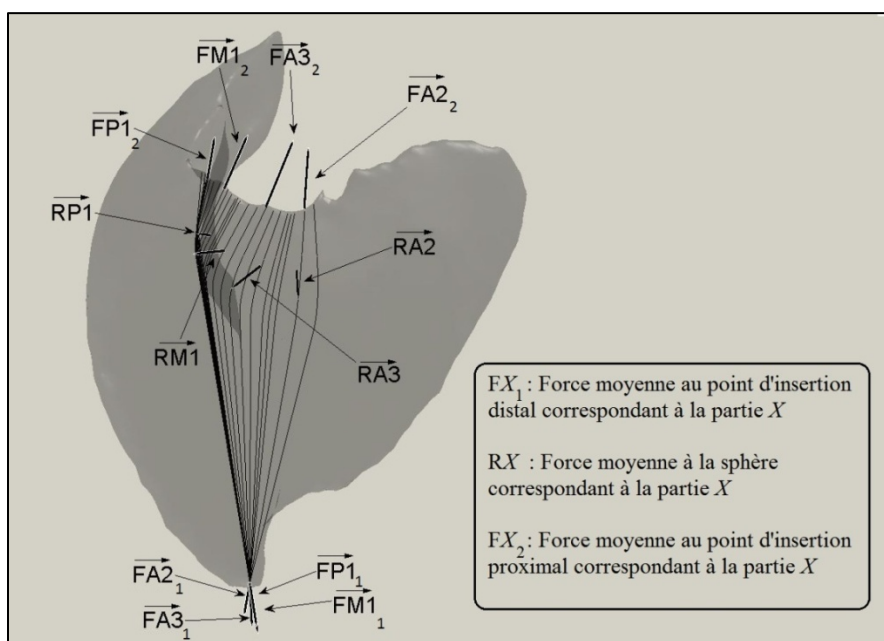
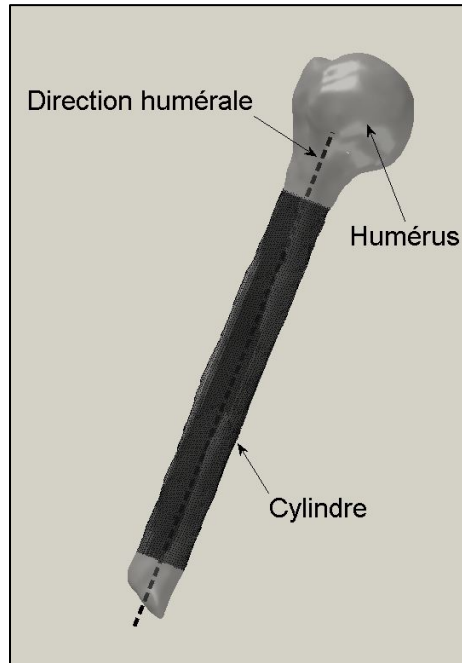


Figure 18- Forces moyennes dans chacune des parties

#### 4.5.2.4 Calcul du ratio des forces coaptatrices-élevatrices

Tel que dit précédemment, la force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction humérale ( $\vec{FES}_{Humérus}$ ), la force au point d'insertion distal dans la direction humérale ( $\vec{FID}_{Humérus}$ ), et la force sur l'extrémité supérieure de l'humérus dans la direction perpendiculaire (normale) à la surface de la glène ( $\vec{FES}_{Glène}$ ) doivent être calculées afin de trouver le ratio FCE. La direction humérale et la direction normale à la surface de la glène doivent donc être déterminées.

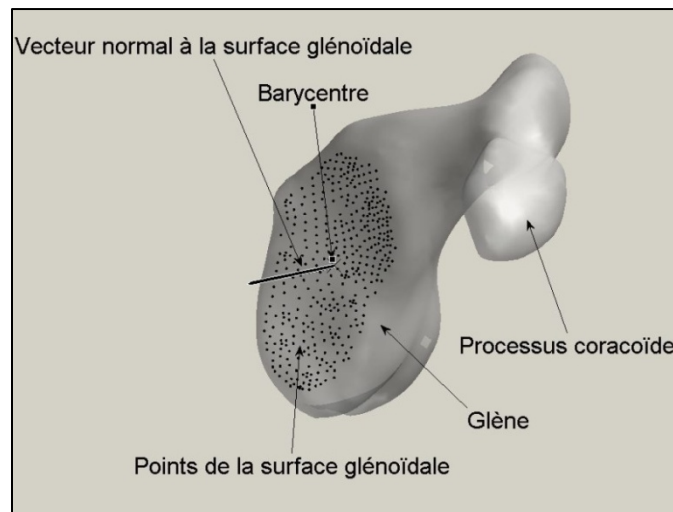
La direction humérale est déterminée par l'axe de la diaphyse humérale. Considérant la diaphyse comme étant un cylindre, son axe a été calculé comme celui du cylindre ajusté à la diaphyse par la méthode de moindres carrés (voir Figure 19).



**Figure 19- Calcul de la direction humérale**

Considérant la glène comme étant une surface quasi plane, la direction normale à la surface de la glène est la direction de plus grande inertie des points appartenant à la surface glénoïdienne.

Tout d'abord, les points de la surface de la glène ont été déterminés manuellement. Ensuite, le tenseur d'inertie a été calculé. Finalement, le vecteur propre correspondant à la plus grande valeur propre a été pris comme la direction normale à la surface de la glène (voir Figure 20).



**Figure 20- Calcul de la direction normale à la surface glénoïdale**



Le ratio FCE peut être finalement calculé :

$$Ratio = \frac{|\overrightarrow{FES_{Glène}}|}{|\overrightarrow{FES_{Humérus}} + \overrightarrow{FID_{Humérus}}|} \quad (4)$$

- La  $\overrightarrow{FES_{Glène}}$  est calculée comme la force totale à la sphère des TCR plus tête humérale, projetée sur la direction normale à la surface de la glène.
- La  $\overrightarrow{FES_{Humérus}}$  est calculée comme la force totale à la sphère des TCR plus tête humérale, projetée sur la direction humérale.
- La  $\overrightarrow{FID_{Humérus}}$  est calculée comme la force totale au point d'insertion distal projetée sur la direction humérale.

Toutes les projections ont été calculées par l'application du produit scalaire entre deux vecteurs.

## 5. RÉSULTATS

### 5.1 Travailleurs recrutés

Les travailleurs (n= 90) étaient également répartis selon le sexe. L'épaule dominante a été étudiée dans la majorité des cas. L'âge moyen des travailleurs pathologiques était de 58 ans et celui des travailleurs sains de 56 ans (aucune différence significative). Comme attendu, la fonction de l'épaule des travailleurs sains était considérablement meilleure que celle des travailleurs pathologiques, avec un score de Constant de 87 en moyenne, comparativement à 51 pour les travailleurs pathologiques ( $p < 0,001$ ).

### 5.2 Estimation du mouvement relatif entre le centre de la tête humérale et la glène

#### 5.2.1 Précision

Les translations GH par rapport à la première élévation du bras, bras au repos, et chacun des trois angles d'élévation suivants, ont été déterminés avec une erreur moyenne sous-millimétrique dans chacune des directions du repère local de la *scapula* (voir Tableau 3).

Dans tous les tableaux, la convention de signe est la suivante : selon X, les valeurs positives indiquent une translation antérieure et les valeurs négatives une translation postérieure; selon Y, les valeurs positives indiquent une translation supérieure et les valeurs négatives indiquent une translation inférieure; selon Z, les valeurs positives indiquent une translation latérale et les valeurs négatives indiquent une translation médiale.

**Tableau 3- Moyenne et écart type de l'erreur entre les translations GH calculées à l'aide du modèle CT et de la méthode d'analyse. Adapté de Lagacé et coll. (2012)**

Angle d'élévation	Xs (mm), antérieur		Ys (mm), supérieur		Zs (mm), latéral	
	Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type	Moyenne	Écart type
10°	-1,4	2,6	0,1	0,8	0,6	0,6
30°	-1,3	2,9	-0,5	0,6	0,5	1,5
90°	-0,5	2,0	-0,9	0,3	0,3	1,4

#### 5.2.2 Répétabilité

En ce qui concerne la répétabilité de la mesure chez cinq travailleurs, par deux observateurs, trois fois chacun, les translations GH ont été évaluées à des intervalles de confiance à 95% ( $2 \times \text{RMS}$ ) inter-observateur généralement plus petits que 3 mm dans chacune des directions du repère local de la *scapula*. Les résultats détaillés sont présentés au Tableau 4.

**Tableau 4- Répétabilité de l'évaluation des translations GH. Intervalles de confiance à 95 % (2\*RMS) et valeurs des ICC (modèle 2) pour l'analyse répétée de trois élévations du bras de six travailleurs, par deux observateurs, trois fois chacun. Adapté de (Lagacé, Billuart et coll., 2011)**

Angle d'élévation	Xs (mm), antérieur		Ys (mm), supérieur		Zs (mm), latéral	
	95% CI (2*RMS)	ICC	95% CI (2*RMS)	ICC	95% CI (2*RMS)	ICC
10°	3,6	0,84	2,3	0,86	1,8	0,74
30°	2,9	0,87	2,1	0,94	1,9	0,66
90°	3,4	0,96	2,5	0,98	3,0	-0,06

### 5.2.3 Différence entre travailleurs sains et pathologiques

Aucune différence significative entre l'âge des travailleurs pathologiques et celui des travailleurs sains n'a été trouvée. Si l'on compare les déplacements de la tête humérale entre les travailleurs sains et les travailleurs pathologiques, on trouve plusieurs différences significatives (marquées d'un astérisque), tel que démontré dans les Tableaux 5 à 10.

**Tableau 5- Amplitude de translation (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains**

Travailleurs	amplitudeX	amplitudeY	amplitudeZ
pathologiques	4,73	3,58	2,56
sains	3,98	3,46	1,73
p	0,08	0,42	0,03*

**Tableau 6- Translation maximale (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains**

travailleurs	maxTX	maxTY	maxTZ
pathologiques	2,46	2,43	0,91
sains	2,41	2,28	0,81
p	0,47	0,38	0,35

**Tableau 7- Translation minimum (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains**

travailleurs	minTX	minTY	minTZ
pathologiques	-2,27	-1,14	-1,65
sains	-1,57	-1,18	-0,92
p	0,16	0,47	0,03*

**Tableau 8- Position maximale de la tête par rapport à la glène (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains**

travailleurs	maxPX	maxPY	maxPZ
pathologiques	0,89	3,69	24,92
sains	1,29	4,78	25,46
p	0,32	0,05*	0,19

**Tableau 9- Position minimale de la tête par rapport à la glène (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains**

travailleurs	minPX	minPY	minPZ
pathologiques	-3,85	0,11	22,36
sains	-2,70	1,32	23,73
p	0,08	0,07	0,03*

**Tableau 10- Position initiale de la tête humérale par rapport à la glène (en mm) entre travailleurs pathologiques et sains**

travailleurs	iX	iY	iZ
pathologiques	-1,58	1,26	24,01
sains	-1,12	2,50	24,65
p	0,31	0,04*	0,15

#### **5.2.4 Corrélation entre le déplacement de la tête humérale et la fonction de l'épaule**

Lorsqu'on corrèle les déplacements de la tête humérale avec la fonction de l'épaule (score de Constant), on trouve quelques corrélations significatives, quoique très faibles. Par exemple, on constate sur la Figure 21 une corrélation entre la position initiale de la tête humérale en direction z avec la force mesurée par le test de Constant ( $p < 0,03$ ;  $R^2 = 0,117$ ,  $F = 5,304$ ).

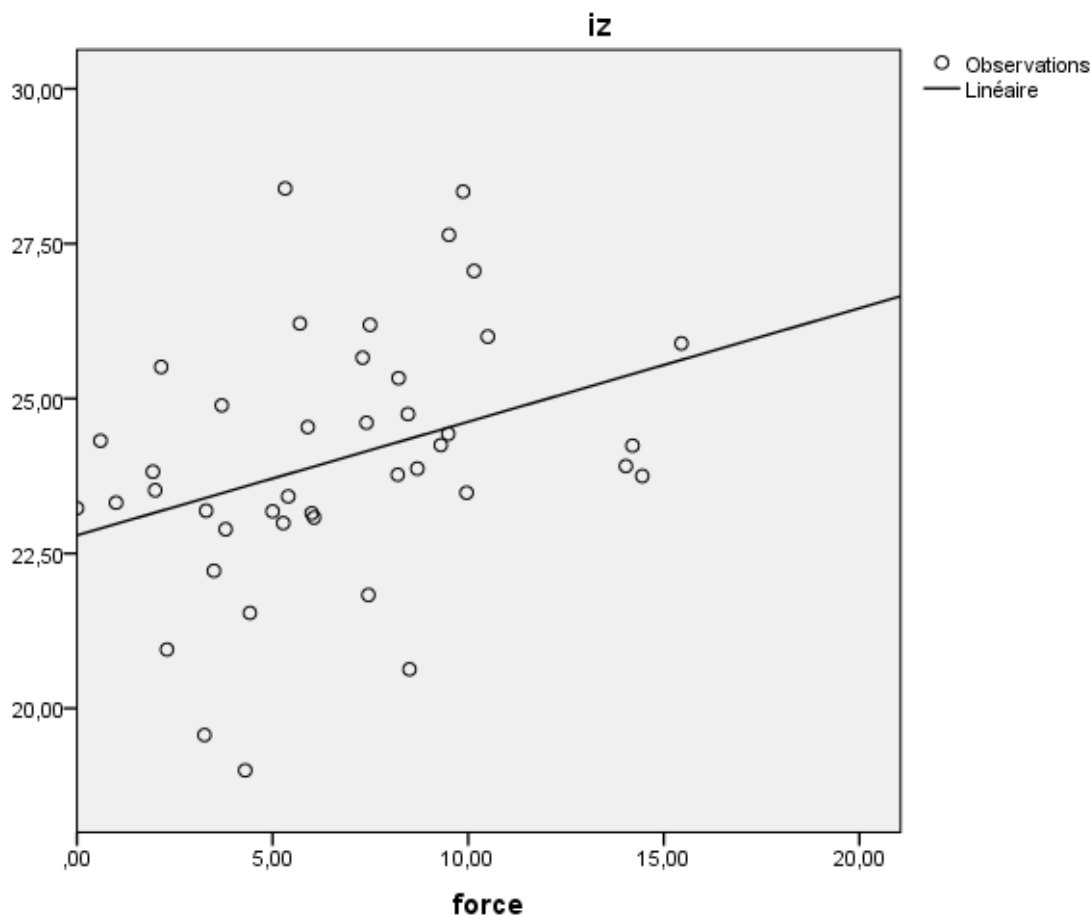
Après correction du score de Constant pour l'âge et le sexe (Katolik, Romeo et coll. 2005), on trouve une corrélation significative, quoique toujours faible ( $R = 0,333$ ,  $p < 0,02$ ) entre maxTy et le score de Constant ajusté (Figure 22). Ce score est calculé selon la formule suivante :

Score normalisé = Score calculé pour le patient / Score de Constant normal pour l'âge et le sexe \* 100

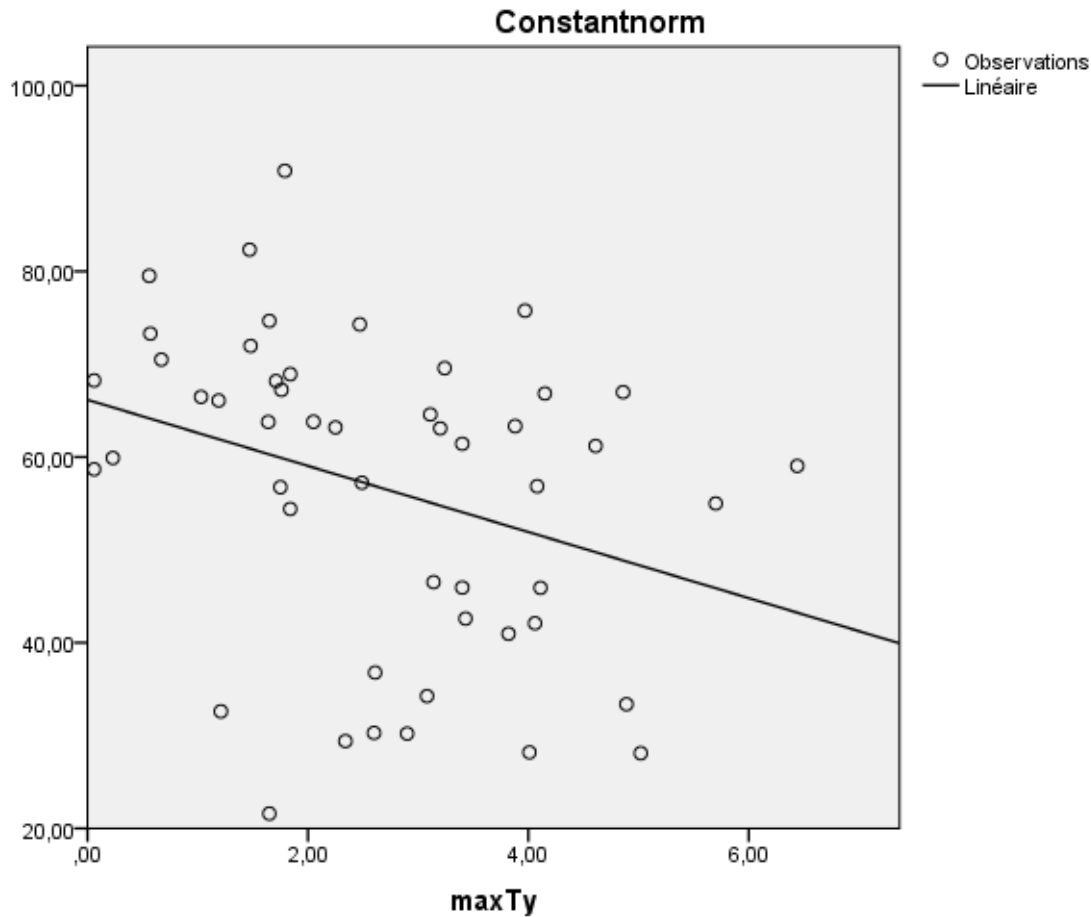
Le Tableau 11 donne le score normal pour l'âge et le sexe établi par Katolik, Romeo et coll. (2005) sur une cohorte de plus de 400 sujets sains.

**Tableau 11- Table de conversion pour le score normalisé (Katolik, Romeo et coll., 2005)**

Âge du sujet	Hommes	Femmes
18-29	95	88
30-39	95	87
40-49	96	86
50-59	94	84
60-69	92	83
>70	88	81



**Figure 21- Corrélation entre la position initiale de la tête humérale selon l'axe z (médio-latéral) et la force**



**Figure 22- Corrélation entre le score de Constant normalisé et maxTy**

On constate que les valeurs sont très dispersées, ce qui explique les faibles niveaux de corrélation observés, quel que soit le calcul du score de Constant utilisé.

Si l'on divise le groupe de travailleurs pathologiques en deux selon leur score de Constant (inférieur à 50/100 et supérieur à 50/100), on peut identifier des différences significatives entre les deux groupes. On voit, par exemple, dans le Tableau 12 que l'amplitude maximale de la tête humérale le long de l'axe Y est significativement plus grande chez les travailleurs pathologiques ayant un score de Constant inférieur à 50 que chez les travailleurs pathologiques ayant un score de Constant supérieur à 50 ( $p < 0,01$ ).

**Tableau 12- Différence de translation maximale entre les travailleurs avec un score de Constant supérieur à 50 et ceux qui ont un score inférieur à 50**

Score de Constant (travailleurs pathologiques)	maxTX	maxTY	maxTZ
<b>0-50</b>	2,31	3,12	1,01
	1,93	1,27	0,83
<b>50-75</b>	2,56	2,01	0,84
	2,19	1,37	0,84
<b>Test de Student (p)</b>	0,35	0,01*	0,27

De même, on constate que la position minimale de la tête humérale par rapport à la glène est légèrement inférieure chez des travailleurs pathologiques ayant un score de Constant inférieur à 50 que chez ceux ayant un score supérieur (Tableau 13).

**Tableau 13- Différence entre la position minimale de la tête humérale par rapport à la glène entre travailleurs avec un score de Constant inférieur ou supérieur à 50/100**

Score de Constant (travailleurs pathologiques)	minPX	minPY	minPZ
<b>0-50</b>	-3,85	0,03	21,36
	2,45	3,73	2,75
<b>50-75</b>	-3,84	0,16	22,97
	2,57	1,97	2,17
<b>Test de Student (p)</b>	0,50	0,44	0,02*

Enfin, la position initiale de la tête humérale est légèrement plus latérale chez des travailleurs avec un score de Constant plus bas que chez des travailleurs avec un score plus élevé que 50/100 (Tableau 14).

**Tableau 14- Position initiale de la tête par rapport à la glène chez des travailleurs avec un score de Constant plus petit ou plus grand que 50/100**

Score de Constant (travailleurs pathologiques)	iX	iY	iZ
<b>0-50</b>	-1,20	0,76	23,32
	2,27	2,66	2,26
<b>50-75</b>	-1,81	1,56	24,44
	3,35	1,69	1,84
<b>Test de Student (p)</b>	0,26	0,12	0,04*

### 5.2.5 Résultats pour le ratio coaptateur-élevateur

Les résultats issus de l'analyse du deltoïde ainsi que de la fonctionnalité de l'épaule à l'aide des questionnaires de fonction SF12v2 pour les 11 travailleurs sont reproduits dans le Tableau 15.

**Tableau 15- Résultats de l'étude pour 11 travailleurs**

	Ratio P_P1	Ratio P_M1	Ratio P_A3	Ratio P_A2	Ratio FCE	Score QuickDASH	Score Constant
<b>Sujet 1</b>	0,09	0,36	0,83	0,97	0,53	22,5	75
<b>Sujet 2</b>	0,03	0,18	0,56	0,95	0,39	43,2	63
<b>Sujet 3</b>	0,05	0,35	0,96	1,04	0,55	50,0	59
<b>Sujet 4</b>	0,12	0,32	0,74	1,17	0,53	80,0	52
<b>Sujet 5</b>	0,24	0,32	0,55	0,74	0,45	55,0	47
<b>Sujet 6</b>	0,19	0,47	0,76	0,86	0,55	54,5	53
<b>Sujet 7</b>	0,05	0,25	0,54	0,61	0,35	34,1	63
<b>Sujet 8</b>	0,68	0,64	0,48	0,40	0,55	50,0	59
<b>Sujet 9</b>	0,04	0,29	0,68	0,57	0,39	43,2	31
<b>Sujet 10</b>	0,11	0,28	0,56	0,89	0,43	45,5	50
<b>Sujet 11</b>	0,01	0,06	1,03	1,84	0,50	45,5	70
<b>Moyenne</b>	0,14	0,32	0,70	0,91	0,47	47,60	56,55

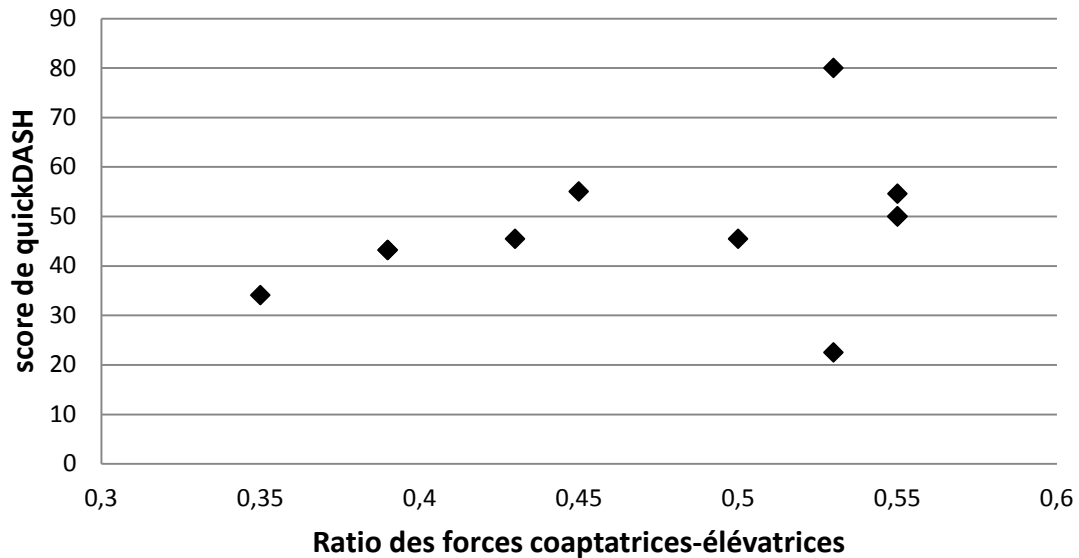
Les ratios correspondant à chacune des parties ont été calculés de la même manière que les ratios FCE du deltoïde moyen mais en considérant uniquement les forces présentes dans chacune des parties.

Le ratio de la partie P1 (Ratio P\_P1) varie de 0,01 à 0,68 avec une valeur moyenne de 0,14. Le ratio de la partie M1 (Ratio P\_M1) varie de 0,06 à 0,64 avec une valeur moyenne de 0,32. Le ratio de la partie A3 (Ratio P\_A3) varie de 0,48 à 1,03 avec une valeur moyenne de 0,70. Le ratio de la partie A2 (Ratio P\_A2) varie de 0,40 à 1,84 avec une valeur moyenne de 0,91. Le ratio FCE du deltoïde moyen varie de 0,35 à 0,55 avec une valeur moyenne de 0,47. Le score

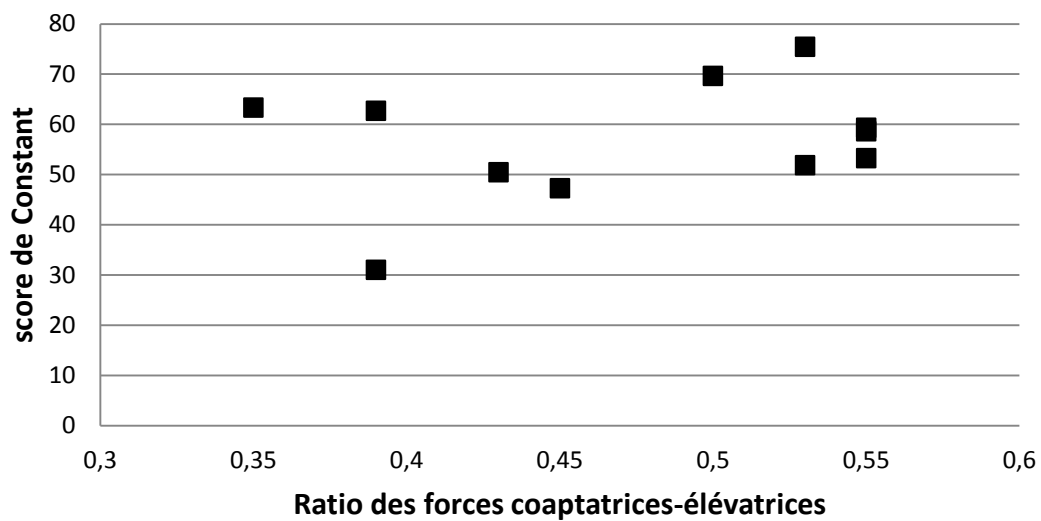


*QuickDASH* varie de 22,5 à 80,0 avec une valeur moyenne de 47,60. Finalement, le score de Constant varie de 31 à 75 avec une valeur moyenne de 56,55.

Les Figures 23 et 24 montrent la relation qui existe entre le ratio FCE et la fonctionnalité de l'épaule à l'aide des questionnaires de fonction de *QuickDASH* et de Constant.



**Figure 23-** Relation du ratio FCE et le score de *QuickDASH*



**Figure 24-** Relation du ratio FCE et le score de Constant

Finalement, la Figure 25 montre les ratios FCE des différentes parties du deltoïde moyen de tous les travailleurs ainsi que la moyenne de ceux-ci.

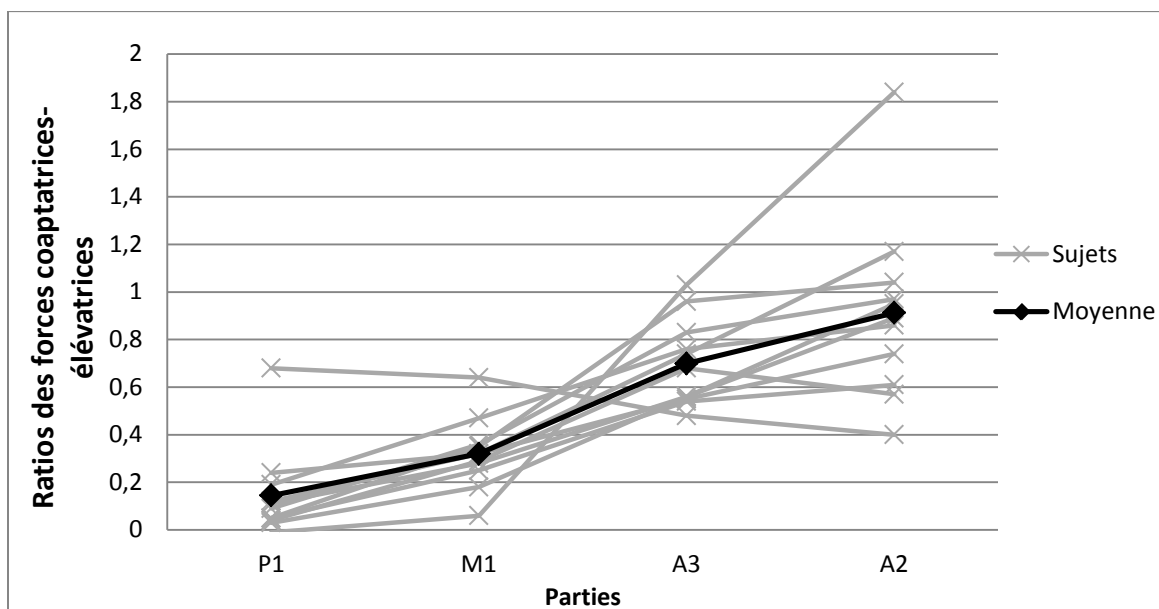


Figure 25- Ratios des forces coaptatrices-élevatrices selon les parties

La Figure 25 montre aussi que le ratio de forces devient plus coaptateur pour les fibres situées dans la partie antérieure du deltoïde moyen, comparé au ratio des fibres du deltoïde postérieur.

## 6. DISCUSSION

### 6.1 Indice radiologique représentatif de la fonction articulaire

La validation de la méthode a permis de démontrer qu'il est faisable d'utiliser EOS<sup>TM</sup> pour faire l'analyse morpho-fonctionnelle de l'épaule en 3D et en pseudo-cinématique. La précision de la méthode, telle qu'évaluée avec des cadavres, est acceptable (sous-millimétrique, sauf en direction antérieure) et la répétabilité de la méthode permet de détecter les déplacements du centre de la tête humérale à environ 2 mm près, selon l'observateur, pour l'amplitude en direction inféro-supérieure. La méthode nécessite approximativement 20 minutes de manipulations par un observateur expert, formé aux images radiologiques de l'épaule, pour identifier les repères anatomiques nécessaires à la construction du modèle 3D paramétré de la *scapula*.

Les résultats obtenus à ce jour sur l'ensemble de la cohorte ne permettent pas de démontrer une corrélation claire entre le déplacement de la tête humérale selon une direction donnée (inféro-supérieure, médio-latérale ou proximo-distale) et le score de Constant. On observe des tendances générales, notamment pour la position initiale de la tête humérale par rapport à la glène en direction médio-latérale, où on voit une corrélation faible, mais significative entre cette mesure et la force du travailleur telle que mesurée avec le test du Constant. En ajustant le score de Constant en fonction de l'âge et du sexe des travailleurs pathologiques, on constate une corrélation significative, quoique toujours faible avec le déplacement inféro-supérieur MaxTy. Par ailleurs, nous avons pu montrer que les travailleurs pathologiques qui avaient un score de Constant faible (inférieur à 50/100) avaient des déplacements de leur tête humérale significativement différents de ceux ayant un score de Constant plus élevé (supérieur à 50/100).

Ces résultats montrent qu'il n'existe pas de corrélation forte entre un paramètre unique et la fonction de l'épaule du travailleur. Néanmoins, il est à noter ici que nous n'avons réalisé que des analyses simples et qu'il est possible d'explorer, par exemple, la combinaison de plusieurs variables. Pour développer un indice représentatif de la fonction de l'épaule, avec une valeur prédictive, il y a donc lieu d'explorer plus avant cette base de données très riche et de construire un indice multivariable, comprenant des données pseudo-cinématiques, mais aussi des données diagnostiques, posturales et morphologiques.

### 6.2 Ratio de forces coaptatrices-élevatrices

Le ratio FCE a été obtenu par l'application d'un modèle mécanique (système de poulies) sur des reconstructions 3D de la ceinture scapulo-humérale de l'épaule à partir d'images IRM de 3 mm d'épaisseur dans le plan coronal-oblique. Ce ratio montre le rapport entre les forces coaptatrices du deltoïde vers la surface glénoïdienne et les forces élevatrices résultantes du deltoïde sur l'humérus. Le ratio a été associé à la fonctionnalité de l'épaule, tel que mesuré à l'aide des questionnaires de fonction de *QuickDASH* et de Constant.

Le ratio FCE du deltoïde moyen varie de 0,35 à 0,55 avec une valeur moyenne de 0,47. Le score de *QuickDASH* varie de 22,5 à 80,0 avec une valeur moyenne de 47,60. Finalement, le score de Constant varie de 31 à 75 avec une valeur moyenne de 56,55.

Dans la présente étude, le ratio étant toujours inférieur à 1, on peut en conclure que le deltoïde est un muscle globalement déstabilisateur. En effet, les forces élévatrices (de caractère déstabilisateur) sont toujours supérieures aux forces coaptatrices.

La valeur des ratios augmente depuis la partie postérieure et vers la partie antérieure. En effet, le deltoïde moyen s'avère plus stabilisant dans les parties antérieures que postérieures. Ceci est dû aux propriétés de recouvrement du deltoïde ainsi qu'à la disposition des plans de coupe dans l'espace. Tout d'abord, en ce qui concerne ses propriétés de recouvrement, le deltoïde est plus recouvrant dans les parties antérieures que postérieures. Par conséquent, le contact entre la sphère (tête humérale plus TCR) et le deltoïde est plus grand : les forces au contact avec la sphère sont plus élevées dans les parties antérieures. Ensuite, en ce qui concerne la disposition des plans de coupe dans l'espace, la projection des forces de contact à la sphère sur le vecteur normal (donc forces de coaptation) est supérieure dans les plans antérieurs. En effet, l'angle entre les vecteurs au contact de la sphère et le vecteur normal à la glène est plus petit dans les parties antérieures. En résumé, le deltoïde dans les parties antérieures est plus recouvrant et plus aligné par rapport à la glène. Ce résultat est un des apports importants de cette étude. Il démontre en effet ce qui avait été proposé de façon intuitive par (Levy, Mullett et coll., 2008). Ceux-ci ont proposé que le renforcement des fibres antérieures du deltoïde pourrait améliorer la stabilité de l'épaule. Ainsi, les contributions différentes des parties du deltoïde moyen telles que démontrées ici pourront guider des plans de réadaptation futurs.

La corrélation entre le ratio FCE et la fonctionnalité de l'épaule s'avère difficile à étudier. D'un côté, les ratios obtenus ont des valeurs semblables (moyenne de 0,47 avec un écart type de 0,075). De l'autre, le nombre de travailleurs inclus dans cette étude ne permet pas une analyse statistique fiable et concluante. Il aurait fallu que cette étude aille plus loin pour être en mesure de conclure sur le lien qui pourrait exister entre la fonction et la morphologie du deltoïde sous IRM.

L'étude du ratio FCE tel qu'abordée ici présente certaines limites :

- La nature statique de l'étude : nous analysons les forces présentes au deltoïde moyen alors que le bras est positionné le long du corps.
- Le faible nombre de sujets : uniquement 11 travailleurs ont été étudiés.
- Le manque de travailleurs sains : par manque de temps, aucun sujet sain n'a été étudié. Ceci permettrait de mieux étudier l'impact des ruptures de la coiffe des rotateurs (RCR) sur le ratio de forces.
- De la même façon que dans l'étude de Billuart et coll. (2008), les caractéristiques du deltoïde sont ignorées (épaisseur, viscoélasticité, etc.). Ainsi, le modèle pourrait être amélioré en tenant compte de l'épaisseur du deltoïde lors du calcul des ficelles représentatives du deltoïde. Dans le modèle mécanique actuel, les ficelles sont toujours en contact avec la sphère. L'épaisseur du deltoïde n'a donc pas d'influence sur la ficelle. Ceci pourrait être corrigé par l'augmentation du rayon de la sphère en fonction de l'épaisseur du deltoïde. Par ailleurs, une étude de l'aire de la section transversale pourrait être effectuée : les forces du deltoïde pourraient être calculées en fonction du volume du deltoïde issu des reconstructions 3D.

De plus, une étude de sensibilité concernant la sphère des TCR plus la tête humérale, ainsi que l'orientation du vecteur perpendiculaire à la glène, et une étude de la reproductibilité inter-utilisateur de la méthode s'avèrent nécessaires afin de déterminer la robustesse de la méthode proposée.

Pour conclure, la méthode d'obtention du ratio FCE s'avère trop longue et d'application difficile en clinique, notamment à cause de la nécessité d'effectuer une reconstruction 3D de toutes les structures (os et muscles) entourant l'articulation scapulohumérale. Ce travail devra être poursuivi afin de simplifier l'approche et notamment d'utiliser directement les images IRM au lieu de passer par la reconstruction fastidieuse de toutes les structures.

## **7. CONCLUSION**

Cet important travail a permis l'acquisition d'une base de données importante sur 60 travailleurs atteints d'une rupture transfixiante de la coiffe des rotateurs et de 30 travailleurs sains. Les nombreux tests diagnostiques, fonctionnels et radiologiques peuvent être exploités plus avant pour explorer davantage le lien qui existe entre la fonction de l'épaule et la morphologie et la biomécanique. À ce stade-ci, il s'agit d'une recherche essentiellement cognitive avec des retombées directes probablement modestes à court et moyen termes pour les travailleurs.

## **8. APPLICABILITÉ DES RÉSULTATS**

À ce stade-ci, les résultats sont applicables pour poursuivre les recherches dans le domaine de l'instabilité de l'épaule. Nous recevons de nombreuses demandes de collaborateurs nationaux et internationaux pour utiliser cette méthode en vue de répondre à des questions de recherche. Par exemple, une collaboratrice de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal aimerait inclure cette méthode pour quantifier l'effet stabilisateur d'un 'taping' pour le traitement de l'épaule instable. Une chercheuse du campus Jussieu de l'Université-Pierre-et-Marie-Curie (Paris, France), aimerait utiliser les acquisitions en pseudo-cinématique pour valider un modèle de correction des artefacts de mouvement lors de l'analyse de mouvement avec des marqueurs collés sur la peau. Un chercheur de l'Université de Lyon (France) aimerait utiliser les résultats de cette étude pour valider un modèle cinématique de l'épaule.

À moyen terme, la méthode pourrait être applicable en clinique, à condition que celle-ci puisse avoir accès à un système EOS<sup>TM</sup>. Au Québec, il existe plusieurs systèmes et le nouveau Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) devrait se doter d'un système commercial. Ailleurs dans le monde, de plus en plus d'hôpitaux se dotent d'un système EOS<sup>TM</sup>. Mais pour pouvoir être utilisé dans un contexte clinique, la méthode devra être transférée sur la plateforme d'imagerie du système. Cela nécessitera quelques mois d'activités de transfert technologique.

À plus long terme, il est possible d'imaginer adapter la méthode à un système de radiologie conventionnelle. Après analyse plus détaillée des données et la définition d'un critère multivariable, il est plausible de penser qu'une prise de radiographie unique permettrait de mesurer un paramètre 2D représentatif de ce qui est observé en 3D.

## 9. BIBLIOGRAPHIE

- Angst, F., H. K. Schwyzer, et coll. (2011). "Measures of adult shoulder function: Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (DASH) and its short version (*QuickDASH*), Shoulder Pain and Disability Index (SPADI), American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES) Society standardized shoulder assessment form, Constant (Murley) Score (CS), Simple Shoulder Test (SST), Oxford Shoulder Score (OSS), Shoulder Disability Questionnaire (SDQ), and Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI)." Arthritis Care Res (Hoboken) 63(11): S174-188.
- Bey, M. J., S. K. Kline, et coll. (2010). "In Vivo Measurement of Glenohumeral Joint Contact Patterns." EURASIP journal on advances in signal processing 2010: 2-7.
- Bey, M. J., S. K. Kline, et coll. (2008). "Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics: technique and preliminary results." J Biomech 41(3): 711-714.
- Billuart, F., L. Devun, et coll. (2007). "3D kinematics of the glenohumeral joint during abduction motion: an ex vivo study." Surg Radiol Anat 29(4): 291-295.
- Billuart, F., L. Devun, et coll. (2008). "Role of deltoid and passives elements in stabilization during abduction motion (0 degrees-40 degrees): an ex vivo study." Surg Radiol Anat 30(7): 563-568.
- Constant, C. and A. Murley (1987). "A clinical method of functional assessment of the shoulder." Clinical orthopaedics and related research: 160.
- Constant, C. R. and A. H. Murley (1987). "A clinical method of functional assessment of the shoulder." Clin Orthop Relat Res (214): 160-164.
- de Groot, J. H., E. R. Valstar, et coll. (1998). "Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm." Clin Biomech (Bristol, Avon) 13(8): 593-602.
- Desmeules, F., L. Minville, et coll. (2004). "Acromio-humeral distance variation measured by ultrasonography and its association with the outcome of rehabilitation for shoulder impingement syndrome." Clin J Sport Med 14(4): 197-205.
- Dubouset, J., G. Charpak, et coll. (2008). "[Skeletal and spinal imaging with EOS system]." Arch Pediatr 15(5): 665-666.
- Fehring, E. V., J. Sun, et coll. (2008). "Full-thickness rotator cuff tear prevalence and correlation with function and co-morbidities in patients sixty-five years and older." J Shoulder Elbow Surg 17(6): 881-885.
- Gagey, O. and E. Hue (2000). "Mechanics of the deltoid muscle. A new approach." Clin Orthop Relat Res(375): 250-257.
- Graichen, H., T. Stammberger, et coll. (2000). "Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study." Journal of biomechanics 33: 609-613.
- Hallstrom, E. and J. Karrholm (2009). "Shoulder rhythm in patients with impingement and in controls: dynamic RSA during active and passive abduction." Acta Orthop 80(4): 456-464.
- Hansen, M. L., J. C. Otis, et coll. (2008). "Biomechanics of massive rotator cuff tears: implications for treatment." J Bone Joint Surg Am 90(2): 316-325.
- Hereter, Gregori, Joan (2012). Étude statique du deltoïde moyen par IRM. Mémoire de maîtrise électronique, École de technologie supérieure.
- Katolik, L. I., A. A. Romeo, et coll. (2005). "Normalization of the Constant score." J Shoulder Elbow Surg 14(3): 279-285.

- Lagacé, Pierre-Yves (2012). Développement et validation d'une méthode d'évaluation des translations glénohumérales 3D sous EOS. Thèse de doctorat électronique, École de technologie supérieure.
- Lagace, P. Y., F. Billuart, et coll. (2011). "Analysis of humeral head displacements from sequences of biplanar X-rays: repeatability study and preliminary results in healthy subjects." Comput Methods Biomech Biomed Engin 15(3): 221-229.
- Le Bras, A., S. Laporte, et coll. (2004). "3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography." Comput Aided Surg 9(3): 51-57.
- Levy, O., H. Mullett, et coll. (2008). "The role of anterior deltoid reeducation in patients with massive irreparable degenerative rotator cuff tears." J Shoulder Elbow Surg 17(6): 863-870.
- Ludewig, P. M., D. R. Hassett, et coll. (2010). "Comparison of *scapular* local coordinate systems." Clin Biomech (Bristol, Avon) 25(5): 415-421.
- Mandalidis, D. G., B. S. Mc Glone, et coll. (1999). "Digital fluoroscopic assessment of the scapulohumeral rhythm." Surg Radiol Anat 21(4): 241-246.
- McCabe, R. A., S. J. Nicholas, et coll. (2005). "The effect of rotator cuff tear size on shoulder strength and range of motion." J Orthop Sports Phys Ther 35(3): 130-135.
- Meislin, R. J., J. W. Sperling, et coll. (2005). "Persistent shoulder pain: epidemiology, pathophysiology, and diagnosis." Am J Orthop (Belle Mead NJ) 34(12): 5-9.
- Mitton, D., S. Deschenes, et coll. (2006). "3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography." Comput Methods Biomech Biomed Engin 9(1): 1-5.
- Moosmayer, S., H. J. Smith, et coll. (2009). "Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff: an ultrasonographic and clinical study." J Bone Joint Surg Br 91(2): 196-200.
- Nishinaka, N., H. Tsutsui, et coll. (2007). "Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques." Journal of shoulder and elbow surgery 17: 319-322.
- Nishinaka, N., H. Tsutsui, et coll. (2008). "Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques." J Shoulder Elbow Surg 17(2): 319-322.
- Pope, D. P., P. R. Croft, et coll. (1997). "Prevalence of shoulder pain in the community: the influence of case definition." Ann Rheum Dis 56(5): 308-312.
- Poppen, N. K. and P. S. Walker. (1976). "Normal and abnormal motion of the shoulder." J Bone Joint Surg Am 58(2): 195-201.
- Sahara, W., K. Sugamoto, et coll. (2007). "The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open MRI." Clinical biomechanics 22: 304-312.
- Sakoma, Y., H. Sano, et coll. (2010). "Anatomical and functional segments of the deltoid muscle." J Anat 218(2): 185-190.
- Sher, J. S., J. W. Uribe, et coll. (1995). "Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders." J Bone Joint Surg Am 77(1): 10-15.
- Sins, et coll. (2012). "Effect of glenoid implant design on glenohumeral stability an experimental study(3)". Clin Biomech 27 (8): 782-788.
- Veeger, H. E., D. J. Magermans, et coll. (2006). "A kinematical analysis of the shoulder after arthroplasty during a hair combing task." Clin Biomech (Bristol, Avon) 21 (1): S39-44.

- Vergara, Daniel. (2012). Les troubles musculosquelettiques liés au travail: portrait montréalais de surveillance des TMS indemnisés 1998-2007, Québec, ASSS Montréal, 72 p.
- von Eisenhart-Rothe, R., F. A. Matsen, 3rd, et coll. (2005). "Pathomechanics in atraumatic shoulder instability: *scapular* positioning correlates with humeral head centering." Clin Orthop Relat Res (433): 82-89.
- Wu, G., F. C. van der Helm, et coll. (2005). "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 38(5): 981-992.