

Université de Montréal

L'épaule : évaluation par un système de radiographie basse dose et évolution fonctionnelle en  
cas de rupture de la coiffe des rotateurs

*Par*

Anne-Marie Cauchon

Faculté de médecine

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de Maîtrise  
en Sciences biomédicales, option musculosquelettique

Décembre 2022

© Anne-Marie Cauchon, 2022

Université de Montréal

Faculté de médecine

---

*Ce mémoire intitulé*

**L'épaule : évaluation par un système de radiographie basse dose et évolution fonctionnelle en cas de rupture de la coiffe des rotateurs**

*Présenté par*

**Anne-Marie Cauchon**

*A été évalué par un jury composé des personnes suivantes*

**Gilles Soulez**

Président-rapporteur

**Nicola Hagemeister**

Directrice de recherche

**Patrice Tétreault**

Codirecteur

**Marika Demers**

Membre du jury

## Résumé

**Introduction :** Les travaux réalisés par Bascans ont permis de mieux comprendre la fonction des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs au moment du diagnostic à l'aide de paramètres morphologiques osseux et musculaires intégrés dans un modèle de régression linéaire. Les paramètres osseux étudiés provenaient d'une méthode de reconstruction 3D de l'épaule à partir d'images EOS. Jusqu'à présent, aucune étude ne s'est intéressée à prédire l'évolution dans le temps des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs à l'aide de ces paramètres ni à valider l'imagerie EOS pour l'évaluation de l'épaule.

**Objectif :** Nous souhaitons prédire l'évolution de la fonction de l'épaule des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs à partir de paramètres musculaires et de la morphologie osseuse. Ensuite, nous souhaitons comparer l'imagerie EOS à la radiographie standard de l'épaule pour l'évaluation des patients à la clinique externe d'orthopédie.

**Méthode :** Dans un premier temps, 50 personnes ayant participé à une étude portant sur la fonction de l'épaule en 2009 furent réévaluées. Leur fonction mesurée fut corrélée à leur fonction prédite par le modèle de régression linéaire créé par Bascans. De nouveaux modèles ont ensuite été créés afin de mieux comprendre l'évolution de la douleur, de la force et de la fonction de leur épaule telle que mesurées par le score de Constant et le QuickDash. Dans un deuxième temps, 47 patients nécessitant une radiographie standard de l'épaule dans le cadre de leur consultation à la clinique externe d'orthopédie ont été recrutés. En plus de la radiographie standard, ils ont passé un examen radiographique EOS antéro-postérieur de leur épaule. Un comité d'expert formé de deux orthopédistes et d'une radiologue a créé un questionnaire d'évaluation des images grâce à la méthode Delphi. Ces trois spécialistes ont ensuite analysé chaque image présentée dans un ordre aléatoire.

**Résultats :** La majorité des participants atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs ont été opérés pendant le suivi. Nous ne pouvons donc pas prédire l'évolution naturelle de ces patients. Nous avons cependant produit des modèles de régression linéaire qui améliorent considérablement notre compréhension des paramètres ayant un impact sur la fonction initiale.

Notamment, nos modèles expliquent 66,8% de la variabilité du score de Constant et 71,8% de celle du QuickDash pour les femmes.

L'imagerie EOS antéro-postérieure de l'épaule permet d'obtenir des mesures de la distance sous-acromiale et de l'espace acromio-claviculaire similaires à la radiographie standard, avec une différence moyenne de 1,4 mm entre les modes d'imagerie, ce qui n'est pas cliniquement significatif. L'imagerie EOS produit des images de qualité légèrement inférieure et pouvant présenter légèrement plus d'artéfacts de mouvement que la radiographie standard. Ces différences sont cependant mineures et ne semblent pas avoir d'impact sur la capacité des spécialistes à émettre avec confiance un diagnostic.

**Conclusions :** Cette étude a permis de mieux comprendre les paramètres morphologiques ayant un impact sur la fonction de l'épaule des patients. Elle a également révélé que les paramètres corrélant avec le niveau fonctionnel ne sont pas les mêmes en fonction du sexe. Nous avons démontré que les images EOS sont légèrement inférieures à la radiographie standard, mais demeurent un mode d'imagerie adéquat et valide. L'imagerie EOS pourrait donc être utilisée en clinique externe d'orthopédie, ce qui diminuerait l'exposition aux radiations des patients et qui permettrait d'intégrer plus facilement en clinique les connaissances développées à partir de la reconstruction 3D de l'épaule.

**Mots-clés :** épaule, rupture de la coiffe des rotateurs, EOS, radiographie, morphologie, niveau fonctionnel.

## Abstract

**Introduction :** Basacans improved our understanding of shoulder function at diagnosis of rotator cuff tear using morphological bony and muscular parameters in a linear regression model. The bony parameters were measured using a 3D reconstruction of the shoulder generated from EOS images. Up to now, no study tried to predict shoulder function of patients suffering from rotator cuff tear using these parameters. The EOS imaging system has not been compared to the standard X-rays for the evaluation of shoulders yet.

**Objectives :** We aim to predict the evolution of shoulder function for patients with a rotator cuff tear using the same morphological parameters as Basacans. Our second objective is to compare the EOS imaging system to standard X-Rays for shoulder evaluation at the orthopedic outpatient clinic.

**Method :** Fifty participants from a 2009 study on shoulder function were re-evaluated. Their measured shoulder function was correlated to their predicted shoulder function using a linear regression model. Moreover, new models were created to improve our understanding of pain, strength, and shoulder function as measured in the Constant Score and the QuickDash.

Forty-seven other patients who needed to undergo shoulder X-Rays at the orthopedic outpatient clinic were recruited. Besides their shoulder X-Rays, they underwent an anteroposterior EOS shoulder radiograph. An expert committee of two orthopedists and one radiologist created a shoulder radiographs' evaluation survey using the Delphi methodology. The committee then evaluated each image in a random order.

**Results :** The majority of participants who suffered from a rotator cuff tear have had a surgery since the first study. Therefore, we were not able to predict the natural evolution of these patients. However, we were able to produce linear regression models that considerably improve our understanding of the parameters that have an impact on shoulder function at diagnosis. Our regression models explain 66.8% of the variability of the Constant score and 71.8% of the variability of the QuickDash for female participants.

The measure of the subacromial distance and the acromioclavicular space was similar in anteroposterior shoulder images from the EOS system and the standard X-rays, with a mean difference of 1.4 mm between the two imaging techniques, which is not clinically significant. EOS images are of slightly inferior quality than the standard X-rays. This difference remains minor and does not seem to have an impact on the specialists' ability to make a confident diagnosis from these images.

**Conclusions :** This study improves our understanding of the morphological parameters that have an impact on shoulder function. Moreover, it revealed that the parameters that have an impact on shoulder function are not the same depending on the patients' sex. We demonstrated that shoulder EOS images are slightly inferior to standard X-Rays, but that they still produce images of a sufficient quality for diagnosis. Therefore, the EOS images could be used at the orthopedic outpatient clinic, which would reduce patients' exposure to radiation and would facilitate the integration in the clinical setting of the research based on shoulder 3D reconstruction.

**Keywords:** shoulder, rotator cuff tear, EOS, radiography, morphology, functional level, Shoulder X-ray, low-dose imaging.

# Table des matières

Résumé.....	3
Abstract.....	5
Table des matières.....	7
Liste des tableaux.....	13
Liste des figures.....	15
Liste des sigles et abréviations.....	17
Remerciements.....	20
Avant-propos.....	22
Chapitre 1 – Revue de la littérature.....	24
1.1 Anatomie de l'épaule.....	24
1.1.1 Les os.....	25
1.1.2 Les muscles.....	26
1.1.3 les tissus mous.....	27
1.2 La rupture de la coiffe des rotateurs.....	28
1.2.1 Physiopathologie et épidémiologie.....	28
<b>Les facteurs extrinsèques.....</b>	<b>28</b>
Type d'acromion.....	29
Distance sous-acromiale (DSA).....	29
Angle critique de l'épaule.....	30
Hauteur de la glène.....	32
Largeur de la glène.....	32
Inclinaison de la glène (angle morphologique et positionnel).....	33

Version de la glène .....	35
Offset de la tête humérale .....	35
Distance entre l'acromion et la grande tubérosité (acromiohumérale).....	36
Distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne .....	37
Rayon de la tête humérale .....	38
<b>Les causes intrinsèques .....</b>	<b>39</b>
<b>L'évolution de la rupture de la coiffe des rotateurs.....</b>	<b>39</b>
1.2.2 Présentation clinique .....	39
<b>La taille de la rupture .....</b>	<b>40</b>
<b>L'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse.....</b>	<b>40</b>
<b>Études s'intéressant à l'explication du niveau fonctionnel des patients.....</b>	<b>42</b>
1.2.3 Diagnostic .....	42
1.2.4 Traitements possibles .....	44
<b>Les traitements conservateurs.....</b>	<b>44</b>
<b>Les traitements chirurgicaux.....</b>	<b>45</b>
Risque de re-déchirure post-opératoire .....	46
1.3 L'évaluation des patients en recherche .....	46
1.3.1 Évaluation de la fonction de l'épaule.....	47
<b>Score de Constant.....</b>	<b>47</b>
<b>QuickDash .....</b>	<b>48</b>
<b>SPADI (Shoulder Pain and Disability Index).....</b>	<b>49</b>
1.3.2 Évaluation de la qualité de vie des patients.....	50
1.4 L'imagerie médicale pour l'évaluation des pathologies de l'épaule.....	50
1.4.1 Les vues radiographiques importantes lors de l'évaluation de l'épaule .....	50



1.4.2 Les éléments à observer sur une radiographie de l'épaule .....	51
1.4.3 Le système EOS .....	52
1.4.3.1 Fonctionnement du système EOS .....	52
1.4.3.2 Avantages .....	52
1.4.3.3 Inconvénients .....	53
1.4.3.4 Études comparatives réalisées dans le passé .....	53
1.5 Méthode d'évaluation de comparaison de deux modalités d'imagerie .....	54
Chapitre 2 – Problématique, objectifs et hypothèses .....	58
2.1 Problématique .....	58
2.2 Hypothèses et objectifs .....	58
Étude de suivi .....	58
Étude comparative d'imagerie .....	59
Chapitre 3 – Étude de suivi .....	60
3.1 Méthodologie .....	60
3.1.1 Mise en contexte .....	60
3.1.2 Protocole .....	61
3.1.2.1 Planification .....	61
3.1.2.2 Évaluation des participants .....	61
3.1.2.3 Analyse des données .....	62
3.1.2.3.1 Comparaison des deux populations (initialement pathologique vs initialement saine) .....	62
3.1.2.3.2 Corrélation avec le modèle de régression linéaire initial .....	62
3.1.2.3.3 Création de nouveaux modèles de régression linéaire pour prédire l'évolution de la force, du QuickDash et de la douleur à l'épaule .....	63

3.2 Résultats .....	65
3.2.1 Caractérisation et comparaison des groupes étudiés.....	65
3.2.1.1 Population initialement asymptomatique et initialement atteinte d'une RCR .....	65
3.2.1.2 Participants de la population saine ayant développé des symptômes au suivi et ceux qui sont demeurés asymptomatiques .....	67
3.2.1.3 Participants initialement pathologiques ayant eu une chirurgie et ceux n'ayant pas été opérés .....	69
3.2.1.4 Hommes et femmes .....	70
3.2.2 Corrélation avec le modèle de régression linéaire prédisant le score de Constant .....	72
3.2.2.1 Tous les participants.....	72
3.2.2.1 Participants non opérés .....	75
3.2.3 Création et vérification d'un nouveau modèle de régression linéaire prédisant le score de Constant en fonction du sexe .....	76
3.2.4 Création et vérification d'un nouveau modèle de régression linéaire prédisant la force d'abduction de l'épaule.....	79
3.2.5 Création et vérification d'un nouveau modèle de régression linéaire prédisant la douleur à l'épaule.....	82
3.2.6 Création et vérification d'un nouveau modèle de régression linéaire prédisant le score du QuickDash.....	83
3.2.7 Résumé des modèles de régression linéaire.....	86
3.3 Discussion .....	89
3.3.1 Comparaison des paramètres et des scores selon les sous-groupes étudiés....	89
3.3.2 Paramètres morphologiques osseux et musculaires retenus et exclus des modèles prédictifs.....	92
3.3.3 Comparaison des différents modèles de régression.....	96

3.4	Conclusion .....	97
Chapitre 4 – Étude comparative d’imagerie .....		99
4.1	Méthodologie .....	99
4.1.1	Mise en contexte.....	99
4.1.2	Protocole .....	99
4.1.2.1	Formation du comité évaluateur .....	99
4.1.2.2	Création du questionnaire d’évaluation des images .....	99
4.1.2.3	Calcul et détermination du nombre de participants à recruter .....	100
4.1.2.4	Approbation éthique.....	102
4.1.2.5	Recrutement des participants et critères de sélection .....	102
4.1.2.6	Évaluation des images.....	103
4.1.2.7	Analyse des résultats.....	103
4.1.2.7.1	Analyse des variables continues .....	104
4.1.2.7.2	Analyse des variables ordinales .....	105
4.2	Résultats .....	105
4.2.1	Caractérisation des participants et images obtenues.....	105
4.2.2	Analyse du score global des images.....	106
4.2.2.1	Variabilité intra-observateur.....	106
4.2.2.2	Accord inter-observateurs .....	107
4.2.2.3	Comparaison des scores EOS à ceux de la radiographie standard .....	108
4.2.3	Distance sous-acromiale .....	108
4.2.3.1	Variabilité intra-observateur.....	108
4.2.3.2	Accord inter-observateur .....	109
4.2.3.3	Comparaison entre les méthodes d’imagerie.....	110

4.2.4 Espace acromio-claviculaire .....	111
4.2.4.1 Variabilité intra-observateur .....	111
4.2.4.2 Variabilité inter-observateurs .....	112
4.2.4.3 Comparaison entre les deux méthodes d'imagerie .....	113
4.2.5 Comparaison de la qualité globale d'image .....	113
4.2.5.1 Variabilité intra-observateur .....	113
4.2.5.2 Accord inter-observateur .....	114
4.2.5.3 Comparaison entre les deux méthodes d'imagerie .....	115
4.2.6 Comparaison des artéfacts de mouvement .....	116
4.2.6.1 Variabilité intra-observateur .....	116
4.2.6.2 Variabilité inter-observateurs .....	117
4.2.6.3 Comparaison entre les deux méthodes d'imagerie .....	117
4.3 Discussion .....	117
4.4 Conclusion .....	119
Chapitre 5 – Conclusion du mémoire .....	121
Références bibliographiques .....	124
Annexes .....	143
Annexe 1 : Article « Morphologic and radiologic parameters correlating to shoulder function at diagnosis for patients with rotator cuff tear » .....	143
Annexe 2 : Questionnaire d'évaluation des images .....	154
Annexe 3 : Score de Constant .....	158
Annexe 4 : QuickDash canadien-français .....	161

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1.</b> –	Méthodologie d'études comparant le système EOS et la radiographie standard	54
<b>Tableau 2.</b> –	Méthodologie d'études comparant le CBCT à la tomodensitométrie .....	55
<b>Tableau 3.</b> –	Comparaison de la population initialement saine à la population pathologique en termes de données démographiques et d'évolution des scores fonctionnels ..	66
<b>Tableau 4.</b> –	Comparaison de la population initialement saine à la pathologique : Paramètres osseux	67
<b>Tableau 5.</b> –	Comparaison de la population saine ayant développé des symptômes à celle demeurée asymptomatique au suivi : Données démographiques et évolution des scores fonctionnels	68
<b>Tableau 6.</b> –	Comparaison de la population saine ayant développé des symptômes à celle étant demeurée asymptomatique au suivi : Paramètres osseux .....	69
<b>Tableau 7.</b> –	Comparaison de la population pathologique opérée à celle non opérée : données démographiques et évolution des scores fonctionnels .....	70
<b>Tableau 8.</b> –	Données démographiques et morphologiques en fonction du sexe.....	71
<b>Tableau 9.</b> –	Données démographiques des participants en fonction de la corrélation entre leur score de Constant prédit et mesuré .....	74
<b>Tableau 10.</b> –	Paramètres de la morphologie osseuse des participants en fonction de la corrélation entre leur score de Constant prédit et mesuré.....	75
<b>Tableau 11.</b> –	Résumé des modèles de régression linéaire créés pour toute la population suivie avec leur corrélation à long terme.....	87
<b>Tableau 12.</b> –	Résumé des modèles de régression linéaire créés pour les hommes suivis avec leur corrélation à long terme .....	88
<b>Tableau 13.</b> –	Résumé des modèles de régression linéaire créés pour les femmes suivies avec leur corrélation à long terme .....	88
<b>Tableau 14.</b> –	Caractérisation des participants du projet comparant l'imagerie EOS à la radiographie standard.....	105

<b>Tableau 15.</b> –	Variabilité intra-observateur du score global d’image .....	107
<b>Tableau 16.</b> –	Comparaison des scores moyens des images EOS et radiographiques par évaluateur	108
<b>Tableau 17.</b> –	Variabilité intra-observateur de la distance sous-acromiale .....	109
<b>Tableau 18.</b> –	Distance sous-acromiale moyenne .....	110
<b>Tableau 19.</b> –	Variabilité intra-observateur de l’espace acromio-claviculaire .....	112
<b>Tableau 20.</b> –	Mesure de l’espace acromio-claviculaire moyen sur l’imagerie EOS et la radiographie standard.....	112
<b>Tableau 21.</b> –	Variabilité intra-observateur : Répartition des réponses pour la qualité globale d’image EOS aux temps 1 et 2.....	113
<b>Tableau 22.</b> –	Variabilité intra-observateur : Répartition des réponses pour la qualité globale d’image radiographique aux temps 1 et 2 .....	114
<b>Tableau 23.</b> –	Échelle de qualité globale des images : répartition des scores et corrélations entre les types d’imagerie.....	115
<b>Tableau 24.</b> –	Variabilité intra-observateur : Répartition des réponses pour la quantité d’artéfacts de mouvement des images EOS aux temps 1 et 2.....	116
<b>Tableau 25.</b> –	Gradation des artéfacts par les 3 évaluateurs pour les deux types d’imagerie	117

## Liste des figures

<b>Figure 1.</b> – Os, articulations et ligaments de l'épaule.....	24
<b>Figure 2.</b> – Les muscles de la coiffe des rotateurs .....	26
<b>Figure 3.</b> – Mesure de la distance sous-acromiale.....	30
<b>Figure 4.</b> – Mesure de l'angle critique de l'épaule.....	31
<b>Figure 5.</b> – Mesure de la hauteur et de la largeur de la glène .....	33
<b>Figure 6.</b> – Mesure de l'inclinaison de la glène positionnelle (a) et morphologique (b) .....	34
<b>Figure 7.</b> – Mesure de la version de la glène .....	35
<b>Figure 8.</b> – Mesure de l'offset de la tête humérale .....	36
<b>Figure 9.</b> – Mesure de la distance entre l'acromion et la grande tubérosité (MBA-GT) et mesure de la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne (GT-TD) .....	37
<b>Figure 10.</b> – Mesure du rayon de la tête humérale (mesure plan coronal).....	38
<b>Figure 11.</b> – Graphique présentant la corrélation entre le score de Constant mesuré et le score prédit pour l'ensemble des participants. ....	72
<b>Figure 12.</b> – Graphique présentant les participants pour lesquels la corrélation entre le score de Constant prédit et le score de Constant mesuré est forte ( $R \geq  0,8 $ ) .....	73
<b>Figure 13.</b> – Graphique présentant la corrélation entre le score de Constant mesuré et le score de Constant prédit pour les participants non opérés .....	76
<b>Figure 14.</b> – Graphique présentant la corrélation entre le score de Constant mesuré et le score de Constant prédit pour les hommes .....	77
<b>Figure 15.</b> – Graphique présentant la corrélation entre le score de Constant mesuré et le score de Constant prédit pour les femmes .....	78
<b>Figure 16.</b> – Graphique présentant la corrélation entre la force mesurée au suivi et la force prédite par le modèle de régression linéaire .....	80
<b>Figure 17.</b> – Graphique présentant la corrélation entre la force mesurée au suivi et la force prédite par le modèle de régression linéaire pour les hommes.....	81
<b>Figure 18.</b> – Graphique présentant la corrélation entre la force mesurée au suivi la force prédite par le modèle de régression linéaire pour les femmes.....	82

<b>Figure 19.</b> – Graphique présentant la corrélation entre le QuickDash et le score de Constant lors de l'évaluation initiale .....	84
<b>Figure 20.</b> – Corrélation entre le score de QuickDash prédit par le modèle de régression linéaire avec le QuickDash mesuré au suivi .....	85
<b>Figure 21.</b> – Image radiographique (A) et EOS (B) d'une épaule droite .....	106
<b>Figure 22.</b> – Différences entre la distance sous-acromiale mesurée sur les EOS et celle mesurée sur les radiographies standard .....	111



## Liste des sigles et abréviations

BAG : Bord antérieur de la glène

BIG : Bord inférieur de la glène

BPG : Bord postérieur de la glène

BSG : Bord supérieur gauche de la glène

CSA : Angle critique de l'épaule (Critical shoulder angle)

CCI : Coefficient de corrélation intra-classe

CG<sub>f</sub> : Centre fonctionnel de la glène

CTH : Centre de la tête humérale

DSA : Distance sous-acromiale

ESG : Échancrure Spino-Glénoidienne

GT : Grande tubérosité

MBA : Milieu du bord latéral de l'acromion

RCR : Rupture de la coiffe des rotateurs

TD : tubérosité deltoïdienne

TS : Trigonum Spinae Scapula (racine de l'épine de l'omoplate)





## Remerciements

Je souhaite remercier toutes les personnes ayant contribué de près ou de loin à ces deux projets de recherche.

Je tiens d'abord à remercier ma directrice, Nicola Hagemeister. Merci de m'avoir fait confiance pour ma première expérience en recherche au LIO lors d'un stage d'été, et d'avoir accepté que je poursuive mes apprentissages à tes côtés lors de cette maîtrise. Merci pour ton soutien, ta disponibilité et tes précieux conseils. Merci également pour les rencontres que tu m'as permis de faire et qui ont mené à des collaborations pour de nouveaux projets de recherche.

Merci à Patrice Tétreault, mon codirecteur. Merci d'avoir apporté le point de vue clinique lors de l'élaboration des projets, et d'avoir contribué à l'évaluation des images EOS. Merci pour ton soutien, autant durant cette maîtrise que pour mon choix de carrière, en me permettant de venir observer en salle d'opération et en appuyant ma candidature pour la résidence.

Merci à Denis Lévesque, physiothérapeute au CHUM, qui a accepté de réévaluer les participants en faisant leur score de Constant. Cela nous a permis de produire un projet de haute qualité, puisque les participants ont pu être évalués par la même personne lors de l'étude initiale et au suivi. Merci à Véronique Freire, Radiologue spécialisée en musculo-squelettique au CHUM, et Philippe Grondin, orthopédiste au CHUM, d'avoir accepté de participer à l'élaboration du questionnaire d'évaluation des imageries EOS et d'avoir analysé chacune des 94 images.

Merci à Thibault Charrondière, stagiaire au LIO, qui a contribué à l'évaluation des patients et à l'organisation des rendez-vous de suivi. Ton aide a permis de recruter et évaluer plus rapidement les patients, et de terminer avant que la pandémie nous oblige à cesser les évaluations pendant un moment. Merci à Camille Lenormand qui m'a permis de terminer le recrutement des participants du projet comparant l'EOS et la radiographie standard alors que je devais reprendre mes stages cliniques à temps plein.

Merci à Sylvie Gervais et à Serge Vincente du bureau d'aide statistique de l'ÉTS. Nos rencontres m'ont permis d'analyser mes données avec rigueur et d'approfondir mes connaissances en biostatistiques.

Merci aux 97 participants qui ont accepté de donner de leur temps et de contribuer aux projets réalisés dans le cadre de ce mémoire. Sans eux, tout cela n'aurait pas été possible.

Je tiens à remercier les merveilleuses personnes que j'ai rencontrées lors de ces années de recherches au LIO et qui sont des amis fantastiques : Capucine G, Samuel O, Margaux P, Marie M, Gwendal C, Annie-Pier L, Valentin V, Werner T, Tommy M et Véronique B. Merci pour tous les beaux moments passés et à venir, merci pour votre bienveillance et pour votre sens de l'humour incroyable. Merci de m'avoir accueillie dans vos groupes d'amis et de m'avoir permis de faire encore plus de rencontres extraordinaires. Chacun d'entre vous m'encourage et m'inspire à sa façon dans mes nombreux projets, autant professionnels que personnels. Je suis très reconnaissante d'avoir pu vous rencontrer au cours de ces années de recherche.

Finalement, je tiens à remercier mes parents, mon frère et ma sœur. Merci de toujours m'encourager à me lancer dans mes projets, aussi audacieux soient-ils, et de m'avoir appris à ne pas hésiter à sortir à ma zone de confort pour apprendre davantage. Merci pour votre soutien, particulièrement dans les moments plus difficiles.

## Avant-propos

La rupture de la coiffe des rotateurs est une pathologie fréquemment rencontrée en clinique. On pourrait croire que la taille de la rupture à elle seule explique la majorité de la symptomatologie du patient. Toutefois, la fonction de l'épaule au moment du diagnostic et son évolution dans le temps n'est que partiellement expliquée par la taille de la rupture et les changements dégénératifs des muscles. Les structures osseuses, quant à elles, influencent la position des muscles et leur bras de levier. Elles pourraient donc expliquer pourquoi certains patients se portent mieux malgré une déchirure plus grande.

Dans ce contexte, Clarisse Bascans a étudié des paramètres morphologiques osseux afin de mieux expliquer la fonction des patients au moment du diagnostic d'une rupture de la coiffe des rotateurs. Ses recherches ont été publiées dans son mémoire de maîtrise, et j'ai collaboré avec elle en rédigeant l'article intitulé « Morphologic and radiologic parameters correlating to shoulder function at diagnosis for patients with rotator cuff tear » dans le Journal of Shoulder and Elbow Surgery au début de ma maîtrise. Cet article présente un modèle de régression linéaire utilisant des paramètres morphologiques osseux ainsi que des paramètres musculaires. Il permet d'expliquer 43,3% de la variabilité du Score de Constant au moment du diagnostic d'une rupture de la coiffe des rotateurs contre 16,7% lorsque seuls les paramètres musculaires sont pris en compte.

Les paramètres morphologiques utilisés sont calculés automatiquement grâce à une technique de reconstruction 3D développée par Cheng Zhang au cours de son doctorat (2016). Cette reconstruction 3D est basée sur la méthode d'imagerie EOS. Il s'agit d'un mode d'imagerie basse dose qui permet l'acquisition de deux images perpendiculaires simultanément. Il s'agit du seul mode d'imagerie permettant une reconstruction 3D à partir d'images du patient en position debout, ce qui est intéressant pour évaluer les paramètres morphologiques ayant un impact sur la fonction de l'épaule des patients.

Les paramètres osseux utilisés ont été sélectionnés à partir de la littérature, et sont les suivants : l'angle morphologique et positionnel de la glène, l'angle critique de l'épaule, la distance entre

l'acromion et la grande tubérosité, la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne, la distance sous-acromiale, la hauteur de la glène, la largeur de la glène, la longueur de l'acromion, l'offset de la tête humérale et le rayon de la tête humérale. Les paramètres musculaires sont la taille de la déchirure, la rétraction des tendons déchirés, l'involution graisseuse et l'atrophie des muscles atteints.

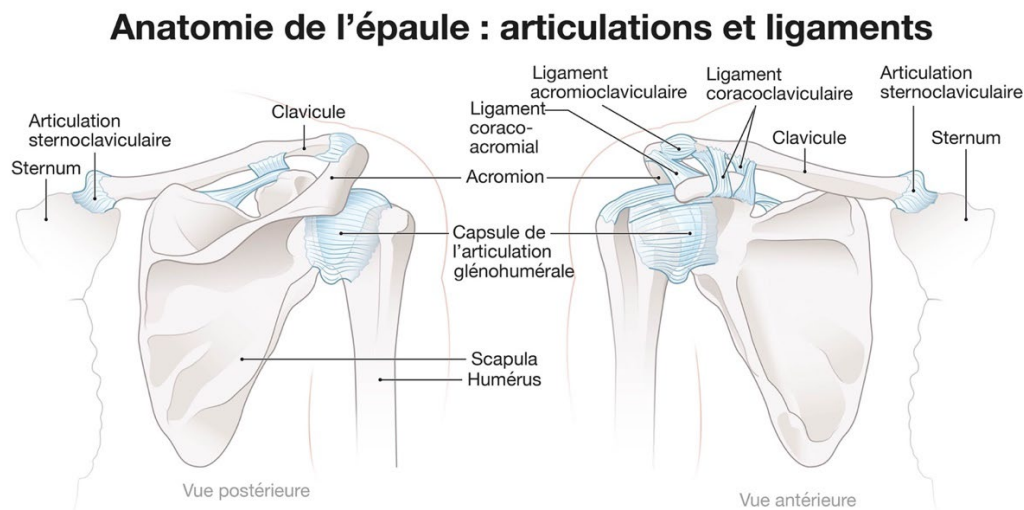
Deux projets de recherches sont présentés dans le cadre de ce mémoire. Dans un premier temps, nous tenterons d'expliquer l'évolution à long terme de la fonction de l'épaule des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs à partir des paramètres morphologiques osseux et musculaires précédemment décrits. Pour cela, nous avons rappelé les patients qui avaient participé à l'étude initiale de Bascans en 2009. Dans un deuxième temps, nous comparerons l'imagerie EOS à la radiographie standard afin de déterminer si cette méthode d'imagerie peut être utilisée en clinique externe d'orthopédie.

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. La revue de la littérature scientifique est présentée en premier, suivie de notre problématique, de nos objectifs et hypothèses de recherche. Ensuite, deux chapitres présentent le protocole, les résultats, la discussion et la conclusion de chaque étude séparément. Le chapitre 3 s'intéresse à l'étude de suivi visant à déterminer l'évolution des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs et le chapitre 4 présente la comparaison de l'imagerie EOS à la radiographie standard. Finalement, le chapitre 5 rappelle les conclusions importantes tirées de ces deux projets de recherche.

# Chapitre 1 – Revue de la littérature

## 1.1 Anatomie de l'épaule

L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps et elle permet de positionner le membre supérieur dans l'espace pour effectuer plusieurs activités de la vie quotidienne (Terry & Chopp, 2000). L'épaule est en fait composée de trois articulations, soit l'articulation glénohumérale (entre l'humérus et la scapula), l'articulation acromioclaviculaire (entre l'acromion et la clavicule) et l'articulation sternoclaviculaire (entre la clavicule et le sternum)(Bishop et al., 2009; Daggett et al., 2015; Hughes et al., 2003; Saygi et al., 2018; Tétreault et al., 2004). Le glissement de la scapula sur la cage thoracique forme également une fausse articulation, appelée l'articulation scapulothoracique (Bakhsh & Nicandri, 2018; Bishop et al., 2009; Daggett et al., 2015; Hughes et al., 2003; Saygi et al., 2018; Terry & Chopp, 2000). Dans cette section, nous nous intéressons à l'anatomie fonctionnelle de l'épaule, soit à ses os, ses muscles, ainsi qu'à ses tissus mous et aux relations entre ces différentes structures qui confèrent à l'épaule sa grande mobilité tout en assurant une certaine stabilité.



Adapté de *Shoulder anatomy. Joints and ligaments* par A. Kock, 2022, Adobe Stock (<https://stock.adobe.com/fr/images/shoulder-anatomy-joints-and-ligaments-labeled-vector-illustration/453487712>). © 2022 Adobe. Adapté avec permission.

**Figure 1.** – Os, articulations et ligaments de l'épaule



### **1.1.1 Les os**

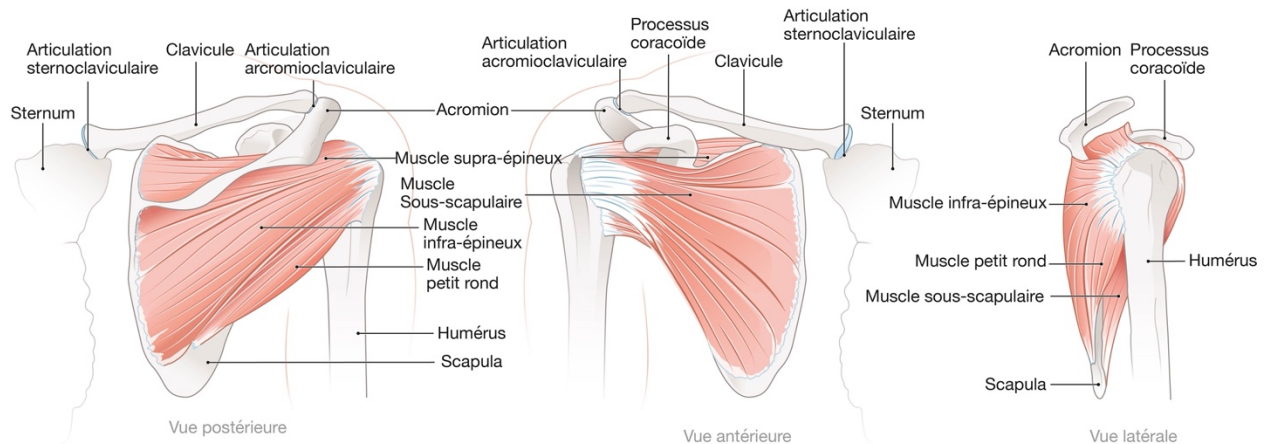
L'épaule est composée de 3 os : l'humérus, la scapula (aussi connue sous le nom d'omoplate) et la clavicule (Figure 1).

L'humérus est le plus grand et le plus gros os du membre supérieur. Il s'agit d'un os long : Il possède donc un corps (diaphyse) et deux extrémités (épiphyses). L'épiphysse proximale est de forme arrondie et correspond à la tête humérale. C'est cette partie qui s'articule avec la glène de la scapula pour former la principale articulation de l'épaule : l'articulation glénohumérale (Terry & Chopp, 2000). Sous la tête de l'humérus, on retrouve la grande et la petite tubérosité, qui sont des sites d'insertion des tendons de l'épaule.

La scapula est un os plat accolé à la face postérosupérieure de la cage thoracique. Le dos de la scapula est séparé par son épine en deux fosses : la fosse supra-épineuse et la fosse infra-épineuse. L'épine se prolonge en supérolatéral pour former l'acromion, qui s'articule avec la clavicule. Sous l'épine, en latéral, la scapula prend une forme concave qui s'appelle la glène et qui s'articule avec la tête de l'humérus. La tête humérale est relativement plus grande que la cavité glénoïdienne, ce qui permet des mouvements de grande amplitude de l'épaule. Cependant, cela engendre des risques d'instabilité. Les tissus mous ainsi que les muscles qui entourent cette articulation sont donc très importants pour permettre sa stabilité. Sous l'épine, en antérieur, se trouve également le processus coracoïde de la scapula. Il est le lieu d'insertion de ligaments contribuant à la stabilité de l'épaule.

La clavicule permet de relier l'épaule à la cage thoracique en s'articulant latéralement avec l'acromion de la scapula (articulation acromioclaviculaire) et médialement avec le sternum (articulation sternoclaviculaire). L'articulation sternoclaviculaire elle la seule véritable articulation reliant l'épaule au thorax, puisque l'articulation scapulothoracique n'est pas considérée comme une véritable articulation (Bakhsh & Nicandri, 2018; Culham & Peat, 1993; Terry & Chopp, 2000).

## Anatomie de l'épaule. Coiffe des rotateurs



Adapté de *Shoulder anatomy. Rotator cuff muscles* par A. Kock, 2022, Adobe Stock (<https://stock.adobe.com/fr/images/shoulder-anatomy-rotator-cuff-muscles-labeled-vector-illustration/453487637>). © 2022 Adobe. Adapté avec permission.

**Figure 2.** – Les muscles de la coiffe des rotateurs

### 1.1.2 Les muscles

Les principaux muscles de l'épaule sont le deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs. Le deltoïde est un muscle composé de trois faisceaux (antérieur, moyen et postérieur). Ils prennent origine respectivement de la clavicule antérolatérale, de l'acromion et de l'épine de la scapula (Bakhsh & Nicandri, 2018). Les trois chefs s'insèrent ensuite sur l'humérus latéral au niveau de la tubérosité deltoïdienne. Étant donné leur origine différente, chaque faisceau contribue à un mouvement différent. Les portions antérieure et moyenne permettent l'abduction et viennent en aide pour la flexion de l'épaule. Le faisceau antérieur contribue aussi à la rotation interne de l'épaule. La portion postérieure contribue à l'extension, l'abduction et la rotation externe de l'épaule. Le seul mouvement de l'épaule pour lequel le deltoïde n'est pas impliqué est l'adduction.

La coiffe des rotateurs est un groupe de quatre muscles qui prennent origine sur l'omoplate et s'insèrent sur les tubérosités de l'humérus. Le premier muscle, le sous-scapulaire, est le seul provenant de la face antérieure de la scapula et s'insère sur la petite tubérosité de l'humérus. Il est un rotateur interne de l'épaule. Les trois autres, soit le supra-épineux, l'infra-épineux et le petit rond, proviennent de la face postérieure de la scapula et s'insèrent au niveau de la grosse

tubérosité. Le supra-épineux se situe dans la fosse supra-épineuse de la scapula, au-dessus de l'épine. Sous l'épine, dans la fosse infra-épineuse, prend origine l'infra-épineux, puis le petit rond. Les trois muscles postérieurs agissent à titre de rotateur externe de l'humérus. Les 4 muscles de la coiffe englobent la tête humérale, et, lorsqu'ils sont contractés simultanément, ils permettent la stabilisation de la tête humérale dans la glène. Cette stabilisation est particulièrement importante en position d'abduction. La contraction de la portion antérieure seule ou postérieure de manière isolée permet la rotation de l'épaule (Bakhsh & Nicandri, 2018; Terry & Chopp, 2000).

Le sous-scapulaire n'est pas le seul rotateur interne de l'épaule. Le latissimus dorsi, le grand rond, le coracobrachialis et le pectoral majeur participent aussi à la rotation interne.

D'autres muscles contribuent aux mouvements de l'épaule. Entre autres, 17 muscles prennent origine ou s'insèrent sur la scapula et ont pour fonction de la stabiliser et de la déplacer (Bakhsh & Nicandri, 2018; Terry & Chopp, 2000). Le défilement de la scapula sur la cage thoracique permet à l'épaule d'effectuer des mouvements allant au-delà des 120° offerts par l'articulation glénohumérale (Terry & Chopp, 2000).

Le biceps contribue également, dans une mesure moindre que la coiffe des rotateurs, à la dépression de la tête humérale dans la glène pour stabiliser l'épaule en position d'abduction.

### **1.1.3 les tissus mous**

Tel que mentionné précédemment, les tissus mous sont très importants pour assurer la stabilité de l'épaule, particulièrement au niveau de l'articulation glénohumérale.

Un anneau de tissu fibreux dense, le labrum, entoure la glène et contribue à augmenter sa surface de contact avec la tête humérale et stabilise ainsi l'articulation (Bakhsh & Nicandri, 2018; Terry & Chopp, 2000). Il sert également de point d'ancrage pour la capsule articulaire et les ligaments s'y rattachant.

L'articulation glénohumérale est entourée d'une capsule qui permet une grande amplitude de mouvement. Elle est le lieu d'attache de ligaments qui empêchent le déplacement de la tête humérale aux limites de l'amplitude de mouvement et qui sont les principaux stabilisateurs statiques de l'articulation glénohumérale (Bakhsh & Nicandri, 2018; Terry & Chopp, 2000). Le

ligament coraco-acromial contribue également à la stabilité glénohumérale en empêchant l'élévation de la tête humérale (Bakhsh & Nicandri, 2018).

## **1.2 La rupture de la coiffe des rotateurs**

La rupture de la coiffe des rotateurs (RCR) correspond à la déchirure partielle ou complète d'au moins un tendon des muscles qui la composent. Tel que mentionné précédemment, ces muscles sont le sous-scapulaire, le supra-épineux, l'infra-épineux et le petit rond.

### **1.2.1 Physiopathologie et épidémiologie**

La rupture de la coiffe des rotateurs peut être aiguë ou chronique. Elle est considérée comme aiguë lorsqu'elle survient subitement, par exemple lors d'un accident ou d'une chute. Elle est chronique lorsqu'elle survient suite à une utilisation répétée des épaules et/ou suite à une dégénérescence progressive des tendons au cours du vieillissement normal (Graham, 2018). Les ruptures sont plus souvent chroniques qu'aigües. Elles touchent 20,7% de la population générale (Yamamoto et al., 2010). Cette prévalence augmente avec l'âge, allant jusqu'à 62% pour la population âgée de 80 ans et plus (Teunis et al., 2014).

La RCR chronique est multifactorielle et ses causes seraient une combinaison de facteurs intrinsèques et extrinsèques (Giai Via et al., 2013).

#### **Les facteurs extrinsèques**

Les facteurs extrinsèques principaux sont la surutilisation de l'épaule et la compression extrinsèque des tendons. Elle touche donc souvent le côté dominant des travailleurs manuels (Yamamoto et al., 2010). La compression extrinsèque des tendons dépend de la morphologie osseuse des patients. L'étude actuelle fait suite au travail réalisé par Bascans au cours de sa maîtrise, en s'intéressant à l'impact de différents paramètres de la morphologie osseuse (facteurs extrinsèques) sur la fonction des patients atteints d'une RCR (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020). Celle-ci s'est intéressée aux paramètres suivants : le type d'acromion, la distance sous-acromiale, l'angle critique de l'épaule, la hauteur ainsi que la largeur de la glène, la version et l'inclinaison de la glène, l'offset de la tête humérale, la distance entre l'acromion et la grande tubérosité, la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne et le rayon de la

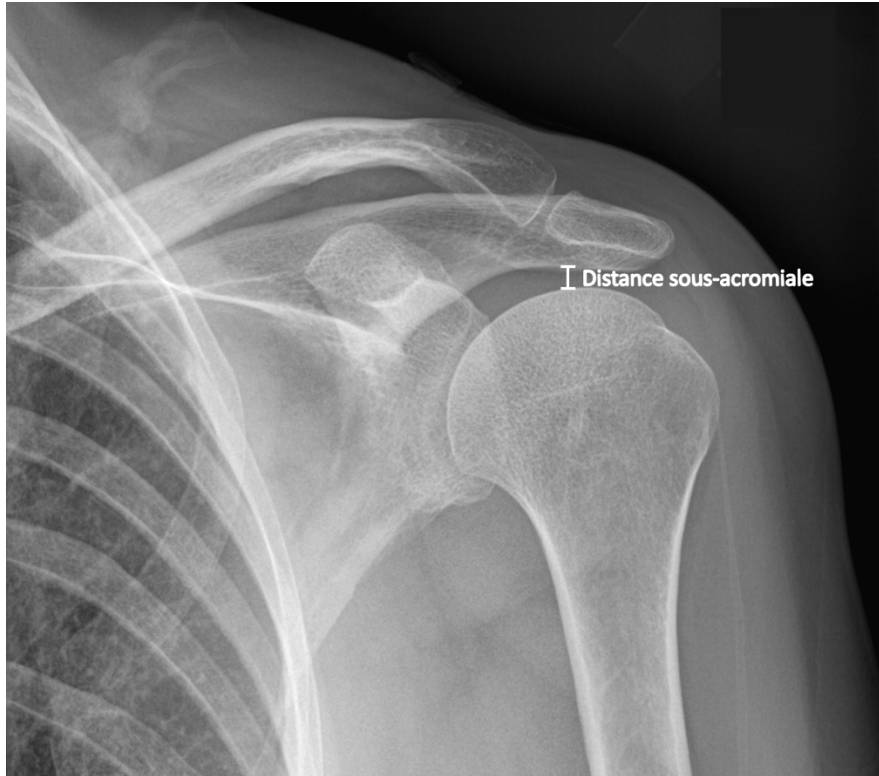
tête humérale. Nous passerons en revue dans cette section le lien de ces paramètres avec la RCR et la fonction des patients.

### *Type d'acromion*

Bigliani a décrit 4 types d'acromion. Selon lui et Balke, la morphologie de l'acromion a un impact sur le risque de développer une rupture de la coiffe des rotateurs (Balke et al., 2016; Bigliani, 1986). Les morphologies plaçant les patients le plus à risque de développer une rupture de la coiffe des rotateurs seraient celles en forme de crochet (types II ou III). Les tendons auraient tendance à frotter contre la pointe de l'acromion et à s'user plus rapidement qu'avec un acromion plat (type I) (Balke et al., 2016; Giai Via et al., 2013; Gill et al., 2002; Pandey et al., 2016). Il est cependant important de noter que trois études ont, au contraire, démontré l'absence de corrélation entre le type d'acromion et la présence d'une rupture de la coiffe (J. M. Kim et al., 2019; Moor et al., 2014; Pandey et al., 2016).

### *Distance sous-acromiale (DSA)*

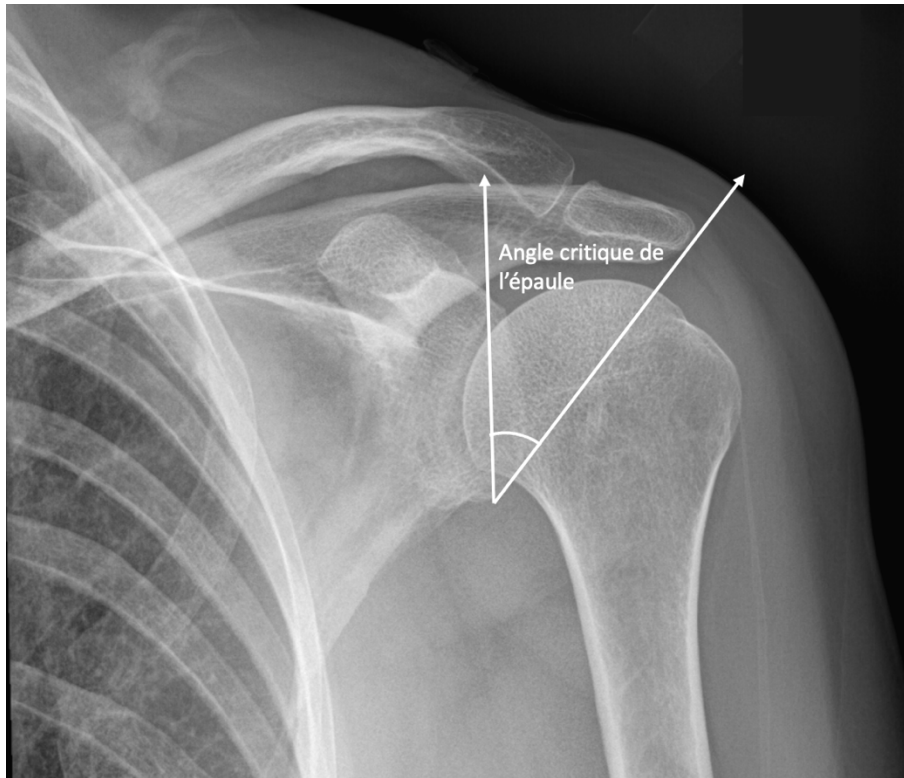
Une petite distance sous-acromiale (DSA) est clairement associée aux ruptures de coiffe des rotateurs (Balke et al., 2016; Razmjou et al., 2020; Saygi et al., 2018). Cela correspond davantage à une conséquence qu'à un facteur de risque d'une rupture de coiffe des rotateurs. Tel que mentionné précédemment, les muscles de la coiffe permettent de stabiliser la tête humérale dans la glène de l'omoplate. Lorsqu'un ou plusieurs muscle est déchiré, la perte de cette stabilité entraîne une migration de la tête humérale vers le haut, ce qui diminue la distance entre celle-ci et l'acromion (la DSA). Une distance inférieure à 6 mm est associée aux ruptures majeures (Razmjou et al., 2020). Dans son mémoire de maîtrise, Bascans a cependant établi qu'une DSA diminuée serait associée à un meilleur score de Constant pour les patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs au moment du diagnostic (Bascans, 2018). Cela serait dû au fait que le deltoïde utiliserait l'abutement de la tête humérale contre l'acromion afin de produire le mouvement d'abduction lorsque la coiffe ne peut plus remplir son rôle de stabilisation.



**Figure 3.** – Mesure de la distance sous-acromiale

#### *Angle critique de l'épaule*

L'angle critique de l'épaule est bien connu dans la littérature pour son association avec deux pathologies de l'épaule. Il se mesure à partir d'une radiographie antéropostérieure simple avec une bonne reproductibilité inter-observateurs (Cherchi et al., 2016; Spiegl et al., 2016). Il correspond à l'angle entre un segment reliant l'extrémité inféro-latérale à l'extrémité supéro-latérale de la glène et un autre segment reliant l'extrémité inféro-latérale de la glène à l'extrémité inféro-latérale de l'acromion.



**Figure 4.** – Mesure de l’angle critique de l’épaule

Il est donc influencé par l’inclinaison de la glène, ainsi que par la hauteur et la longueur de l’acromion (Beeler et al., 2019; Bouaicha et al., 2020; Daggett et al., 2015). Parmi ces trois paramètres, l’inclinaison de la glène est celui ayant le plus d’impact sur l’angle critique et la stabilité de l’épaule (Bouaicha et al., 2020; Daggett et al., 2015). Un angle critique faible ( $<30^\circ$ ) est fortement associé à l’arthrose glénohumérale, tandis qu’un angle plus grand ( $>35^\circ$ ) est fortement associé à une rupture complète de la coiffe des rotateurs (Balke et al., 2016; Blonna et al., 2016; Cherchi et al., 2016; Daggett et al., 2015; Gomide et al., 2017; Heuberer et al., 2017; Miswan et al., 2017; Moor et al., 2013, 2014; Pandey et al., 2016; Razmjou et al., 2020; Rhee et al., 2019; J. Seo et al., 2019; Shinagawa et al., 2018; Smith et al., 2020; Song et al., 2019; Spiegl et al., 2016; Tang et al., 2019; Watanabe et al., 2018; Yoo et al., 2019; Zhao et al., 2022). Un angle plus grand causerait davantage d’instabilité et de force de cisaillement au niveau de l’articulation glénohumérale, augmentant la sollicitation de la coiffe pour stabiliser la tête humérale. Cette activation augmentée favoriserait la surutilisation et la rupture subséquente de la coiffe (Gerber et al., 2014; Moor et al., 2016). Même s’il est en cause dans la rupture de la coiffe, l’angle critique

n'est pas associé à la progression de la rupture ni à la fonction de l'épaule des patients (Cauchon et al., 2020; Chalmers et al., 2017; Docter et al., 2019; Gürpınar et al., 2019; Kirsch et al., 2017; Lee et al., 2017; Li et al., 2018; Moor et al., 2013; Sheean et al., 2019). Seulement deux études n'ont pas démontré de relation entre la rupture de la coiffe des rotateurs et l'angle critique de l'épaule (Bjarnison et al., 2017; Chalmers et al., 2017).

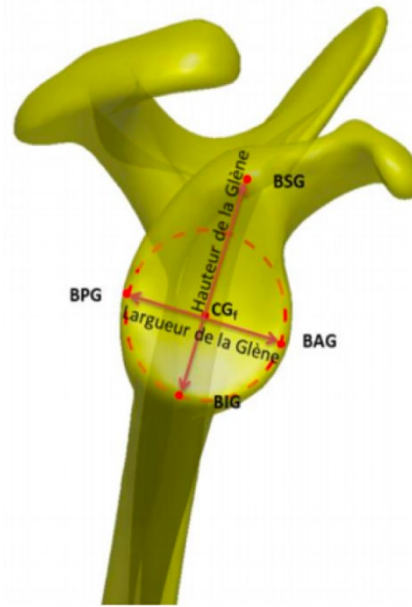
#### *Hauteur de la glène*

Le lien entre la hauteur de la glène et la RCR est controversé. Deux études ont indiqué qu'il n'y avait pas de différence entre les patients atteints de RCR et des sujets normaux (Maalouly et al., 2020; Van Parys et al., 2021). Une étude menée par Saygi a cependant démontré que la glène était 1,5 mm plus grande chez les patients avec RCR par rapport aux sujets sains (Saygi et al., 2018).

#### *Largeur de la glène*

Deux études ont évalué le lien entre la largeur de la glène et le risque de développer une RCR. Leurs résultats se contredisent, puisqu'une largeur plus grande a été associée à une RCR par Saygi & al (2018), alors que le contraire été démontré par Maalouly et ses collaborateurs (2020). Il est à noter que, selon une étude menée par Shimozono et al. au Japon, la taille de la glène est influencée par la taille des sujets, et tend donc à être plus grande chez les hommes que chez les femmes (Shimozono et al., 2017).





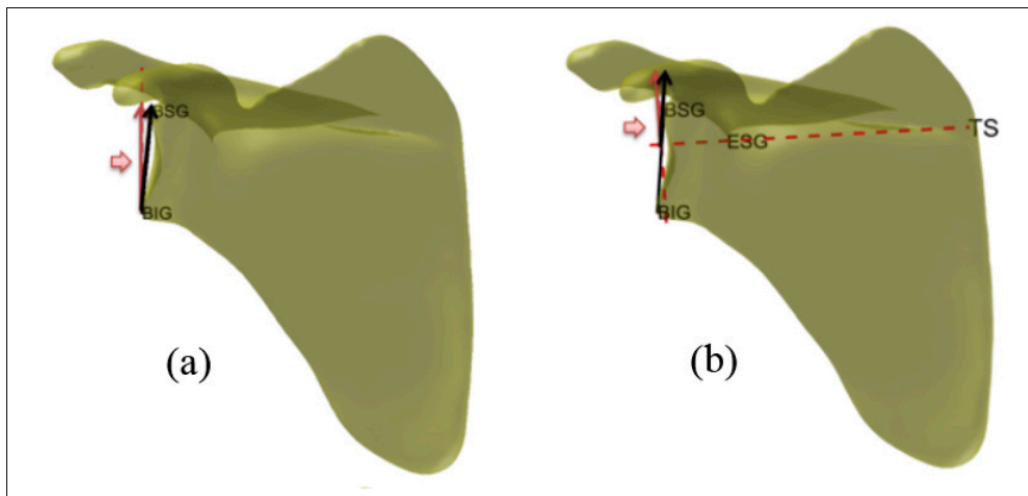
BPG : Bord postérieur de la glène, BSG : bord supérieur de la glène, BAG : bord antérieur de la glène, BIG : bord inférieur de la glène, CG<sub>f</sub> : Centre fonctionnel de la glène.

Tiré d'*Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule*, Montréal, par C. Bascans, 23 juin 2018, espace ETS, ([https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS\\_Clarisse.pdf](https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS_Clarisse.pdf)). © 2017 par C. Bascans. Reproduit avec permission.

**Figure 5.** – Mesure de la hauteur et de la largeur de la glène

*Inclinaison de la glène (angle morphologique et positionnel)*

L'inclinaison de la glène se mesure dans le plan frontal tel qu'illustré sur a figure 6.



BSG : bord supérieur de la glène, BIG : bord inférieur de la glène, ESG : point de l'échancrure Spino-Glénoidienne, TS : Trigonum Spinae Scapula (racine de l'épine de l'omoplate)

Tiré d'*Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule*, Montréal, par C. Bascans, 23 juin 2018, espace ETS, ([https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS\\_Clarisse.pdf](https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS_Clarisse.pdf)). © 2017 par C. Bascans. Reproduit avec permission.

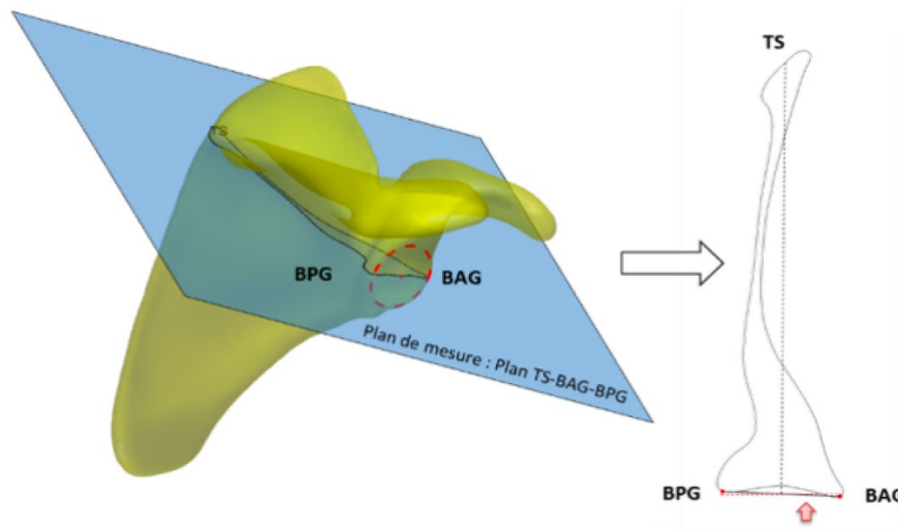
**Figure 6.** – Mesure de l'inclinaison de la glène positionnelle (a) et morphologique (b)

Selon les sources, l'inclinaison de la glène peut être mesurée à partir d'un vecteur perpendiculaire à l'axe de la scapula (morphologique) ou perpendiculaire au sol (positionnel). La mesure de l'inclinaison morphologique de la glène à partir de radiographies de l'épaule est fiable et a une bonne répétabilité selon deux études (Hughes et al., 2003; Kandemir et al., 2006). Des auteurs ont pour hypothèse qu'un plus grand angle d'inclinaison de la glène faciliterait la migration de la tête humérale vers le haut lorsque le deltoïde se contracte. Cette migration comprimerait le supra-épineux et favoriserait ainsi sa rupture (Maalouly et al., 2020). Une étude cadavérique a également démontré qu'une inclinaison plus importante de la glène sollicitait davantage les muscles de la coiffe pour faire les mêmes mouvements comparé à une inclinaison plus petite (Knighton et al., 2022). L'association entre la RCR et une augmentation de l'angle d'inclinaison de la glène a été confirmée par plusieurs auteurs (Bishop et al., 2009; Daggett et al., 2015; Hughes et al., 2003; Maalouly et al., 2020; Saygi et al., 2018; Tétréault et al., 2004). Deux études, soit celle

de Kandemir (n = 12) et celle de Chalmers (n=192) ont au contraire démontré peu ou pas de lien entre la RCR et l'angle d'inclinaison de la glène (Chalmers et al., 2020; Kandemir et al., 2006).

### *Version de la glène*

Des chercheurs ont pour hypothèse qu'une version de la glène plus petite diminuerait la stabilité glénohumérale, ce qui solliciterait davantage la coiffe et placerait les patients à risque accru de RCR (Maalouly et al., 2020). Certaines études ont des résultats équivoques ou en contradiction avec cette hypothèse, mais une méta-analyse récente confirme un lien entre la RCR et une version diminuée (Tokgoz et al., 2007; Zhao et al., 2022).



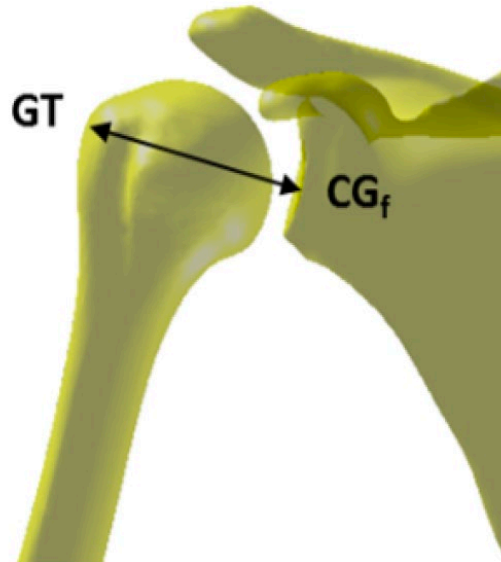
BPG : bord postérieur de la glène, BAG : Bord antérieur de la glène, TS : Trigonum Spinae Scapula (racine de l'épine de l'omoplate)

Tiré d'*Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule*, Montréal, par C. Bascans, 23 juin 2018, espace ETS, ([https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS\\_Clarisse.pdf](https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS_Clarisse.pdf)).  
© 2017 par C. Bascans. Reproduit avec permission.

**Figure 7. –** Mesure de la version de la glène

### *Offset de la tête humérale*

L'offset de la tête humérale correspond à la distance entre la grande tubérosité de l'humérus et le centre de la glène de l'omoplate (voir la figure 8)(Bascans, 2018).



GT : Grande tubérosité, CG<sub>f</sub> : Centre fonctionnel de la glène

Tiré d'*Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule*, Montréal, par C. Bascans, 23 juin 2018, espace ETS, ([https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS\\_Clarisse.pdf](https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS_Clarisse.pdf)).  
© 2017 par C. Bascans. Reproduit avec permission.

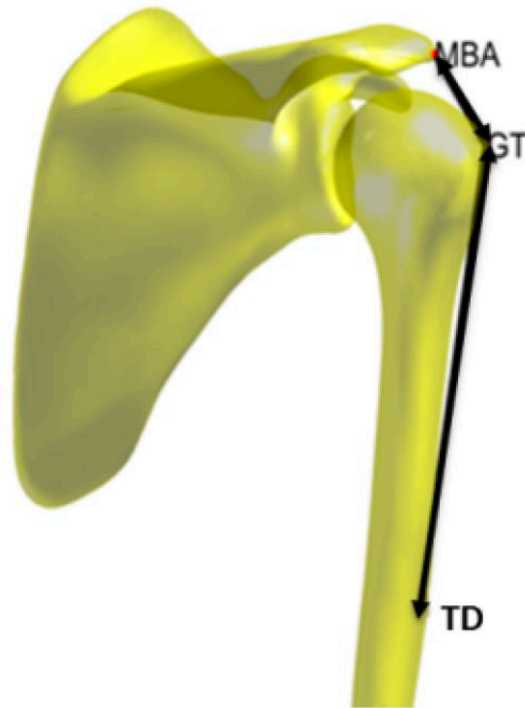
**Figure 8.** – Mesure de l'offset de la tête humérale

Iannotti et ses collègues, dans une étude en 1992 menées sur 140 épaules cadavériques, sont arrivés à la conclusion que l'offset de la tête humérale devait être pris en compte lors de la mise en place d'une prothèse totale de l'épaule, puisqu'il influence directement le moment de force des muscles de la coiffe et du deltoïde. Cela paraît logique, puisqu'un offset augmenté éloigne le bras de levier du deltoïde du centre de rotation de l'épaule, ce qui lui permettrait d'effectuer un mouvement donné avec moins de force (Iannotti et al., 1992). Depuis, des études ont été menées afin d'optimiser l'offset de la tête humérale lors de mise en place de prothèse totale de l'épaule. À notre connaissance, une seule étude s'est intéressée au lien entre l'offset de la tête humérale et la RCR. Celle-ci parvenait à la conclusion qu'un plus grand offset était associé à une meilleure fonction de l'épaule au diagnostic d'une RCR (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020).

*Distance entre l'acromion et la grande tubérosité (acromiohumérale)*

La distance acromiohumérale n'a pas d'impact sur le risque d'avoir une RCR symptomatique selon une méta-analyse récente (Zhao et al., 2022). Cependant, les mêmes auteurs ont démontré dans

une autre méta-analyse qu'elle était associée à une augmentation du risque de déchirure après une réparation de la coiffe (Zhao et al., 2021, 2022). En arthroplastie, une distance augmentée était faiblement associée à une diminution de la fonction par Sabesan et ses collègues (Sabesan et al., 2016). Son lien avec la RCR est encore à explorer.



MBA : Milieu du bord latéral de l'acromion, GT : grande tubérosité, TD : tubérosité deltoïdienne.

Tiré d'*Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule*, Montréal, par C. Bascans, 23 juin 2018, espace ETS, ([https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS\\_Clarisse.pdf](https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS_Clarisse.pdf)).  
© 2017 par C. Bascans. Reproduit avec permission.

**Figure 9.** – Mesure de la distance entre l'acromion et la grande tubérosité (MBA-GT) et mesure de la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne (GT-TD)

#### *Distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne*

La distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne reflète une partie de la longueur du deltoïde et a peu été étudiée dans la littérature. Dans son mémoire de maîtrise, Bascans établit qu'il existe une faible corrélation négative entre cette distance et la fonction des patients au moment du diagnostic d'une RCR (Bascans, 2018). Au contraire, deux études ont

démonstré qu'un maintien d'une longueur deltoïdienne adéquate lors des prothèses totales inversées de l'épaule permettait aux patients d'avoir une meilleure fonction en post-opératoire par rapport à un deltoïde plus court. Une autre étude n'a pas démontré de lien entre ce paramètre et la fonction des patients (Aluisio et al., 2003; Jobin et al., 2012; Sabesan et al., 2016).

#### *Rayon de la tête humérale*

Le rayon de la tête humérale peut être mesuré dans deux plans différents. Le rayon coronal est le plus facile à mesurer sur les radiographies standard en face-profil. Saygi et ses collaborateurs (2018) ont démontré qu'un plus petit rayon était associé aux RCR. Dans son mémoire de maîtrise, Bascans (2018) n'a pas trouvé de lien entre le rayon de la tête humérale et la fonction des patients atteints d'une RCR au diagnostic.



CTH : Centre de la tête humérale

Tiré d'*Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule*, Montréal, par C. Bascans, 23 juin 2018, espace ETS, ([https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS\\_Clarisse.pdf](https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/2160/1/BASCANS_Clarisse.pdf)).  
© 2017 par C. Bascans. Reproduit avec permission.

**Figure 10.** – Mesure du rayon de la tête humérale (mesure plan coronal)

### **Les causes intrinsèques**

La cause intrinsèque la plus importante serait des changements pathologiques dans la matrice extracellulaire des tendons. Celle-ci devient moins propice à leur régénération, ce qui entraîne davantage d'apoptose cellulaire au niveau du tendon. Avec le temps, les tendons tendent donc à s'amincir et leur structure cellulaire perd son organisation initiale. Ces changements surviendraient tôt dans la maladie, avant même que la rupture ne se développe. Les changements intrinsèques qui peuvent être perçus par les cliniciens sont les calcifications et l'infiltration graisseuse des muscles (Giai Via et al., 2013). Cette dernière est fortement corrélée à la taille de la rupture (Giai Via et al., 2013).

### **L'évolution de la rupture de la coiffe des rotateurs**

Certains patients auront une déchirure tendineuse stable, tandis qu'elle gagnera en taille pour d'autres. Une plus grande déchirure est associée à de l'involution graisseuse des muscles et à une rétraction des tendons, qui s'éloignent de leur lieu d'insertion. Les facteurs de risque connus pour l'augmentation de la taille de la déchirure sont l'âge, une rupture de grande taille et une rupture de la coiffe antérieure (Schmidt et al., 2015). Par ailleurs, plus la déchirure est importante, plus le tendon a perdu sa capacité à se régénérer (Giai Via et al., 2013).

### **1.2.2 Présentation clinique**

Étant donné l'importance de la coiffe dans la stabilisation de la tête humérale, dans la rotation externe et dans l'abduction de l'épaule, sa rupture aura un impact sur le fonctionnement de l'épaule à tous ces niveaux (Giai Via et al., 2013). La présentation clinique diffère cependant grandement d'un patient à l'autre. Les ruptures chroniques peuvent être asymptomatiques mêmes à l'effort, mais elles peuvent également causer de la faiblesse et des douleurs à l'épaule lors de son utilisation et la nuit (Giai Via et al., 2013; Greene, 2006). Il n'est toujours pas clair à ce jour pourquoi un patient ayant une rupture de la coiffe aura des symptômes ou pourquoi il demeurera au contraire asymptomatique. En plus des paramètres de la morphologie osseuse détaillés précédemment, certains paramètres musculaires auraient un impact sur la fonction des patients atteints d'une RCR : la taille de la déchirure, l'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse.

### **La taille de la rupture**

La taille d'une déchirure se mesure en deux plans par résonance magnétique (IRM) ou par échographie (Roy et al., 2015). La rétraction du tendon correspond à la distance mesurée entre l'extrémité du tendon rupturé et son site d'insertion sur l'humérus dans le plan frontal (Bureau et al., 2018). L'extension de la déchirure correspond à sa profondeur dans le muscle. On la mesure dans le plan sagittal entre l'extrémité du muscle et le début de la portion saine qui n'est pas déchirée (Bureau et al., 2018). On peut qualifier une rupture de la coiffe des rotateurs comme massive lorsque son extension mesure plus de 5 mm (Zhang, 2016). Une rupture de grande taille (en extension et en rétraction), est associée à un risque accru qu'une RCR devienne symptomatique selon deux études impliquant 588 et 195 participants (Mall et al., 2010; Yamaguchi et al., 2006). Plusieurs études ont également démontré une faible corrélation entre l'extension et la rétraction de la rupture avec le niveau fonctionnel et le niveau de douleur des patients (Curry et al., 2015; Dunn et al., 2014; Giai Via et al., 2013; Hsu et al., 2017; Nové-Josserand et al., 2016; Reyes et al., 2017). L'étude de Bascans (2018) et celle de Harris (2012) ont démontré cette faible corrélation avec l'extension de la rupture, mais ont déterminé qu'aucune corrélation existait entre la fonction au diagnostic et la rétraction du tendon du supra-épineux. Au contraire, Nové-Josserand et ses collaborateurs (2016) indiquaient que la rétraction des tendons était un meilleur indicateur du succès lors d'une réparation chirurgicale de la coiffe que l'extension de la déchirure. Il y aurait une synergie qui fait en sorte que le pire pronostic est associé aux patients ayant une déchirure de grande taille dans les deux plans. Étonnamment, une méta-analyse a démontré qu'il n'y avait pas de corrélation entre l'intégrité de la coiffe après une réparation et le niveau fonctionnel des patients (Russell et al., 2014). Ces deux paramètres semblent ainsi jouer un rôle important dans la prédiction de la fonction des patients, mais ils ne peuvent expliquer à eux seuls la variabilité des présentations cliniques pour des déchirures similaires. La taille de la déchirure a également une influence sur le développement de l'atrophie musculaire et de l'infiltration graisseuse (Agha et al., 2021; Bureau et al., 2018).

### **L'atrophie musculaire et l'infiltration graisseuse**

L'atrophie et l'infiltration graisseuse sont des changements dégénératifs de l'architecture musculaire qui surviennent surtout après la rupture du tendon d'un muscle. Ils deviennent



significatifs en moyenne 3 à 5 ans après la RCR et une partie de ces changements est irréversible malgré une réparation chirurgicale réussie (Gladstone et al., 2007; J. K. Kim et al., 2016; Laron et al., 2012; Melis et al., 2010). Ils sont indépendamment associés à un moins bon pronostic fonctionnel, soit à une moins bonne évolution après la réparation et à une augmentation du risque de re-déchirure des muscles de la coiffe (Agha et al., 2021; Bascans, 2018; Bedi et al., 2010; Chaudhury et al., 2012; Féasson, s. d.; Y.-K. Kim et al., 2018; Müller et al., 2017; Rubin, 2020).

L'atrophie correspond à une perte du volume musculaire. L'atrophie musculaire a été classifiée en 3 grades par Thomazeau et ses collègues. Le premier grade correspond à un muscle normal non atrophié et le grade 3, à l'atrophie la plus sévère (Thomazeau et al., 1996). Même s'il paraît logique que l'atrophie musculaire soit associée à une perte de fonction, les quelques études s'intéressant à ce lien n'arrivent pas toutes à cette conclusion (Bascans, 2018; Bureau et al., 2018; Dunn et al., 2014; Y. K. Kim et al., 2018).

L'infiltration graisseuse fut classifiée par Goutallier en 1989, avec un score allant de 0 pour un muscle normal à 4 lorsque la quantité de tissu adipeux surpasse la quantité de muscle (Agha et al., 2021; Somerson et al., 2016). Une diminution du score de Constant est observée dès le grade I et une perte de fonction irréversible se produit généralement à partir du grade 2 de l'infiltration graisseuse, ce qui a des conséquences sur la fonction du patient même après une chirurgie réparatrice (Chaudhury et al., 2012; Godenèche et al., 2017; Melis et al., 2010; Somerson et al., 2016). À partir du grade 2 d'infiltration graisseuse, le taux de redéchirure après réparation chirurgicale est de 50 à 70% (Chaudhury et al., 2012). Elle est associée à une diminution de la force musculaire et de la fonction de l'épaule par plusieurs auteurs (Chaudhury et al., 2012; Curry et al., 2015; Dunn et al., 2014; Giai Via et al., 2013; Gladstone et al., 2007; Hsu et al., 2017; Nové-Josserand et al., 2016; Reyes et al., 2017; Sambandam et al., 2015; J.-B. Seo et al., 2015). Trois études ont toutefois souligné que des patients ayant un même niveau d'infiltration graisseuse pouvaient présenter une force très variable (Bureau et al., 2018; Y. K. Kim et al., 2018; Wieser et al., 2015).

### **Études s'intéressant à l'explication du niveau fonctionnel des patients**

Quelques articles se sont intéressés à des paramètres spécifiques pour expliquer la fonction des patients ayant une RCR. À notre connaissance, le lien entre tous les paramètres issus de l'anatomie osseuse et musculaire décrits précédemment et la fonction des patients ayant une RCR a été évalué uniquement par Clarisse Bascans dans la publication faisant suite à son mémoire de maîtrise (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020). Cet article est en annexe du présent mémoire. Dans un premier temps, elle a créé un modèle de régression linéaire à partir de mesures prises sur les muscles uniquement (infiltration graisseuse, taille de la déchirure et atrophie musculaire). Celui-ci ne permettait que de prédire 16,7% de la variabilité du Score de Constant, un score évaluant la fonction de l'épaule et la douleur (Bascans, 2018). Dans ce contexte, une technique de reconstruction 3D des os de l'épaule a été développée afin de pouvoir extraire des paramètres de la morphologie osseuse de façon précise et répétable (Cauchon et al., 2020; Zhang, 2016). Considérant que les muscles prennent origine et s'insèrent sur les os, l'hypothèse était que la morphologie de ces derniers aurait un impact sur l'orientation des fibres musculaires et le bras de levier des muscles. Un modèle de régression linéaire a ensuite été créé en combinant les informations sur les tendons et les muscles et celles de la morphologie osseuse. Ce nouveau modèle a permis d'améliorer notre compréhension de la fonction de l'épaule des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs au diagnostic à 43,3%. Cependant, cette étude ne s'est pas intéressée à l'évolution de la fonction et de la douleur des patients, qui demeure difficilement prévisible, autant pour les patients asymptomatiques que pour les patients symptomatiques (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020).

### **1.2.3 Diagnostic**

L'évaluation d'un patient atteint d'une rupture de la coiffe des rotateurs comprend un examen physique. L'épaule est palpée, les amplitudes de mouvement passives et actives sont notées et la force dans les différents mouvements est testée (Giai Via et al., 2013). Dans le cas d'une rupture de la coiffe, les mouvements passifs sont d'amplitude normale et les mouvements actifs sont généralement d'amplitude réduite (Bakhsh & Nicandri, 2018). L'amplitude peut cependant être normale si la rupture est de petite taille et si le deltoïde permet de compenser l'abduction et l'effet compressif de la coiffe qui maintient la tête humérale dans la glène (Dyrna et al., 2018; Giai

Via et al., 2013). Ensuite, des tests cliniques permettent de vérifier spécifiquement l'intégrité des tendons de la coiffe. Le supra-épineux est testé par la manœuvre de Jobe. Le patient effectue une abduction de son épaule à 90 degrés. En maintenant le coude étendu, il place ses mains à 30 degrés vers l'avant selon le plan coronal. On lui demande de positionner ses pouces vers le bas, puis l'examineur effectue une pression sur les bras vers le bas. On suspecte une atteinte du supra-épineux s'il y a présence de douleur ou d'une faiblesse lors de ce test (Bakhsh & Nicandri, 2018; Giai Via et al., 2013). Une douleur suggère une tendinopathie tandis qu'une faiblesse suggère davantage une rupture du tendon. Le sous-scapulaire est testé par la manœuvre de Gerber et/ou le test de compression du ventre. Pour la manœuvre de Gerber, le patient doit placer le revers de sa main contre son dos, avec le coude en flexion, puis parvenir à soulever sa main de son dos en poursuivant la rotation interne de l'épaule. Si le patient ne parvient pas à positionner sa main dans son dos, on effectue le test de compression du ventre. Le patient place la paume de sa main contre son ventre, avec le coude en flexion, et doit parvenir à pousser contre son ventre sans compenser avec son coude ou son poignet. En cas d'atteinte du sous-scapulaire, le patient sera incapable de soulever sa main de son dos ou de la presser contre son ventre (Bakhsh & Nicandri, 2018; Giai Via et al., 2013). L'infra-épineux est testé par la rotation externe résistée et le « drop arm test ». Lors du test de la rotation externe résistée, le patient doit maintenir son bras en adduction contre son corps, fléchir son coude à 90 degrés, puis effectuer une rotation externe contre la résistance de l'évaluateur. Une faiblesse ou une douleur suggère une atteinte de l'infra-épineux. Pour le « drop arm test », on demande au patient d'effectuer une adduction de son épaule d'au moins 90 degrés, puis d'effectuer doucement son adduction. Lorsqu'une pathologie de la coiffe est présente, le bras chutera de façon abrupte en adduction en bas de 90 degrés (Bakhsh & Nicandri, 2018; Giai Via et al., 2013).

À la radiographie standard, le principal signe indiquant qu'une rupture de la coiffe peut être présente est la migration de la tête humérale vers l'acromion (Eajazi et al., 2015; Simons et al., 2021). Une distance sous-acromiale inférieure à 6 ou 7 mm suggère la présence de cette pathologie. La présence de calcifications au niveau des tendons, la perte de la convexité sous-acromiale normale avec présence de kystes dans cette même région et des changements cystiques au niveau de la grosse tubérosité peuvent également être visibles à la radiographie

standard et entraînent une suspicion d'une rupture de la coiffe. Une petite distance sous-acromiale associée à des changements cystiques de la grosse tubérosité permettent de diagnostiquer la présence d'une rupture massive et chronique de la coiffe des rotateurs (Sanders & Jersey, 2005).

La rupture tendineuse peut être observée grâce à l'IRM ou à l'échographie. L'échographie permet de bien visualiser les tendons et les muscles superficiels, ainsi que de les observer en mouvements par une évaluation dynamique. L'IRM permet de voir tous les tendons et les muscles, de façon statique uniquement (Simons et al., 2021). Puisque ces deux méthodes d'imageries permettent de visualiser les tissus mous, elles permettent de décrire la taille de la déchirure, le degré de rétraction des tendons, l'atrophie musculaire et l'involution graisseuse des muscles. L'IRM permet également de déterminer si une rupture sera réparable ou non et aide à la planification chirurgicale (Eajazi et al., 2015; Simons et al., 2021).

#### **1.2.4 Traitements possibles**

Lorsqu'une rupture est traumatique, le traitement de choix est la chirurgie (Graham, 2018; Oh et al., 2007). Pour les ruptures chroniques, il n'existe actuellement pas de consensus clair pour le choix de traitement. Il est recommandé de commencer avec un traitement conservateur, mais un traitement chirurgical s'avère souvent nécessaire s'il y a échec d'amélioration avec le traitement conservateur (Agarwalla et al., 2019; Boes et al., 2006; Eajazi et al., 2015; Graham, 2018; Longo et al., 2021; Oh et al., 2007; Ryösä et al., 2017).

##### **Les traitements conservateurs**

Les traitements conservateurs les plus communs sont la physiothérapie, les anti-inflammatoires non-stéroïdiens, l'aspiration de liquide synovial et des infiltrations de corticostéroïdes en intra-articulaires ou en sous-acromial (Eajazi et al., 2015). Les infiltrations de corticostéroïdes peuvent être utiles à court terme mais leur utilisation répétée en diminue l'efficacité et augmente le risque d'infection (Eajazi et al., 2015). Le facteur de risque d'échec du traitement conservateur le plus important est le manque de confiance de la part du patient envers ce type de traitement (Schmidt et al., 2015).

## **Les traitements chirurgicaux**

Le traitement chirurgical de choix est la réparation de la coiffe par arthroscopie ou par chirurgie ouverte. Ce traitement donne cependant de meilleurs résultats sur les ruptures partielles de la coiffe que les massives (Schmidt et al., 2015). Il est recommandé d'effectuer de la physiothérapie après la réparation de la coiffe, car la mobilisation rapide permet d'avoir une meilleure récupération fonctionnelle (Giai Via et al., 2013). Les activités intenses doivent cependant être évitées pendant 8 semaines post-opératoires, pour réduire le risque de re-déchirure.

Selon le type d'acromion, le chirurgien peut également procéder à une acromioplastie, soit l'excision d'une portion et de tissus inflammatoire au pourtour. L'efficacité de l'acromioplastie est cependant débattue dans la littérature. Elle permet la réduction de l'angle critique, mais rarement sous le seuil des 35° et elle n'aurait pas d'impact sur la fonction des patients après l'opération (Billaud et al., 2019; Degen, 2018; Gerber et al., 2014; Giai Via et al., 2013; Girard et al., 2020; Gürpınar et al., 2019; Kirsch et al., 2017; Lee et al., 2017; Schmidt et al., 2015; Sheehan et al., 2019).

Une méta-analyse récente démontre qu'une version anormale de la glène ainsi qu'un angle critique et un index acromial augmenté sont associés à une augmentation significative du risque de développer une RCR. L'étude suggère qu'il serait intéressant de tenter une modification chirurgicale de ces paramètres lors des réparations de la coiffe (Zhao et al., 2022). Une autre méta-analyse de 2020 suggère qu'un angle critique augmenté et une glène inclinée vers le haut sont associés à un risque de re-déchirure augmenté en post-opératoire. Cependant, aucun lien entre les paramètres morphologiques étudiés dans cette méta-analyse ne corrélaient avec le niveau fonctionnel des patients en post-opératoire. Les données à cet égard sont encore peu nombreuses dans la littérature (Zaid et al., 2021).

La prothèse totale de l'épaule ne s'avère pas efficace dans le contexte d'une rupture de la coiffe des rotateurs. La migration de la tête humérale (excentration) dans la pathologie est associée au détachement de la portion glénoïdienne de la prothèse et à des complications (Eajazi et al., 2015; Schmidt et al., 2015).

Une méta-analyse récente a démontré l'association entre la taille de la déchirure (longueur et largeur) et le degré de rétraction des tendons dans le risque de récurrence après une réparation. Des patients avec une déchirure trop importante et rétractée seraient de moins bons candidats chirurgicaux (Sugihara et al., 2003; Zhao et al., 2021). Il en est de même pour les patients avec un niveau d'infiltration graisseuse important ou avec une rupture ancienne (Chaudhury et al., 2012). Une flexion antérieure de l'épaule de moins de 90 degrés et un score de douleur élevé sont des facteurs de mauvais pronostic post-opératoire (Schmidt et al., 2015).

Dans sa méta-analyse de 2019, Schemitsch remarque que la réparation de la coiffe serait seulement légèrement supérieure au traitement conservateur pour l'amélioration de la fonction des patients (Schemitsch et al., 2019). Il est donc important de bien sélectionner les candidats chirurgicaux et de les opérer au bon moment pour maximiser les bénéfices d'une intervention.

#### *Risque de re-déchirure post-opératoire*

La re-déchirure survient généralement dans les 6 premiers mois post-opératoires (Schmidt et al., 2015). Il est possible de retenter une réparation après une re-déchirure de la coiffe, même si elle est massive (Schmidt et al., 2015). Le taux de re-déchirure est élevé, allant de 13 à 68% (Giai Via et al., 2013). Les patients avec une plus grande rupture, plus d'infiltration graisseuse et un plus grand angle critique sont plus à risque de re-déchirure (Chalmers et al., 2017; Garcia et al., 2017; Giai Via et al., 2013; Li et al., 2018; Moor et al., 2013; Scheiderer et al., 2018; Sheean et al., 2019). Les fumeurs et les diabétiques ont également une moins bonne guérison après réparation (Giai Via et al., 2013).

### **1.3 L'évaluation des patients en recherche**

Plus de 30 outils différents peuvent être utilisés pour évaluer la fonction de l'épaule des patients en recherche. Les principaux demeurent le score de Constant, le QuickDash et le SPADI (Angst et al., 2011).

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

#### Score de Constant

Le score de constant fut créé par Constant et Murley en 1986 (Constant et al., 2008). Il a été conçu pour évaluer le niveau fonctionnel d'une épaule, qu'elle soit normale ou atteinte d'une pathologie (Constant et al., 2008). Ce score est spécifique à l'épaule et il est divisé en un questionnaire subjectif (35 points) et un examen physique objectif (65 points). La grille du score est présentée en annexe. Le questionnaire s'intéresse à la douleur ressentie par le patient (15 points) et à l'impact de celle-ci sur ses activités quotidiennes (20 points). L'examen physique comprend les amplitudes de mouvement (40 points) de l'épaule et la mesure de la force d'abduction (25 points). Puisque ce dernier élément est grandement influencé par l'âge et le sexe, le score a ultérieurement été ajusté pour ces deux paramètres (Angst et al., 2011; Constant et al., 2008). Il est approuvé par la Société européenne pour la Chirurgie de l'Épaule et du Coude et recommandé par la Société Allemande des Chirurgiens de l'Épaule et du Coude (Angst et al., 2011).

La reproductibilité inter-observateurs du score de Constant a initialement été contestée. La méthode de mesure de la force différait grandement d'une étude à l'autre et engendrait une grande variabilité dans les résultats (Angst et al., 2011; Constant et al., 2008; Wylie et al., 2016). Un dynamomètre isométrique a été conçu pour remédier à ce problème en effectuant une moyenne de 3 répétitions maximales séparées d'une minute. Un effort maximal est hautement reproductible si suffisamment de repos est accordé au patient. Cette moyenne permet de s'assurer d'obtenir une force maximale du patient représentative (Constant et al., 2008). En 2013, Ban et ses collègues ont publié un protocole standardisé afin d'améliorer la variabilité inter-observateurs (Ban et al., 2013). Finalement, la force maximale mesurée doit être indolore, ce qui n'a pas toujours respecté par les évaluateurs par le passé (Y. K. Kim et al., 2018).

La traduction française du score de Constant est validée (Angst et al., 2011). Le score de Constant n'est cependant pas efficace pour évaluer toutes les pathologies, dont l'instabilité de l'épaule. Il est cependant largement accepté pour l'évaluation des patients avec rupture de la coiffe des rotateurs (Angst et al., 2011; Constant et al., 2008). Il est davantage utilisé par les chirurgiens de l'épaule que le QuickDash et son utilisation répandue permet une meilleure comparaison entre

les études (Wylie et al., 2016). Il a une bonne corrélation avec la satisfaction des patients après une chirurgie de réparation de la coiffe des rotateurs ( $R^2 = 0,80$ ) selon une étude menée sur 247 patients (Gilbart & Gerber, 2007). La fiabilité de Cronbach du score de Constant se situe entre 0,37 et 0,60 d'après une méta-analyse (Angst et al., 2011).

Lors de la méta-analyse par Angst et ses collègues, aucun changement minimal cliniquement significatif n'avait été établi (Angst et al., 2011). Depuis, une étude s'est intéressée à 802 épaules ayant eu une réparation par arthroscopie de leur coiffe des rotateurs. Cette étude a détecté un changement minimal cliniquement significatif de 10,4 points (Kukkonen et al., 2013).

### **QuickDash**

Le QuickDash est une version écourtée du questionnaire DASH (« Disabilities of the arm, shoulder and hand questionnaire »). Les 11 questions ayant la plus grande importance ont été retenues dans cette formule abrégée, ce qui permet d'obtenir des résultats d'une précision similaire en moins de temps (Gummeson et al., 2006). La réponse pour chaque élément est choisie sur une échelle de 5 points et le résultat est noté sur 100 points (Angst et al., 2011). Il prend en compte la fonction globale du membre supérieur en entier, de l'épaule à la main (Angst et al., 2011).

Le QuickDash est moins spécifique que le score de Constant et le Shoulder Pain and Disability Index (SPADI) qui ne s'intéressent qu'à l'épaule. Il tend à sous-estimer les symptômes ressentis par les patients, et certaines questions peuvent être influencées par des pathologies du membre inférieur (Angst et al., 2011).

Cependant, il était l'outil le plus utilisé et testé lors de la revue de Angst et ses collègues. Il est disponible gratuitement et traduit dans plusieurs langues (Angst et al., 2011). Il est approuvé par l'Association Américaine de Chirurgiens Orthopédique et le « Insitute of Work and Health » (Angst et al., 2011). Comme le patient remplit le questionnaire lui-même, il n'y a pas de biais lié à l'évaluateur contrairement au score de Constant.

Il a une bonne validité et fiabilité avec un Cronbach's de 0,92 à 0,95 et un coefficient de répétabilité intra-classe de 0,91 (Angst et al., 2011; Franchignoni et al., 2014; Mintken et al., 2009).



Le changement minimal cliniquement significatif est entre 10,8 et 15,91 points selon les études (Angst et al., 2011; Franchignoni et al., 2014; Rysstad et al., 2020). Cette valeur augmentait avec les temps dans une étude menée avec la version Danoise du QuickDash sur 261 patients avec des suivis à 3 et à 6 mois (Budtz et al., 2018).

### **SPADI (Shoulder Pain and Disability Index)**

Le SPADI est la méthode d'auto-évaluation la plus simple et efficace avec une excellente validité et la meilleure sensibilité pour les pathologies de l'épaule (Angst et al., 2011). Le questionnaire compte 13 questions, dont 5 s'intéressent à la douleur et 8, à la fonction. Chacune est notée par le patient sur une échelle de 0 à 12.

Le SPADI est validé dans moins de langues que le QuickDash (Angst et al., 2011). Il a été validé initialement uniquement chez des hommes, mais il a depuis été étudié dans divers contextes avec une plus grande variété de patients (Breckenridge & McAuley, 2011). Contrairement au score de Constant et au QuickDash, il n'a pas été recommandé par une organisation à notre connaissance (Angst et al., 2011).

Tout comme le QuickDash, le questionnaire est autoadministré, ce qui évite les biais liés à l'évaluateur. Le SPADI se divise en sous-scores qui peuvent être interprétés individuellement, mais qui ont une moins bonne validité que le score global (Angst et al., 2011).

Il a une bonne fiabilité avec un alpha de Cronbach qui se situe entre 0,86 et 0,96 (Angst et al., 2011; Boake et al., 2021). Le changement minimal cliniquement significatif est de 13,2 à 21,5 points selon les études (Angst et al., 2011).

Le QuickDash et le SPADI ont été comparés pour une évaluation initiale, à 6 semaines et à 6 mois de suivi. Les deux scores démontraient la même capacité à détecter les patients ayant eu une amélioration ou une détérioration clinique (Chester et al., 2017).

Chacune de ces trois méthodes d'évaluation présente des avantages et inconvénients. Leur combinaison permet d'atténuer les biais potentiels lors de l'évaluation des patients.

### **1.3.2 Évaluation de la qualité de vie des patients**

La santé globale d'une personne peut influencer sa perception de sa douleur et de son incapacité liée à sa rupture de la coiffe des rotateurs. Un questionnaire autoadministré comme le SF12 (« 12 items short-form survey ») permet de comparer l'état de santé globale, autant physique que mentale, des différents groupes étudiés (Jenkinson et al., 1997). Il permet ainsi de reconnaître des biais liés aux comorbidités des patients et d'en tenir compte lors de l'analyse de données. Il a même été démontré que la forme plus longue (le SF36) corrèle mieux avec le niveau de douleur des patients avec une rupture de la coiffe des rotateurs que la taille de la déchirure telle que mesurée sur un examen d'imagerie (Wylie et al., 2016).

## **1.4 L'imagerie médicale pour l'évaluation des pathologies de l'épaule**

La première méthode d'imagerie utilisée pour évaluer un patient se présentant pour un problème l'épaule est la radiographie standard (Sanders & Jersey, 2005). Elle est peu coûteuse et permet d'obtenir rapidement une vue des structures osseuses. Lorsqu'un problème des tissus mous est suspecté et que la radiographie standard ne fournit pas toutes les informations nécessaires, l'imagerie par résonance magnétique ainsi que l'échographie sont utiles. Dans cette section, nous nous concentrons uniquement sur la méthode d'imagerie la plus utilisée, soit la radiographie standard, pour l'évaluation de l'épaule lors d'une consultation non urgente en clinique externe d'orthopédie.

### **1.4.1 Les vues radiographiques importantes lors de l'évaluation de l'épaule**

Plusieurs vues radiographiques de l'épaule existent afin d'observer les structures et les articulations qui la composent. Les vues les plus utilisées sont :

- L'antéropostérieure (AP)

La vue antéropostérieure est presque toujours demandée lors de l'évaluation de l'épaule. Le patient est en position debout, le bras le long du corps, et les rayons sont dirigés parallèlement au sol et au plan coronal du patient. Dans cette position, les tissus mous sont répartis uniformément, ce qui permet de voir en détail la scapula, la clavicule latérale ainsi que les articulations glénohumérale et acromio-claviculaire. L'interligne articulaire

de l'articulation glénohumérale n'est pas visualisé, car la tête humérale se superpose à la glène sur cette vue. L'AP doit être combinée avec la vue en Y détaillée ci-dessous lorsqu'une luxation glénohumérale est suspectée (Sanders & Jersey, 2005).

- La vue de Grashey :

Cette vue est prise comme l'AP, mais le patient est placé à 45 degrés, de sorte que les rayons soient perpendiculaires à l'axe de la scapula. Ce positionnement élimine la superposition de la tête humérale à la glène, permettant de mesurer et de visualiser l'interligne de l'articulation glénohumérale. Elle permet également de repérer des déplacements plus discrets de la tête humérale vers le haut ou vers le bas. La distribution inégale des tissus mous nuit à l'évaluation de la clavicule et de l'articulation acromio-claviculaire (Sanders & Jersey, 2005).

- La vue axillaire :

L'acquisition de cette image s'effectue avec le patient en position couchée et le bras en abduction à environ 90 degrés. L'appareil radiographique est positionné de telle sorte que l'image offre une vue tangentielle de l'articulation glénohumérale. Elle permet de repérer une fracture de paroi antérieure de la glène et les luxations glénohumérales. Comme la vue de Grashey, la superposition des tissus mous empêche une évaluation en détail des structures osseuses (Sanders & Jersey, 2005).

- La vue en Y de la scapula (vue de profil/latérale de l'épaule) :

Il s'agit d'une vue latérale de la scapula, qui permet de confirmer le bon alignement de la tête humérale dans la glène et d'éliminer la présence d'une luxation glénohumérale. On y visualise également les fractures du processus coracoïde, de la scapula, de l'acromion et de l'humérus proximal (Sanders & Jersey, 2005).

### **1.4.2 Les éléments à observer sur une radiographie de l'épaule**

Selon Sanders et Jersey, les éléments suivants doivent être observés lors de l'évaluation d'une radiographie de l'épaule (Sanders & Jersey, 2005) :

1. Articulation acromio-claviculaire : rechercher de l'ostéolyse ou une séparation de l'articulation.

2. Articulation glénohumérale : Rechercher la superposition normale de la tête humérale avec la glène et la présence de l'arche scapulo-humérale normale.
3. Scapula :
  - a. Valider l'intégrité de la glène (sans fracture ni lésion de Bankart)
4. Humérus :
  - a. Vérifier la présence d'une lésion d'Hill-Sachs sur la tête (témoignant d'une ancienne luxation GH)
  - b. Valider la position centrale de la tête sur la vue en Y de la scapula
  - c. Rechercher une fracture de l'humérus proximal, incluant la grosse tubérosité.
5. Poumons : Il ne faut pas oublier qu'une partie du poumon est également visible sur les radiographies de l'épaule. Dans un contexte de douleur chronique, on peut rechercher des nodules pulmonaires, une tumeur de Pancoast et des adénopathies. En aigu ou dans un contexte de trauma, un pneumothorax pourrait être visualisé. Une radiographie des poumons demeure toutefois nécessaire si une pathologie pulmonaire est suspectée.

### **1.4.3 Le système EOS**

#### 1.4.3.1 Fonctionnement du système EOS

Le système EOS est un système de radiographies doté d'un détecteur à gaz très sensible qui permet de réaliser des images avec 8 à 10 fois moins d'irradiation que la radiographie standard (Melhem et al., 2016; *Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout*, s. d.). Contrairement aux rayons X standard qui envoient les rayons de façon conique à partir d'un point unique, l'imagerie EOS balaye les structures avec des rayons qui sont parallèles les uns aux autres. Il ne produit donc pas la déformation « en goutte d'eau » à laquelle les professionnels de la santé sont habitués lorsqu'ils regardent une radiographie standard. La cabine EOS permet également d'obtenir deux radiographies perpendiculaires simultanément.

#### 1.4.3.2 Avantages

Le système EOS permet de réduire l'exposition aux radiations des patients et il permet l'acquisition de deux images simultanées en peu de temps. Ces images prises simultanément peuvent être utilisées pour effectuer une reconstruction 3D des structures osseuses avec presque

autant de précision que les techniques se basant sur les images d'un CT-Scan (Dubousset et al., 2005). Il est le seul appareil radiologique qui permet d'effectuer une reconstruction 3D des structures à partir d'images prises en position debout ou assise, puisque le patient est nécessairement couché dans le CT-Scan (Dubousset et al., 2005). De plus, la reconstruction 3D de l'épaule avec l'EOS nécessite de 800 à 1000 fois moins de radiations qu'avec le CT-Scan (Dubousset et al., 2005).

#### 1.4.3.3 Inconvénients

Comme il s'agit d'une méthode d'imagerie assez récente, le système EOS n'a pas été validé pour être utilisé en clinique au même titre que les radiographies standard pour toutes les parties du corps. De plus, les techniques de reconstruction 3D basées sur cette méthode d'imagerie ne sont pas toutes automatisées et demandent encore des manipulations de la part de l'opérateur. Le personnel doit donc être formé et apprendre à utiliser la technique de reconstruction 3D, ce qui pourrait être un frein à l'utilisation de l'EOS pour la visualisation 3D en clinique (Melhem et al., 2016).

#### 1.4.3.4 Études comparatives réalisées dans le passé

Quelques études se sont intéressées à la comparaison de la qualité des images EOS<sup>TM</sup> à celles de la radiographie standard. En 1998, Kalifa et ses collaborateurs (1998) ont démontré que les images EOS<sup>TM</sup> du pelvis et du rachis fournissent suffisamment d'information pour les patients pédiatriques ayant une scoliose ou une maladie de la hanche nécessitant un suivi radiographique. En 2010, Deschênes et al. (2010) ont démontré que le système EOS<sup>TM</sup> permet d'obtenir des images de la colonne vertébrale de qualité supérieure à celle de la radiographie standard avec des doses d'irradiations plus faibles. Ces deux études ont également confirmé que la dose d'irradiation des patients était significativement plus faible avec le système EOS<sup>TM</sup> qu'avec la radiographie standard. Cependant, Krug et al. (2014) ont déterminé que le système EOS<sup>TM</sup> ne permet pas d'obtenir des images adéquates pour effectuer l'évaluation de la morphologie des structures osseuses du membre inférieur en entier. En effet, l'évaluation subjective de la qualité de l'image et de la visualisation des structures par 4 radiologistes a démontré que les images EOS obtenaient des résultats inférieurs à la radiographie standard (Krug et al., 2014).

## 1.5 Méthode d'évaluation de comparaison de deux modalités d'imagerie

Dans cette section, nous nous intéressons à la méthodologie d'études récentes comparant une modalité d'imagerie basse dose, soit le système EOS ou CBCT, à la radiographie standard et à la tomodensitométrie respectivement. Toutes les études ont procédé à l'aide d'un comité évaluateur des images. Ce dernier évalue les images radiologiques dans un ordre aléatoire en répondant à un questionnaire préétabli. Les prochains tableaux résument la méthodologie des différentes études réalisées jusqu'à présent. Le tableau 1 résume les travaux qui ont comparé EOS à une radiographie standard et le tableau 2 présente des travaux de comparaison de modalités avec d'autres systèmes utilisant des rayons X.

Auteur	Deschênes et al. (2010)	Kalifa et al. (1998)	Krug et al. (2014)
Région/pathologie étudiée	Scoliose	Scoliose et radiographie pelvienne	Membre inférieure, pelvis et genou
Questionnaire d'évaluation	Les structures ciblées sont évaluées selon une échelle à 4 niveaux.	La qualité de l'image est notée sur une échelle à 3 niveaux : bonne, mauvaise ou sans consensus entre les évaluateurs). Les structures sont notées comme perceptibles ou non.	Les structures ciblées sont évaluées selon une échelle à 6 niveaux.
Taille d'échantillon	50	140 (93 avec scoliose + 47 avec radiographie pelvienne)	114
Comité évaluateur	2 radiologues et 2 orthopédistes	2 radiologues et un orthopédiste	4 radiologues
Calculs statistiques	Test des rangs signés de Wilcoxon pour comparer la qualité des images. Analyse de variance pour évaluer l'accord entre les évaluateurs.	Mesure de l'accord pour les deux méthodes d'imagerie par le coefficient kappa. Test de McNemar ou de Bowder pour la symétrie.	Les notes moyennes sont présentées en quartiles pour chaque région anatomique et chaque évaluateur.

**Tableau 1.** – Méthodologie d'études comparant le système EOS et la radiographie standard

<b>Étude</b>	<b>De Cock et al. (2015)</b>	<b>Dubreuil et al. (2019)</b>	<b>Patel et al. (2019)</b>
<b>Région/pathologie étudiée</b>	Polypose nasale	Fractures des extrémités	Anatomie du canal dentaire et évaluation de la qualité d'un traitement endodontique.
<b>Questionnaire d'évaluation</b>	Les structures ciblées sont évaluées selon une échelle à 5 niveaux	Les critères d'évaluation sont basés sur le diagnostic de fracture. La présence d'artéfacts de mouvements est évaluée sur une échelle à 5 niveaux et la qualité globale est évaluée sur une échelle à 6 niveaux.	Les images sont évaluées selon 7 éléments clés qui sont jugés comme acceptés ou pas (0/1). La somme des critères donne une estimation globale de la qualité de l'image.
<b>Taille d'échantillon</b>	147 (57 avec polypose et 90 contrôles, dont 76 ont fait l'examen CBCT et 71 ont effectué un CT-Scan normal)	36	60
<b>Comité évaluateur</b>	1 radiologue et 1 résident en radiologie	2 radiologues et un 3 <sup>e</sup> pouvant intervenir en cas de désaccord.	2 endodontistes
<b>Calculs statistiques</b>	Le score de qualité des images est comparé par le test de Mann-Whitney et l'accord interobservateur est évalué par le coefficient de concordance de Kendall.	L'accord intra et interobservateur, ainsi que l'accord entre les deux méthodes d'imagerie étaient évalués par le coefficient kappa de Cohen. Le coefficient de corrélation intra-classe a été utilisé pour comparer les données quantitatives. Le chi-carré a été utilisé pour comparer les scores d'artéfacts de mouvement.	Tests de Kruskal-Wallis et de Mann-Whitney pour l'homogénéité du comité évaluateur. Test de Chi-Carré et de Fisher pour évaluer l'homogénéité des scores selon la méthode diagnostique.

**Tableau 2.** – Méthodologie d'études comparant le CBCT à la tomodensitométrie

Comme présenté dans les deux tableaux, les études comparant deux méthodes d'imagerie ont toutes une méthodologie différente. Il n'existe pas un questionnaire d'évaluation standard, et le mode d'évaluation varie d'une étude à l'autre même pour celles s'intéressant à la même pathologie et région étudiée. Dans un contexte où il n'y a pas de protocole préétabli, la méthode Delphi peut être utilisée pour créer un questionnaire d'évaluation des images. Celle-ci permet l'atteinte d'un consensus parmi les membres du comité évaluateur d'images. Comme le recueil des opinions s'effectue de façon anonyme et à distance, l'avis de tous est pris en compte également (Booto & Bernard, 2011; McMillan et al., 2016; Paliwoda, 1983).

Les étapes de la méthode sont les suivantes : sélection des experts, obtention de leur accord pour participer, administration d'un questionnaire, demander une justification des opinions divergentes et obtention du consensus si possible. Les critères de sélection des experts dépendent de la problématique abordée. Les questions peuvent être présentées sous formes ouvertes à réponse courte ou encore avec des énoncés pour lesquels les experts expriment leur accord selon une échelle numérique. Une fois les réponses reçues, les experts ayant une opinion divergente de celle du groupe sont confrontés à leurs réponses, qu'ils doivent justifier lors d'un deuxième tour. Cela se poursuit ainsi de suite jusqu'à l'obtention d'un consensus pour tous les éléments questionnés si possible. La méthode Delphi est utilisée lorsqu'il n'y a pas de façon de procéder prédéterminée. Elle est utilisée, entre autres, pour déterminer la conduite à tenir pour le traitement de certaines maladies (Booto & Bernard, 2011; McMillan et al., 2016; Paliwoda, 1983).

Une fois le questionnaire créé, une analyse de l'accord inter et intra-observateur doit être réalisée pour s'assurer qu'il s'agit d'un outil de mesure est valide avant d'en tirer des conclusions (Koo & Li, 2016). Le coefficient intra-classe permet d'évaluer les accords inter- et intra-observateurs. Le modèle à deux facteurs aléatoires est le plus souvent utilisé en recherche clinique (« Coefficient de Corrélation Intra-classe Dans R », s. d.; Koo & Li, 2016). Il s'applique lorsque le même groupe d'évaluateurs évalue les mêmes patients et qu'ils sont choisis aléatoirement parmi une population plus grande d'évaluateurs possédant les mêmes caractéristiques (« Coefficient de



Corrélation Intra-classe Dans R », s. d.; Koo & Li, 2016). Il permet ensuite de généraliser l'accord à la population d'origine de ces évaluateurs (« Coefficient de Corrélation Intra-classe Dans R », s. d.; Koo & Li, 2016). Le modèle à deux facteurs à effets mixtes, quant à lui, s'applique dans le même contexte, mais ne cherche pas à généraliser l'accord à la population d'origine. Il est moins utilisé en recherche clinique, mais il est pertinent si le questionnaire n'est pas utilisé par d'autres évaluateurs dans le futur (« Coefficient de Corrélation Intra-classe Dans R », s. d.; Koo & Li, 2016). Une fois le modèle choisi, il est possible de comparer l'accord par rapport à la moyenne des réponses de chaque évaluateur ou par rapport aux réponses d'un évaluateur en particulier et il faut choisir si l'on souhaite tester la cohérence ou l'accord absolu (« Coefficient de Corrélation Intra-classe Dans R », s. d.; Koo & Li, 2016).

La taille d'échantillon est également très variable d'une étude à l'autre, allant de 36 à 147. En effet, selon les données obtenues par le questionnaire et la méthode statistique utilisée, le nombre de patients nécessaire à l'obtention de résultats statistiquement et cliniquement significatifs n'est pas la même.

Lorsqu'on désire comparer une valeur quantitative (dans ce cas-ci, le score d'une image extrait d'un questionnaire) entre deux groupes, l'équation suivante détermine la taille d'échantillonnage nécessaire :

$$Taille\ d'\ échantillon = \frac{2\acute{E}T^2(Z_{\frac{\alpha}{2}}+Z_{\beta})^2}{d^2} \text{ (Charan \& Biswas, 2013)}$$

Où  $\acute{E}T$  est l'écart-type,  $Z_{\frac{\alpha}{2}}$  et  $Z_{\beta}$  sont des valeurs tirées de la table de Z selon l'erreur alpha et la puissance bêta respectivement et d est la différence que l'on désire observer entre les valeurs. La taille d'échantillon obtenue nous indique combien de patients chaque groupe doit contenir pour pouvoir obtenir des résultats statistiquement significatifs (Charan & Biswas, 2013).

## **Chapitre 2 – Problématique, objectifs et hypothèses**

### **2.1 Problématique**

Les travaux précédemment réalisés par Cheng Zhang et Clarisse Bascans ont permis de mieux comprendre la fonction des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs au moment du diagnostic. Cependant, nous ne savons pas si le modèle de régression linéaire permet de comprendre l'évolution à long terme de la fonction de l'épaule de ces patients. Si tel était le cas, il pourrait servir d'outil pronostic et aider à choisir le traitement le plus approprié pour le patient.

De plus, la méthode de reconstruction 3D de l'épaule se base sur l'imagerie EOS. Celle-ci n'a pas été démontrée comme équivalente à la radiographie standard pour l'évaluation des pathologies de l'épaule à la clinique externe d'orthopédie. Elle ne peut donc pas être utilisée dans ce contexte à l'heure actuelle. L'utilisation de ce système d'imagerie permettrait de réduire l'exposition aux radiations des patients et s'il s'avère équivalent à la radiographie standard, il sera plus facile d'intégrer en clinique les connaissances développées à partir de la reconstruction 3D de l'épaule.

### **2.2 Hypothèses et objectifs**

#### **Étude de suivi**

L'objectif principal de ce premier projet sera de prédire l'évolution de la fonction de l'épaule des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs.

Notre hypothèse est que le modèle de régression linéaire développé par Bascans (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020) prédira la fonction de l'épaule des patients. Nous souhaiterions obtenir une corrélation minimalement modérée (coefficient de corrélation R plus grand ou égal à 0,80) avec la fonction des participants à long terme (Yergeau & Poirier, 2021). Le modèle se base sur la morphologie osseuse et l'étendue de la déchirure de la coiffe. La morphologie osseuse a un impact sur le bras de levier des muscles et sur la possibilité d'avoir de l'accrochage d'un tendon entre les structures osseuses. À notre avis, il serait donc logique que les paramètres qui sont associés à une mauvaise fonction de l'épaule au moment du diagnostic soient aussi associés avec

une mauvaise évolution à long terme, soit par positionnement sous-optimal des muscles, par la déchirure de leur tendon ou par la dégradation des tendons.

### **Étude comparative d'imagerie**

Pour ce deuxième projet, notre objectif est de comparer l'imagerie EOS au système de radiographie standard lors de son utilisation à la clinique externe d'orthopédie.

Étant donné que le système EOS a été jugé équivalent à la radiographie standard pour l'évaluation du rachis, nous croyons qu'il sera probablement tout aussi performant pour l'évaluation de l'épaule. Cependant, la différence d'angulation des rayons, qui sont parallèles au sol en EOS et en forme de cône en radiographie standard, pourrait faire en sorte que certaines structures soient plus ou moins bien visualisées avec l'appareil EOS.

# Chapitre 3 – Étude de suivi

## 3.1 Méthodologie

### 3.1.1 Mise en contexte

Afin de déterminer si le modèle de régression linéaire basé sur des paramètres morphologiques et diagnostique permet de prédire l'évolution des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs, il est nécessaire d'avoir deux scores d'évaluation fonctionnelle séparés dans le temps pour quantifier l'évolution de la fonction de l'épaule, des images EOS initiales pour effectuer la reconstruction 3D de l'épaule et en extraire les valeurs des paramètres morphologiques ainsi que des données sur la taille de la déchirure des tendons obtenue par IRM ou échographie. L'étude ayant permis l'élaboration du modèle de régression linéaire a eu lieu au CHUM en 2009. À ce moment, les participants ont été évalués avec des radiographies EOS de leur épaule, une échographie et trois questionnaires : le score de Constant, le SF12-V2 et le QuickDash. Lors de cette étude, des sujets asymptomatiques et des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs ont été évalués. Dans le cadre de ce projet, le but est de réévaluer les sujets pathologiques et les sujets sains, puisque la rupture de la coiffe des rotateurs est une pathologie très commune avec le vieillissement. Ainsi plusieurs sujets sains ont pu développer des symptômes depuis l'étude initiale et il serait intéressant de déterminer si le modèle de régression linéaire permet également de prédire l'évolution de la fonction de leur épaule.

Le score de Constant pondéré a l'avantage de prendre en compte la fonction globale de l'épaule avec une partie subjective sur la douleur, ainsi qu'une partie objective sur la force et l'amplitude des mouvements de l'épaule. Il s'agit d'un score reconnu dans la littérature pour évaluer la fonction des participants de l'étude (Angst et al., 2011). Il serait également intéressant de créer des modèles de régression linéaire qui permettraient d'évaluer la douleur et la force séparément, car elles ne sont peut-être pas influencées par les mêmes paramètres morphologiques et échographiques.

La prédiction du QuickDash, qui est un questionnaire évalue l'impact de la douleur à l'épaule sur les activités courantes (activités de la vie quotidienne, loisirs, sommeil) est également intéressante, car elle apporte une autre perspective sur la maladie.

### **3.1.2 Protocole**

#### 3.1.2.1 Planification

Dans un premier temps, l'approbation du comité d'éthique du CHUM et de l'ÉTS a été obtenue pour recontacter les patients qui avaient participé à l'étude de 2009. Lors de l'étude initiale, 87 participants ont été recrutés. Parmi ceux-ci, 56 étaient atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs avec, au moins, une rupture transfixiante du supra-épineux. Les 31 autres participants étaient des volontaires sains qui n'avaient pas de rupture de la coiffe à l'IRM et qui n'avaient aucun symptôme à leur épaule. Les coordonnées des patients ont été recueillies dans les dossiers de recherche et les patients ont tous été contactés par téléphone ou par la poste afin d'assurer que suffisamment de participants seraient disponibles et intéressés pour une réévaluation. Un objectif de ré-évaluer un minimum de 50 des 80 participants initiaux a été fixé afin de pouvoir obtenir des résultats statistiquement significatifs.

#### 3.1.2.2 Évaluation des participants

Les participants se sont ensuite présentés au CHUM pour une évaluation comportant :

1. Un questionnaire sociodémographique
2. Un questionnaire sur les traitements et interventions chirurgicales reçues pour l'épaule
3. Le questionnaire SF12-V2 et QuickDash
4. Le score de Constant réalisé par un physiothérapeute. Par souci de reproductibilité, le score de Constant a été réalisé par le même physiothérapeute qu'à l'étude initiale et la force a été mesurée selon la même technique.
5. Une évaluation par un chirurgien orthopédiste

### 3.1.2.3 Analyse des données

#### 3.1.2.3.1 Comparaison des deux populations (initialement pathologique vs initialement saine)

La population initialement pathologique et celle initialement saine ont été comparées selon les variables suivantes :

- Pourcentage de patients réévalués
- Sexe des participants
- Temps de suivi moyen
- Variation moyenne du score de Constant
- Variation moyenne du SF12v2 mental et physique

Les valeurs ont été comparées à l'aide du test de Student. Celui-ci est considéré comme robuste pourvu que le ratio  $\frac{\text{taille de la population pathologique}}{\text{taille de la population saine}}$  se situe entre 0,5 et 2.

#### 3.1.2.3.2 Corrélation avec le modèle de régression linéaire initial

Le logiciel R studio a été utilisé pour analyser les données. L'évolution de la fonction des patients a été calculée comme la différence entre le score de Constant final et le score de Constant initial. Ainsi, une évolution positive signifie que le score de Constant s'est amélioré et une évolution négative, qu'il s'est détérioré. Le score de Constant prédit par le modèle de régression linéaire avait été calculé initialement avec l'équation suivante :

$$Y = 167,43 - 4,3 * X_1 - 1,0 * X_2 + 1,3 * X_3 + 11 * X_4 - 1,8 * X_5 \text{ (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020)}$$

Où Y correspond au score de Constant prédit;

$X_1$  correspond à l'extension de la déchirure du tendon du supra-épineux;

$X_2$  correspond à la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne de l'humérus;

$X_3$  correspond à l'offset de la tête humérale par rapport à la glène;

$X_4$  correspond à l'angle de version de la glène;

$X_5$  correspond à la distance sous-acromiale.

Ce score calculé a ensuite été corrélé de façon linéaire à l'évolution du score de Constant des participants. Cette corrélation a été étudiée pour tous les participants, puis pour certains groupes dont l'évolution peut différer de celle des autres à cause d'une intervention ou par une différence significative dans les paramètres morphologiques qui serait mise en lumière à l'étape de la caractérisation de la base de données.

### *3.1.2.3.3 Création de nouveaux modèles de régression linéaire pour prédire l'évolution de la force, du QuickDash et de la douleur à l'épaule*

Dans le cadre de cette maîtrise, nous avons voulu vérifier si le modèle de régression proposé à partir des valeurs initiales des patients avait une valeur prédictive, mais nous avons également voulu proposer de nouveaux modèles de régression pour prédire plus spécifiquement l'évolution de la force, du QuickDash et de la douleur à l'épaule.

Afin de prédire une variable à partir d'une ou de plusieurs autres variables, il est possible d'utiliser une technique de régression. Les régressions peuvent être utilisées avec plusieurs fonctions mathématiques différentes pour créer un modèle de prédiction d'une variable (Yergeau & Poirier, 2013). La régression linéaire est le modèle qui convient le mieux à cette étude, comme établi par les travaux de Bascans (2018). Dans la construction du modèle, pour qu'une variable indépendante soit retenue, elle doit contribuer à une amélioration de la prédiction de la variable dépendante (Yergeau & Poirier, 2013).

Une fois le modèle créé, avant toute analyse supplémentaire, il faut s'assurer que la valeur F est significativement différente de 0 (Yergeau & Poirier, 2013). La valeur F indique que le modèle est meilleur que l'utilisation de la moyenne seule pour prédire la variable dépendante (Yergeau & Poirier, 2013).

Ensuite, le rapport  $R^2$  permet d'évaluer le pourcentage de variance qui est expliqué par l'équation de régression linéaire. Il est calculé comme suit selon Yergeau et Poirier :  $R^2 =$

$$\sqrt{\frac{\text{Somme des carrés du modèle prédictif}}{\text{Somme des carrés du modèle sans prédictif}}} \text{ (Yergeau et Poirier). Sa racine carrée (R) permet}$$

d'obtenir le coefficient de corrélation multiple du modèle (Yergeau & Poirier, 2013). Il s'interprète

comme un coefficient de corrélation simple : en valeur absolue, un coefficient de corrélation de 1 signe une corrélation parfaite, et un coefficient nul signifie l'absence de corrélation linéaire entre deux variables (Yergeau & Poirier, 2013). Le cas échéant, il pourrait toutefois exister un autre type de corrélation entre les variables (Yergeau & Poirier, 2013).

Pour cette étude, les modèles de régressions linéaires ont été créés avec le logiciel SPSS version 25 (2017). Le score de Constant pondéré initial correspond à la variable dépendante tandis que les variables indépendantes sont les différents paramètres osseux et musculaires mesurés à partir de la reconstruction 3D et de l'IRM initiales :

- La rétraction latérale du tendon du supra-épineux déchiré par rapport à la grande tubérosité humérale sur le plan frontal
- L'étendue de la déchirure du supra-épineux, du haut vers le bas (appelée extension de la déchirure du supra-épineux)
- L'atrophie musculaire du supra-épineux selon l'échelle de Thomazeau
- L'involution graisseuse du supra-épineux et de l'infra-épineux selon l'échelle de Goutallier
- La hauteur et la largeur de la glène
- Les angles d'inclinaison positionnel et morphologique de la glène
- La version de la glène
- L'angle critique de l'épaule
- La distance sous-acromiale
- Le retrait de la tête humérale par rapport au centre de la glène (offset de la tête humérale)
- Le trajet simplifié du deltoïde, séparé en deux distances :
  - o La distance entre l'acromion et la grande tubérosité
  - o La distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne sur l'humérus.

Les paramètres musculaires ont tous été mesurés sur les images IRM des épaules des participants lors de la phase initiale du projet. Ces paramètres ont été choisis, car ils ont été utilisés dans d'autres études tel que décrit dans la revue de littérature et parce qu'ils sont suffisamment reproductibles lorsqu'ils sont mesurés par le biais de notre méthode de reconstruction 3D à partir



des images EOS. La valeur prédictive de ces modèles est ensuite établie par corrélation tel que décrit dans la section précédente.

## **3.2 Résultats**

### **3.2.1 Caractérisation et comparaison des groupes étudiés**

Avant de créer des modèles de régression, il est important de caractériser la population à l'étude afin de pouvoir correctement interpréter les données. Cette section présente différentes analyses qui ont été faites sur des sous-groupes des patients qui ont accepté de participer à l'étude. Notons que sur les 87 patients initialement vus à partir de 2009, 50 personnes ont accepté de se faire réévaluer. 37 participants n'ont pas été ré-évalués, soit car ils ont refusé de participer à nouveau ou parce qu'ils n'étaient plus joignables.

#### **3.2.1.1 Population initialement asymptomatique et initialement atteinte d'une RCR**

Dans un premier temps, les deux groupes étudiés ont été caractérisés, puis leurs caractéristiques ont été comparées à l'aide du test T de student (voir tableau 3).

<b>Variable</b>	<b>Sains</b>	<b>Pathologiques</b>
Participants réévalués, nombre (%)	18 (58)	32 (60)
Femmes, nombre (%)	9 (50)	15 (47)
Âge, années	64±6	65±7
Temps de suivi moyen, années	7,2 ± 0,4	7,8 ± 0,7
Variation moyenne du score de Constant	<b>-5 ± 19*</b>	<b>21 ± 22*</b>
Participants ayant développé des symptômes, nombre (%)	7 (39)	NA (déjà symptomatiques)
Participants opérés, nombre (%)	1 (6)	25 (78)
Variation moyenne du SF12v2 mental	-0,68 ± 8,27	-0,66 ± 14,69 <sup>1</sup>
Variation moyenne du SF12v2 physique	<b>-6,86 ± 11,44*</b>	<b>6,65 ± 9,28*<sup>1</sup></b>
Variation moyenne du QuickDash	<b>10,7 ± 24,2*</b>	<b>-26,2 ± 21,1*<sup>1</sup></b>

**\* : différence statistiquement significative**

**<sup>1</sup> : données initiales manquantes pour 1 participant**

**Tableau 3.** – Comparaison de la population initialement saine à la population pathologique en termes de données démographiques et d'évolution des scores fonctionnels

Les groupes de participants initialement sains et pathologiques contiennent des proportions similaires de participants réévalués et de femmes. L'âge des participants, leur durée moyenne de suivi, ainsi que leur variation moyenne du SF12v2 mental sont similaires. Au niveau de la variation du score de Constant, les deux groupes ont une différence statistiquement et cliniquement significative. La fonction des participants sains s'est détériorée de 5 points en moyenne depuis l'étude initiale et les pathologiques se sont améliorés de 21 points en moyenne au cours de la même période. La même chose se produit pour la variation du SF12v2 physique et le QuickDash : en moyenne, les participants avec épaules saines se sont détériorés, tandis que les participants ayant initialement une RCR se sont améliorés (un QuickDash plus élevé témoigne d'une moins bonne fonction). Cela s'explique par le fait que la majorité (78%) des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs a été opérée depuis l'étude initiale et qu'environ un tiers des patients initialement asymptomatiques ont développé des symptômes.

Les paramètres initiaux de la morphologie osseuse et musculaire sont présentés dans le tableau 5 en fonction des groupes de suivi. Pour chaque paramètre, un test T de Student a été effectué afin de vérifier s'il y avait une différence statistiquement significative entre les deux groupes.

Variable	Sains	Pathologiques
Angle morphologique de la glène, °	1,8 ± 2,8	0,8 ± 3,8
Angle positionnel de la glène, °	7,3 ± 7,5	11,0 ± 10,2
CSA, °	34,9 ± 4,4	36,3 ± 4,3
Distance entre l'acromion et la grande tubérosité, mm	27,8 ± 4,3	28,2 ± 4,9
Distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne, mm	136,4 ± 9,8	136,1 ± 8,3
Distance sous-acromiale, mm	7,5 ± 2,2	7,1 ± 2,4
Hauteur de la glène, mm	34,8 ± 3,1	34,7 ± 3,4
Largeur de la glène, mm	25,7 ± 2,4	25,5 ± 2,6
Longueur de l'acromion, mm	57,7 ± 31,9	69,2 ± 25,1
Offset de la tête humérale, mm	49,4 ± 4,1	47,4 ± 4,0
Rayon de la tête humérale, mm	22,7 ± 1,8	22,3 ± 1,9
Version de la glène, °	2,5 ± 0,9	2,5 ± 0,5

**Tableau 4.** – Comparaison de la population initialement saine à la pathologique : Paramètres osseux

Aucune différence entre les groupes n'est statistiquement significative lorsqu'on compare un à un les paramètres osseux.

### 3.2.1.2 Participants de la population saine ayant développé des symptômes au suivi et ceux qui sont demeurés asymptomatiques

Dans le tableau 5, on constate que 39% de la population initialement saine a affirmé avoir développé des symptômes à l'épaule selon le questionnaire d'information générale. Les deux prochains tableaux comparent la population saine asymptomatique au suivi à la population symptomatique à pareille date.

Variable	Sains asymptomatiques	Sains symptomatiques
Nombre	11	7
Femmes, nombre (%)	7 (63,6)	2 (28,6)
Âge, années	64 ± 8	64 ± 4
Temps de suivi moyen, années	7,2 ± 0,3	7,2 ± 0,4
Variation moyenne du score de Constant	-2 ± 11	-11 ± 28
Variation moyenne du SF12v2 mental	-0,11 ± 3,87	-1,58 ± 12,93
Variation moyenne du SF12v2 physique	-7,23 ± 9,50	-6,28 ± 14,83
Variation moyenne du QuickDash	8,0 ± 13,4	14,9 ± 36,3

\* : différence statistiquement significative

**Tableau 5.** – Comparaison de la population saine ayant développé des symptômes à celle demeurée asymptomatique au suivi : Données démographiques et évolution des scores fonctionnels

La population asymptomatique contient plus de femmes que la population symptomatique. Cependant, les échantillons des deux populations sont très petits pour pouvoir tirer des conclusions à ce sujet. Il est intéressant de constater que la variation du score de Constant et du QuickDash ne sont pas statistiquement significatives entre les deux groupes, malgré le fait qu'ils n'aient pas la même perception subjective de l'évolution de leurs symptômes. On note quand même que les sujets symptomatiques ont tendance en moyenne à diminuer davantage leur score que les participants asymptomatiques.

Les paramètres morphologiques ont ensuite été comparés entre les deux groupes à l'aide du test T de student.

Variable	Sains asymptomatiques	Sains symptomatiques
Angle morphologique de la glène, °	1,9 ± 3,0	1,8 ± 2,6
Angle positionnel de la glène, °	<b>4,4 ± 2,4*</b>	<b>11,9 ± 10,5*</b>
CSA, °	34,4 ± 5,2	35,6 ± 3,1
Distance entre l'acromion et la grande tubérosité, mm	27,6 ± 4,0	28,2 ± 5,0
Distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne	136,9 ± 11,1	135,6 ± 8,1
Distance sous-acromiale	7,2 ± 2,5	8,0 ± 1,9
Hauteur de la glène, mm	34,7 ± 3,5	34,8 ± 2,7
Largeur de la glène, mm	25,6 ± 2,7	25,8 ± 2,0
Longueur de l'acromion, mm	60,6 ± 25,9	53,1 ± 41,5
Offset de la tête humérale, mm	48,9 ± 4,6	50,2 ± 3,6
Rayon de la tête humérale, mm	22,4 ± 1,9	23,1 ± 1,8
Version de la glène, °	2,4 ± 1,0	2,5 ± 0,8

\* : différence statistiquement significative

**Tableau 6.** – Comparaison de la population saine ayant développé des symptômes à celle étant demeurée asymptomatique au suivi : Paramètres osseux

L'angle positionnel de la glène est le seul paramètre osseux ayant une différence statistiquement significative de 7,5 degrés entre les deux groupes, qui est plus grand pour le groupe étant demeuré asymptomatique. Il s'agit d'un paramètre qui est influencé par le positionnement des épaules. Cela pourrait avoir un impact sur la différence entre les deux groupes.

### 3.2.1.3 Participants initialement pathologiques ayant eu une chirurgie et ceux n'ayant pas été opérés

Dans cette section, on s'intéresse à comparer, parmi les participants pathologiques de l'étude initiale, ceux ayant été opérés à ceux n'ayant pas subi de chirurgie. Le tableau 7 s'intéresse à leurs données démographiques ainsi qu'à l'évolution de leurs scores fonctionnels.

Variable	Pathologiques opérés	Pathologiques non opérés
Nombre	25	7
Nombre de femmes, nombre (%)	9 (34,6%)	6 (85,6%)
Âge, années	64 ± 7	68 ± 4
Temps de suivi moyen, années	7,9 ± 0,6	7,7 ± 0,7
Variation moyenne du score de Constant	24,3 ± 22,5	8,95 ± 16,97
Variation moyenne du SF12v2 mental	0,41 ± 14,5 <sup>1</sup>	-4,24 ± 14,75
Variation moyenne du SF12v2 physique	<b>8,56 ± 8,03<sup>1*</sup></b>	<b>-2.62 ± 12,38</b>
Variation moyenne du QuickDash	-30,0 ± 19,7 <sup>1</sup>	-13,0 ± 22

\* : différence statistiquement significative

<sup>1</sup> : données initiales manquantes pour 1 participant

**Tableau 7.** – Comparaison de la population pathologique opérée à celle non opérée : données démographiques et évolution des scores fonctionnels

La majorité des patients initialement pathologiques ont subi une chirurgie. Il y a donc une grande différence entre les deux tailles d'échantillons (7 non opérés par rapport à 25 participants opérés). Le groupe non opéré contient également une plus grande proportion de femmes. Par ailleurs, les groupes sont similaires en termes d'âge, de temps de suivi et en évolution de leur score SF1v2 mental. La différence d'évolution du score de Constant et du QuickDash ne sont pas significatives entre les deux groupes, mais on remarque que les participants ayant été opérés ont tendance à avoir une plus grande amélioration de leurs scores avec le temps. Le score SF12v2 physique, quant à lui, a évolué de façon différente dans les deux groupes avec une différence statistiquement significative. Les participants opérés se sont améliorés en moyenne de 8,6 points, alors que les non opérés se sont en moyenne détériorés de 12,4 points.

#### 3.2.1.4 Hommes et femmes

Considérant que les hommes et les femmes n'ont pas la même morphologie corporelle, il est intéressant de comparer les deux sexes en termes par rapport à la morphologie de leur épaule.

<b>Variable</b>	<b>Hommes</b>	<b>Femmes</b>
Nombre	26	24
Âge, années	64±6	65±7
Nombre de sains, nombre (%)	9 (35)	9 (38)
Taille, cm	<b>175 ± 7<sup>1*</sup></b>	<b>163 ± 6*</b>
Angle morphologique glène, °	2,0 ± 3,3	0,3 ± 3,5
Angle positionnel glène, °	11,1 ± 9,4	8,1 ± 9,3
CSA, °	36,0 ± 4,1	35,5 ± 4,7
Distance ACROGT, mm	<b>29,7 ± 5,0*</b>	<b>26,3 ± 3,6*</b>
Distance GTDI, mm	<b>141,1 ± 7,9*</b>	<b>130,9 ± 6,1*</b>
DSA, mm	7,5 ± 2,4	6,9 ± 2,3
Hauteur de la glène, mm	<b>37,0 ± 2,4*</b>	<b>32,2 ± 2,1*</b>
Largeur de la glène, mm	<b>27,3 ± 1,7*</b>	<b>23,7 ± 1,6*</b>
Longueur de l'acromion, mm	66,6 ± 29,7	63,4 ± 26,4
Offset de la tête humérale, mm	<b>50,9 ± 3,0*</b>	<b>45,1 ± 2,8*</b>
Rayon tête humérale, mm	23,9 ± 1,1	20,9 ± 0,9
Version de la glène, °	<b>2,7 ± 0,5*</b>	<b>2,2 ± 0,7*</b>

**\* : différence statistiquement significative**

**<sup>1</sup>: données initiales manquantes pour 1 participant**

**Tableau 8. – Données démographiques et morphologiques en fonction du sexe**

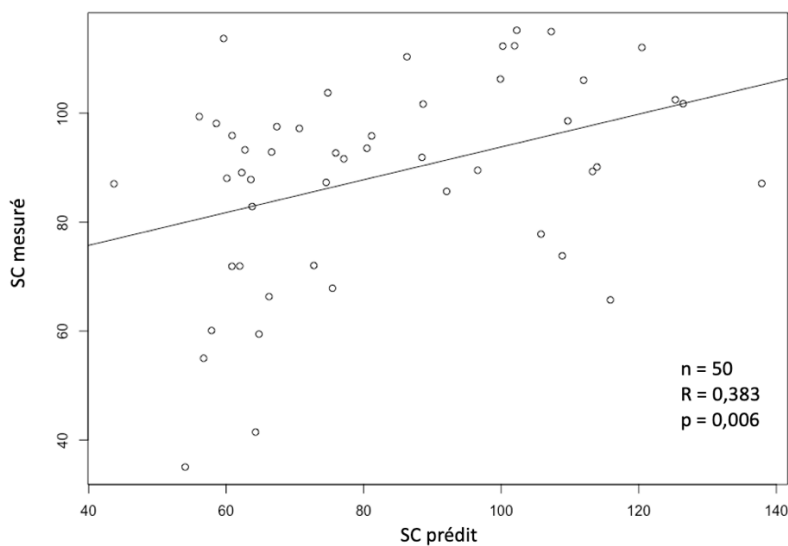
Le temps de suivi, l'âge et le nombre de sujets sains sont similaires entre les hommes et les femmes. Les hommes sont significativement plus grands que les femmes, avec une taille moyenne de 174 cm comparée à 163 cm pour les femmes. De cette différence de taille découlent plusieurs différences statistiquement et cliniquement significatives pour les paramètres mesurés. Les mesures de longueur sont les paramètres qui diffèrent le plus entre les hommes et les femmes. Il est toutefois intéressant de remarquer que la distance sous-acromiale, qui est souvent utilisée pour diagnostiquer une rupture de coiffe des rotateurs, n'était pas différente entre les hommes et les femmes. Le seul angle différent entre les deux groupes est la version de la glène de la scapula. La différence demeure cependant minime et ne serait pas cliniquement significative, puisqu'elle est de moins d'un degré.

Considérant les différences de taille et de paramètres osseux entre les hommes et les femmes, il devient important de vérifier l'impact du sexe sur le modèle prédictif dans les analyses subséquentes.

## 3.2.2 Corrélation avec le modèle de régression linéaire prédisant le score de Constant

### 3.2.2.1 Tous les participants

À la suite de la caractérisation de la population, les score de Constant prédits ont été calculés, puis corrélés au score de Constant mesuré au moment du suivi pour tous les participants et en sous-groupes sélectionnés. La figure 11 ci-dessous présente le graphique de cette corrélation avec l'ensemble des participants.



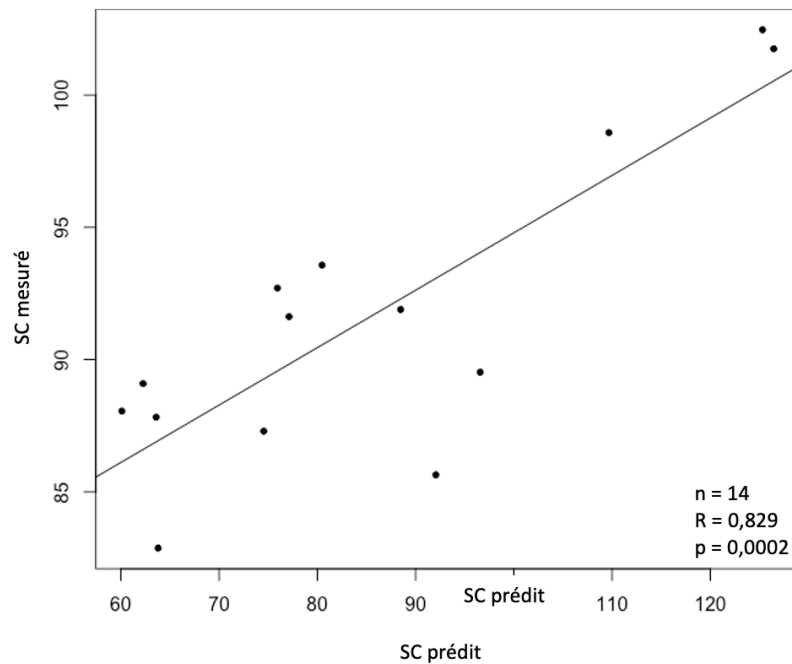
**Figure 11.** – Graphique présentant la corrélation entre le score de Constant mesuré et le score prédit pour l'ensemble des participants.

Pour les 50 participants, le coefficient de corrélation (R) est de 0,383 avec un p de 0,006. Cela signifie qu'à long terme, le modèle de régression linéaire corrèle faiblement, mais significativement, avec la fonction des patients indépendamment de leur sexe, de leur symptomatologie initiale et qu'ils aient subi ou non une chirurgie depuis l'évaluation initiale. Le nuage de points de la figure 11 ne démontre pas qu'une corrélation autre que linéaire existe entre les données.

Afin de mieux comprendre pourquoi le modèle corrèle seulement faiblement à long terme, il est possible de cibler les patients pour lesquels la corrélation entre le score de Constant prédit et le



score de Constant mesuré est forte ( $R \geq |0,8|$ ). Les participants sélectionnés sont présentés dans le graphique suivant :



**Figure 12.** – Graphique présentant les participants pour lesquels la corrélation entre le score de Constant prédit et le score de Constant mesuré est forte ( $R \geq |0,8|$ )

Le modèle corrèle fortement avec le score de Constant mesuré pour 14 des 50 participants. Les données démographiques et morphologiques des patients ayant une forte corrélation sont comparées à ceux ayant une plus faible corrélation dans les deux prochains tableaux.

Variable	Corrélation forte	Corrélation faible
Nombre	14	36
Âge, années	65 ± 6	64 ± 7
Femmes, nombre (%)	7 (50)	17 (47)
Participants sains, nombre (%)	4 (29)	14 (39)
Taille, cm	172 ± 9	168 ± 9
Temps de suivi moyen (années)	7,8 ± 0,8	7,6 ± 0,7
Variation moyenne du score de Constant	11 ± 15	11 ± 27
Variation moyenne du SF12v2 mental	1 ± 13	-1 ± 13 <sup>1</sup>
Variation moyenne du SF12v2 physique	1 ± 12	2 ± 12 <sup>1</sup>

<sup>1</sup> : données initiales manquantes pour 1 participant

**Tableau 9.** – Données démographiques des participants en fonction de la corrélation entre leur score de Constant prédit et mesuré

Sur le plan démographique, les deux groupes ne présentent pas de différence statistiquement significative. L'évolution moyenne de leur score de Constant et du SF12v2 sont similaires, avec une grande disparité intragroupe (écart-type de plus de 10 points pour tous les scores). Le tableau 8 présente une comparaison des dimensions des paramètres osseux entre le groupe pour lequel le modèle corrèle fortement et celui pour lequel le modèle corrèle faiblement.

Variable	Corrélation forte	Corrélation faible
Angle morphologique glène, °	1,4 ± 4,3	1,1 ± 3,2
Angle positionnel glène, °	8,0 ± 7,9	10,3 ± 10,0
CSA, °	36,2 ± 4,4	35,6 ± 4,4
Distance ACROGT, mm	28,5 ± 5,0	27,9 ± 4,6
Distance GTDI, mm	137,2 ± 10,6	235,8 ± 8,0
DSA, mm	6,5 ± 2,3	7,5 ± 2,3
Hauteur de la glène, mm	34,3 ± 3,0	34,8 ± 3,4
Largeur de la glène, mm	25,3 ± 2,2	25,7 ± 2,6
Longueur de l'acromion, mm	65,6 ± 24,2	64,9 ± 29,6
Offset de la tête humérale, mm	48,0 ± 3,3	48,1 ± 4,4
Rayon tête humérale, mm	22,5 ± 1,7	22,4 ± 1,9
Version de la glène, °	<b>2,8 ± 0,5*</b>	<b>2,4 ± 0,7*</b>

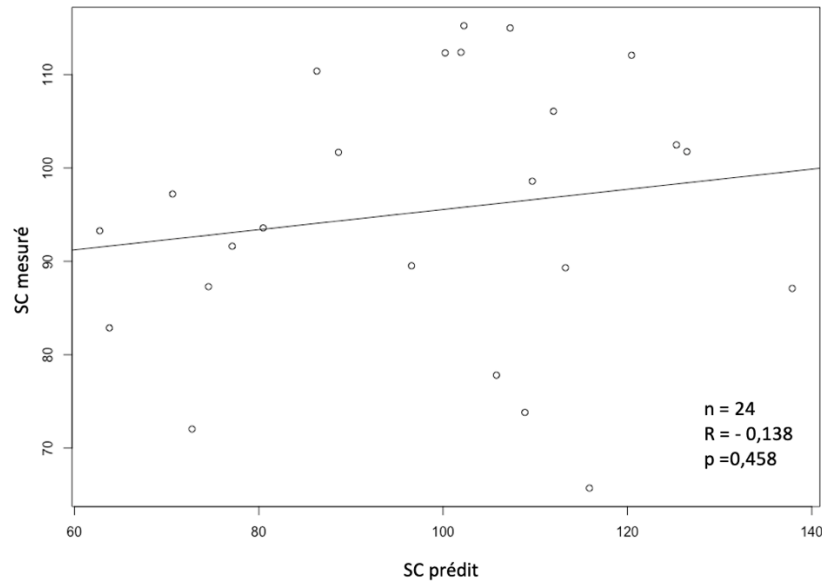
\* : différence statistiquement significative entre les deux groupes

**Tableau 10.** – Paramètres de la morphologie osseuse des participants en fonction de la corrélation entre leur score de Constant prédit et mesuré

La version de la glène est le seul paramètre morphologique osseux qui a une différence statistiquement significative entre les deux groupes. Cependant, cette différence n'est pas cliniquement significative, puisqu'elle est seulement de 0,4 degré. Ainsi, nous ne pouvons expliquer par les données démographiques ni par la morphologie osseuse pourquoi le modèle prédit mieux l'évolution du score de Constant de certains participants.

### 3.2.2.1 Participants non opérés

La réparation de la coiffe des rotateurs peut être accompagnée d'une acromioplastie, qui vient modifier les paramètres de la morphologie osseuse mesurés initialement. Il est important de se rappeler que, puisque notre objectif est de prédire l'évolution des participants à l'aide de données initiales, les paramètres qui ont pu être modifiés n'ont pas été mesurés à nouveau. Dans cette section, le modèle de régression linéaire est appliqué aux participants non opérés uniquement. Cela inclut 17 des 18 participants initialement sains et 7 des 32 participants pathologiques (total de 24 participants).



**Figure 13.** – Graphique présentant la corrélation entre le score de Constant mesuré et le score de Constant prédit pour les participants non opérés

Lorsqu'on s'intéresse uniquement aux 24 participants non opérés, la corrélation entre le score de Constant prédit et mesuré devient presque nulle (-0,138) et n'est pas statistiquement significative ( $p = 0,458$ ).

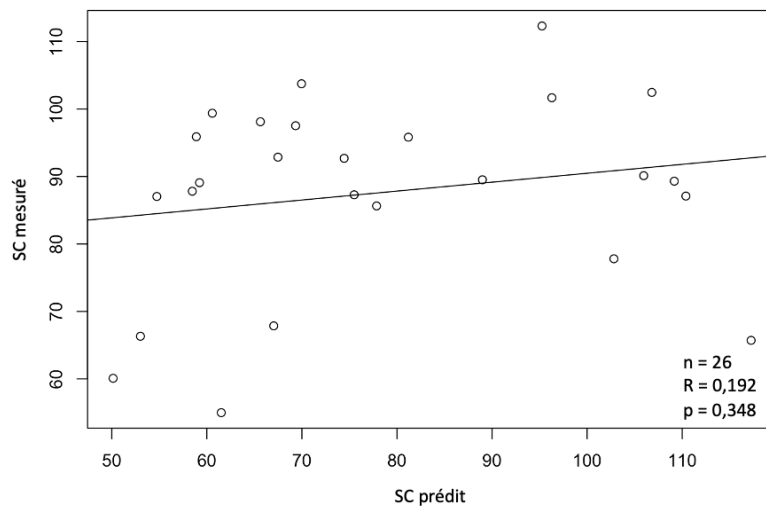
### **3.2.3 Création et vérification d'un nouveau modèle de régression linéaire prédisant le score de Constant en fonction du sexe**

La section 3.2.1.4 caractérisant les paramètres morphologiques en fonction du sexe des participants a permis de constater qu'il existait plusieurs différences significatives entre les hommes et les femmes. Il est donc intéressant de créer deux nouveaux modèles de régression linéaire prédisant le score de Constant initial des participants : un pour les hommes et un pour les femmes. Le logiciel SPSS version 25 (2017) a été utilisé pour créer ces nouveaux modèles. Le score de Constant mesuré initialement est utilisé comme variable dépendante. Les variables indépendantes sont les paramètres de la morphologie osseuse mentionnés précédemment, la taille de la déchirure du supra-épineux (son extension et sa rétraction) ainsi que l'atrophie du supra et de l'infra-épineux tel que mesuré par le grade de Thomazeau.

Le modèle prédictif pour les hommes correspond à l'équation suivante :

$$SC \text{ initial pr\u00e9dit pour les hommes} = 230,5 - 4,1x_1 - 0,9 x_2$$

O\u00f9 SC signifie score de Constant,  $x_1$  correspond \u00e0 l'extension de la d\u00e9chirure du supra-\u00e9pineux et  $x_2$ , \u00e0 la distance entre la grande tub\u00e9rosit\u00e9 et la tub\u00e9rosit\u00e9 delto\u00efdienne. Ce mod\u00e8le explique 29,7% de la variation du score de Constant initial de la population suivie. La prochaine figure illustre la corr\u00e9lation entre ce nouveau mod\u00e8le pr\u00e9dictif et le score de Constant mesur\u00e9 au suivi, environ 10 ans apr\u00e8s l'\u00e9tude initiale :



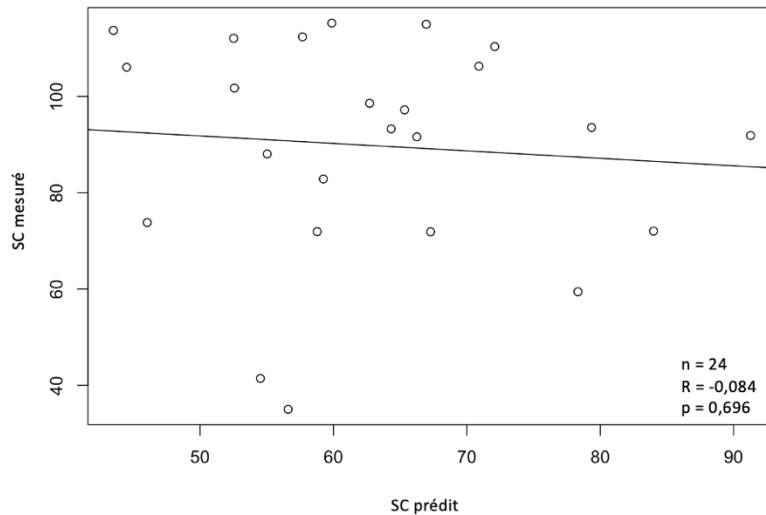
**Figure 14.** – Graphique pr\u00e9sentant la corr\u00e9lation entre le score de Constant mesur\u00e9 et le score de Constant pr\u00e9dit pour les hommes

Le score de Constant pr\u00e9dit pour les hommes corr\u00e8le faiblement ( $R = 0,192$ ) et de fa\u00e7on non significative ( $p = 0,348$ ) avec le score de Constant mesur\u00e9 au suivi.

Le mod\u00e8le de r\u00e9gression pour les femmes cr\u00e9e l'\u00e9quation suivante :

$$SC \text{ initial pr\u00e9dit pour les femmes} = 143,6 - 2,6x_1 - 16,1 x_2 + 0,9x_3$$

O\u00f9 SC signifie score de Constant,  $x_1$  correspond \u00e0 la distance entre l'acromion et la grande tub\u00e9rosit\u00e9,  $x_2$  \u00e0 l'atrophie du supra-\u00e9pineux et  $x_3$  \u00e0 la r\u00e9traction du supra-\u00e9pineux. Ce mod\u00e8le explique 66,8% de la variation du score de Constant initial pour les femmes (Bascans, 2018). Sa corr\u00e9lation avec le score de Constant au moment du suivi est repr\u00e9sent\u00e9e par la prochaine figure



**Figure 15.** – Graphique présentant la corrélation entre le score de Constant mesuré et le score de Constant prédit pour les femmes

Il n’y a pas de corrélation avec le score de Constant mesuré au suivi, puisque le coefficient est presque nul ( $R = -0,084$ ) et n’est pas statistiquement significatif ( $p = 0,696$ ).

Le modèle établi par Bascans, qui incluait tous les participants sans égards à leur sexe ou leur taille, permet de prédire 43,3% de la variabilité du score de Constant au moment du diagnostic (Bascans, 2018). Il est supérieur au modèle pour les hommes, mais inférieur à celui des femmes au moment du diagnostic (Bascans, 2018). Il est le seul modèle à avoir une corrélation significative avec le score de Constant mesuré au moment du suivi ( $p = 0,006$ ), mais celle-ci demeure faible ( $R = 0,383$ ) (Bascans, 2018). Le modèle de Bascans demeure intéressant, mais il n’est pas suffisant pour bien comprendre l’évolution fonctionnelle des patients au long cours.

Comme mentionné dans la revue de littérature, le score de Constant comprend une partie subjective sous forme de questionnaire et une partie objective comprenant un examen physique au cours duquel la force est mesurée. Ces deux composantes pourraient être mieux prédites lorsque considérées séparément.

### 3.2.4 Création et vérification d'un nouveau modèle de régression linéaire prédisant la force d'abduction de l'épaule

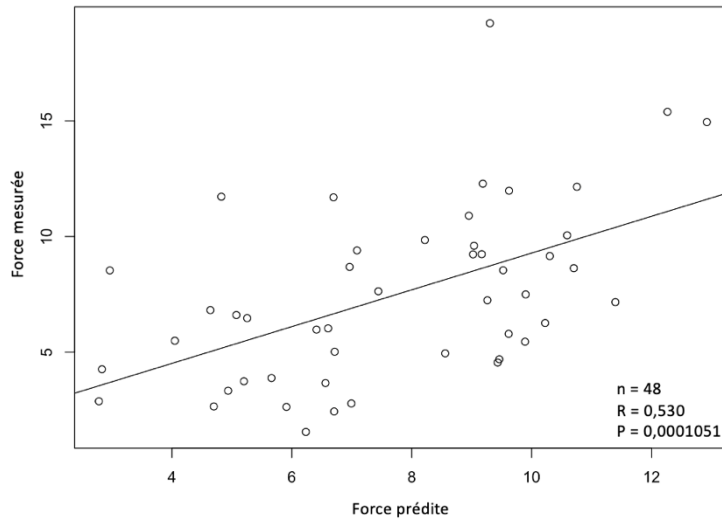
Ce modèle a été créé en utilisant les mêmes variables indépendantes que pour le score de Constant. La variable dépendante correspond à la force d'abduction de l'épaule mesurée au diagnostic en kilogrammes soulevés.

Un premier modèle a été créé en incluant tous les participants. Le résultat fournit l'équation suivante :

$$\text{Force d'abduction initiale prédite} = -11,5 + 1,0x_1 - 2,0 x_2$$

Où  $x_1$  est le rayon de la tête humérale et  $x_2$ , l'involution graisseuse de l'infra-épineux. Ce modèle explique initialement 36,8% de la variation de la force. Il est logique que l'involution graisseuse soit inversement proportionnelle à la force des participants, puisqu'un muscle dégénéré perdra en capacité fonctionnelle. Le rôle du rayon de la tête humérale sur la force n'est pas clair. Nous croyons qu'il serait possible qu'une tête humérale de plus grande taille permette un meilleur bras de levier, puisque les muscles seront plus éloignés de son centre. Il serait aussi possible que l'importance de cette mesure soit liée au fait que les hommes, qui sont significativement plus grands dans cette étude-ci, aient en moyenne une plus grande tête humérale. Comme leur masse musculaire est plus grande que celle des femmes, ils ont plus de force. Ce biais pourrait expliquer que la tête humérale se retrouve comme un facteur prédictif de la force d'abduction.

La corrélation avec la mesure de la force au suivi à long terme est modérée avec un coefficient de 0,530 et significative ( $p = 0,0001051$ ). L'image ci-dessous illustre cette corrélation :



**Figure 16.** – Graphique présentant la corrélation entre la force mesurée au suivi et la force prédite par le modèle de régression linéaire

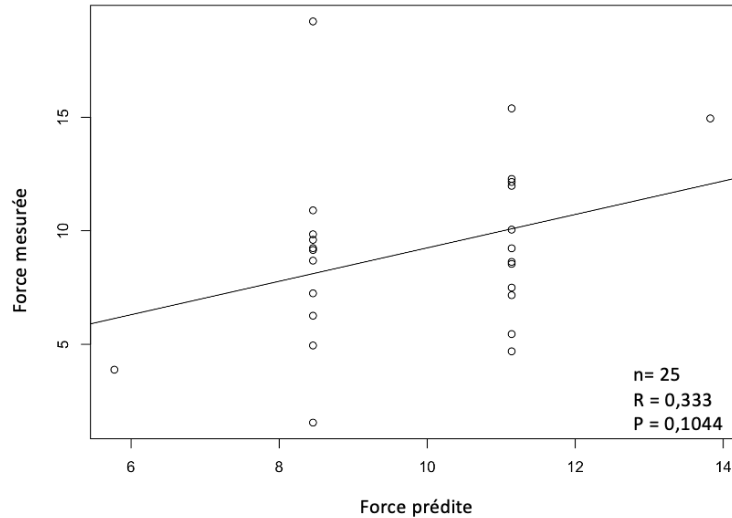
Pour éliminer les biais potentiels liés au sexe, des modèles ont été créés pour les hommes et les femmes séparément.

Le modèle pour les hommes retient uniquement une variable indépendante : l’involution graisseuse de l’infra-épineux.

$$\text{Force d'abduction initiale prédite pour les hommes} = 13,8 - 2,7x_1$$

Où  $x_1$  correspond à l’involution graisseuse de l’infra-épineux. Ce modèle, avec une seule variable, explique 34,8% de la variation de la force chez les hommes. Le rayon de la tête humérale n’influence pas suffisamment la force chez les hommes pour être retenu dans le modèle de régression linéaire. La corrélation avec le suivi est représentée dans le prochain graphique.





**Figure 17.** – Graphique présentant la corrélation entre la force mesurée au suivi et la force prédite par le modèle de régression linéaire pour les hommes

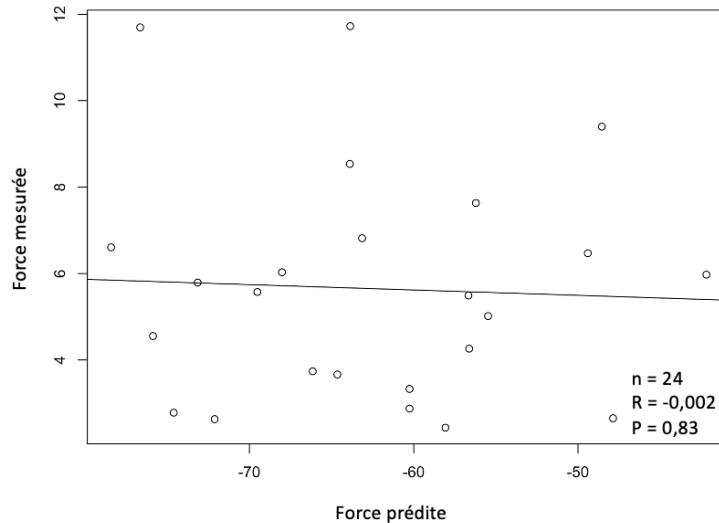
L'involution graisseuse est cotée selon les grades de Thomazeau et est une variable catégorielle. Cela explique la répartition des points dans le graphique de corrélation avec la force au suivi. La corrélation à long terme est faible ( $R = 0,333$ ) et non significative ( $p = 0,1044$ ).

Le modèle prédisant la force chez les femmes au diagnostic comprend des variables différentes des deux modèles précédents :

$$\text{Force d'abduction initiale prédite pour les femmes} = -7,8 + 0,9x_1 - 2,9x_2$$

Où  $x_1$  est la largeur de la glène et  $x_2$  est la distance entre l'acromion et la grande tubérosité. Ces deux paramètres expliquent 43,8% de la variation de la force chez les femmes. Une force plus élevée serait associée à une glène plus large. Nous croyons que cela pourrait être dû au bras de levier qui serait augmenté dans ce cas. La distance entre l'acromion et la grande tubérosité représente une partie du trajet du deltoïde. Une distance plus courte est associée à une meilleure force par le modèle prédictif.

La corrélation au long cours n'est pas significative ( $p = 0,83$ ) et est nulle avec un coefficient de -0,002.



**Figure 18.** – Graphique présentant la corrélation entre la force mesurée au suivi la force prédite par le modèle de régression linéaire pour les femmes

Seul le modèle de régression créé sans tenir compte du sexe et ayant comme variables indépendantes le rayon de la tête humérale et l’involution graisseuse corrèle avec la force à long terme. Cette corrélation est cependant faible. Les trois modèles expliquent similairement la force initiale des participants, avec un pourcentage allant de 34,8% à 43,8%.

### **3.2.5 Création et vérification d’un nouveau modèle de régression linéaire prédisant la douleur à l’épaule**

Le score de Constant demande au patient de coter sa douleur selon une échelle visuelle analogue de 15cm. La distance entre le maximum de douleur et le trait fait par le patient est mesurée et indique le score sur 15points. Plus la douleur est faible, plus la note est élevée. 0/15 représente une douleur maximale et 15/15 correspond à l’absence de douleur. Le modèle de prédiction de la douleur des participants a été construit de la même manière que les modèles précédents, en ayant comme variable dépendante la douleur ressentie au moment du diagnostic.

L’équation suivante est obtenue pour prédire la douleur au moment du diagnostic :

$$\text{Douleur initiale prédite} = -7,0 + 0,5x_1$$

Où  $x_1$  est l'offset de la tête humérale. Ce modèle permet de prédire seulement 9,2% de la variabilité entre les participants, ce qui est insuffisant. Sa corrélation linéaire avec la douleur au suivi n'est pas significative, avec une valeur p de 0,477 et un coefficient de corrélation de R 0,104. Ce modèle n'est donc pas suffisant.

Le modèle de régression linéaire spécifique aux hommes explique 18,2% de la variabilité de la douleur entre les participants.

$$\text{Douleur initiale prédite pour les hommes} = 28,2 - 0,6x_1$$

Où  $x_1$  est la hauteur de la glène. Même s'il explique un meilleur pourcentage de la variabilité que le score s'appliquant à tous, le pourcentage demeure faible. Sa corrélation avec la douleur au suivi n'est pas significative. La valeur p est de 0,475 et le coefficient de corrélation est faible à -0,150.

Pour les femmes, le modèle est meilleur et explique 25,3% de la variabilité de la douleur perçue.

$$\text{Douleur initiale prédite pour les femmes} = 6,7 - 1,3x_1$$

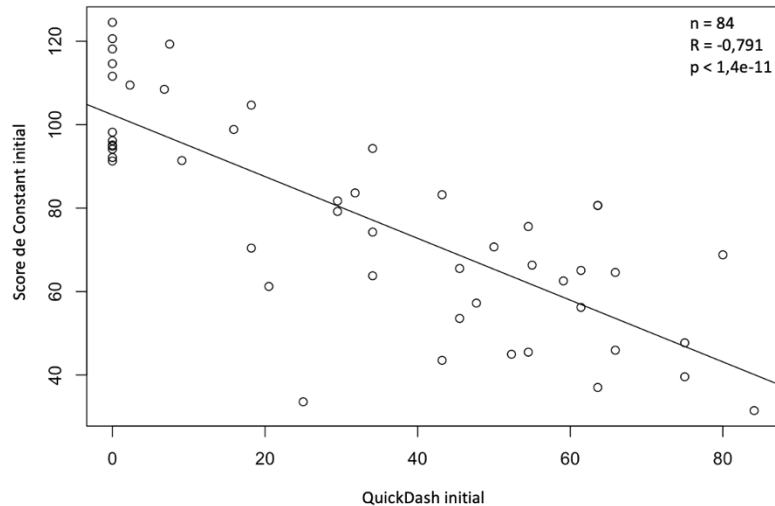
Où  $x_1$  est l'involution graisseuse de l'infra-épineux. La corrélation avec la douleur à long terme est faible et non significative, avec un coefficient de 0,12 et une valeur p de 0,3687.

Contrairement à la force, aucun des 3 modèles ne permet de prédire l'évolution de la douleur perçue par les participants au suivi et tous les modèles expliquent peu la douleur au moment du diagnostic. Le peu d'explications que nous avons de la douleur limite fort probablement notre compréhension des facteurs influençant le score de Constant global.

### **3.2.6 Création et vérification d'un nouveau modèle de régression linéaire prédisant le score du QuickDash**

Les patients ont également rempli le questionnaire QuickDash initialement et à leur réévaluation. Tel que mentionné précédemment, ce questionnaire s'intéresse à la fonction du membre supérieur en entier. Il est autoadministré, ce qui évite les biais qui peuvent survenir lorsque l'évaluateur intervient pour le score de Constant. Dans cette section, nous nous intéresserons à voir si ces deux scores corrélaient ensemble, puis nous tenterons, avec la même approche, de mieux

comprendre les paramètres de la morphologie osseuse et musculaire qui influencent le QuickDash au diagnostic. Ensuite, nous vérifierons si le modèle de régression linéaire corrèle avec l'évaluation des participants au suivi.



**Figure 19.** – Graphique présentant la corrélation entre le QuickDash et le score de Constant lors de l'évaluation initiale

La corrélation entre les deux scores est forte avec un coefficient à -0,791, et significative avec une valeur p de  $1,4 \times 10^{-11}$ . Il est attendu que la corrélation soit négative, car un score de Constant élevé et un score de QuickDash abaissé sont associés à une meilleure fonction.

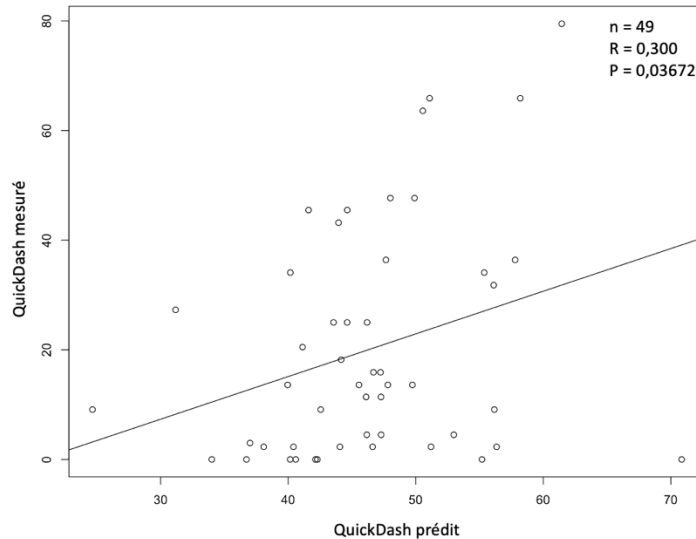
Le modèle de régression linéaire créé en fonction du QuickDash au diagnostic ainsi qu'avec les paramètres osseux et musculaires précédemment mentionnés, donne l'équation suivante :

$$\text{QuickDash initial pr\u00e9dit} = 60,8 + 6,5x_1 - 10,1 x_2$$

Où  $x_1$  correspond à l'involution graisseuse de l'infra-épineux et  $x_2$  correspond à la version de la glène. Une involution graisseuse plus importante est associée à une moins bonne fonction, ce qui est logique. Cependant, une version postérieure de la glène est associée à une moins bonne fonction dans ce modèle, alors que l'inverse a été trouvé pour le score de Constant. Ce modèle prédictif explique 18,1% de la variabilité du QuickDash au diagnostic, ce qui est inférieur aux

résultats obtenus avec le score de Constant. L'involution graisseuse était un des deux paramètres retenus dans le modèle pour la prédiction de la force chez tous les participants.

La corrélation avec le QuickDash au suivi est modérée et significative. Le coefficient de corrélation est de 0,300 et la valeur p de 0,03672.



**Figure 20.** – Corrélation entre le score de QuickDash prédit par le modèle de régression linéaire avec le QuickDash mesuré au suivi

Le modèle pour les hommes arrive à l'équation suivante :

$$\text{QuickDash initial prédit pour les hommes} = -68,5 + 10,3x_1 + 2,7 x_2$$

Où  $x_1$  correspond à l'atrophie du supra-épineux et  $x_2$  correspond à la hauteur de la glène. Il est logique qu'une plus grande atrophie musculaire soit associée à une atteinte plus sévère au questionnaire. Une glène moins haute serait aussi associée à une atteinte plus sévère. Ce modèle explique 28,9% de la variation du QuickDash initial chez les hommes. Il corrèle faiblement ( $R = 0,300$ ), mais pas significativement ( $p = 0,1517$ ) avec le QuickDash au suivi.

Le modèle de régression pour les participantes est le suivant :

$$\text{QuickDash initial prédit pour les femmes} = 115,9 - 29,1x_1 + 2,9 x_2 - 0,9x_3$$

Où  $x_1$  correspond à la version de la glène,  $x_2$  correspond à la distance sous-acromiale et  $x_3$  à la rétraction du supra-épineux. Une version postérieure de la glène améliorerait le score de QuickDash, ce qui est en accord avec le modèle incluant tous les patients, mais en désaccord avec le modèle permettant de prédire le score de Constant au diagnostic. Ce modèle est le meilleur jusqu'à présent au diagnostic, puisqu'il explique 71,8% de la variabilité du QuickDash des femmes au diagnostic. Une distance sous-acromiale plus grande est associée à une moins bonne fonction. La même chose a été trouvée dans le modèle de régression initial du score de Constant incluant tous les participants indépendamment de leur sexe. Dans son mémoire, Bascans émet l'hypothèse qu'une distance sous-acromiale plus petite permet d'appuyer plus rapidement la tête humérale contre l'acromion et de s'en servir comme bras de levier par le deltoïde lorsqu'il effectue une abduction de l'épaule avec une coiffe anormale (Bascans, 2018). Ce modèle indique qu'une rétraction plus grande du supra-épineux est associée avec un meilleur score. Cette donnée est toutefois illogique, puisqu'un muscle plus rétracté est moins fonctionnel. Le modèle ne corrèle pas à long terme avec le QuickDash mesuré, avec un coefficient de -0,168 et une valeur p non significative à 0,4319.

### **3.2.7 Résumé des modèles de régression linéaire**

Les tableaux ci-dessous résument les différents modèles de régression linéaire créés. Les  $R^2$  représentent la partie de variance que le modèle explique initialement. R représente la corrélation avec les résultats réels des participants initialement et au suivi.

<b>Modèles – population suivie</b>	<b>Paramètres retenus (signe du coefficient)</b>	<b>R<sup>2</sup> initial</b>	<b>R initial</b>	<b>R au suivi</b>
Score Constant	1. Extension de la déchirure du supra-épineux (-) 2. Distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne de l'humérus (-) 3. Offset de la tête humérale (+) 4. Angle de version de la glène (+) 5. Distance sous-acromiale (-)	0,433	<b>0,658*</b>	<b>0,383*</b>
Force	1. Rayon de la tête humérale (+) 2. Involution graisseuse de l'infra-épineux (-)	0,368	<b>0,607*</b>	<b>0,530*</b>
Douleur	1. Offset de la tête humérale (+)	0,092	<b>0,303*</b>	0,104
QuickDash	1. Involution graisseuse de l'infra-épineux (+) 2. Version de la glène (-)	0,181	<b>0,425*</b>	0,300
<b>* : R dont la valeur p est statistiquement significative</b>				

**Tableau 11.** – Résumé des modèles de régression linéaire créés pour toute la population suivie avec leur corrélation à long terme

<b>Modèles – hommes</b>	<b>Paramètres retenus (signe du coefficient)</b>	<b>R<sup>2</sup> initial</b>	<b>R initial</b>	<b>R au suivi</b>
Score Constant	1. Extension de la déchirure du supra-épineux (-) 2. Distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne (-)	0,297	<b>0,817*</b>	0,348
Force	1. Involution graisseuse de l'infra-épineux (-)	0,348	<b>0,590*</b>	0,333
Douleur	1. Hauteur de la glène (-)	0,182	<b>0,427*</b>	0,105
QuickDash	1. Atrophie du supra-épineux (+) 2. Hauteur de la glène (+)	0,289	<b>0,538*</b>	0,300
<b>* : R dont la valeur p est statistiquement significative</b>				

**Tableau 12.** – Résumé des modèles de régression linéaire créés pour les hommes suivis avec leur corrélation à long terme

<b>Modèles – femmes</b>	<b>Paramètres retenus (signe du coefficient)</b>	<b>R<sup>2</sup> initial</b>	<b>R initial</b>	<b>R au suivi</b>
Score de Constant	1. Distance entre l'acromion et la grande tubérosité (-) 2. Atrophie du supra-épineux (-) 3. Rétraction du supra-épineux (+)	0,668	<b>0,817*</b>	-0,084
Force	1. Largeur de la glène (+) 2. Distance entre l'acromion et la grande tubérosité (-)	0,438	<b>0,662*</b>	-0,002
Douleur	1. Involution graisseuse de l'infra-épineux (-)	0,253	<b>0,503*</b>	0,120
QuickDash	1. Version de la glène (-) 2. Distance sous-acromiale (+) 3. Rétraction du supra-épineux (-)	0,718	<b>0,848*</b>	-0,168
<b>* : R dont la valeur p est statistiquement significative</b>				

**Tableau 13.** – Résumé des modèles de régression linéaire créés pour les femmes suivies avec leur corrélation à long terme



## 3.3 Discussion

### 3.3.1 Comparaison des paramètres et des scores selon les sous-groupes étudiés

Les sous-groupes étudiés sont majoritairement comparables en termes de données démographiques. Un biais important au suivi est le grand pourcentage de participants pathologiques ayant subi une chirurgie à l'épaule (78%). Cela explique que les participants initialement pathologiques aient amélioré leurs scores de Constant et le SF12v2 physique, alors que ceux des participants initialement asymptomatiques se sont détériorés en moyenne. Comme le nombre de participants avec rupture de la coiffe des rotateurs non opérés est très petit ( $n = 7$ ) et comme les participants initialement asymptomatiques ont significativement diminué leur score de Constant et leur SF12v2 physique, l'analyse des données s'est finalement orientée sur la prédiction de l'évolution de l'ensemble de la population suivie, plutôt qu'uniquement sur la population pathologique non opérée. Il est important de noter que les participants initialement asymptomatiques ayant développés des symptômes sont plus enclins à accepter une ré-évaluation dans le cadre de ce projet de recherche. L'étude actuelle présente donc potentiellement ce biais de sélection.

Les paramètres de la morphologie osseuse ne présentent pas de différence statistiquement significative entre les participants sains et pathologiques. Un paramètre ne semble donc pas suffisamment à lui seul à expliquer le pronostic fonctionnel, de force et de douleur. L'étude de Bascans (2018), à laquelle ce projet fait suite, soulignait d'ailleurs que les paramètres morphologiques seuls expliquaient seulement 16,7% de la variabilité du score de Constant au diagnostic d'une rupture de la coiffe des rotateurs. L'absence de différence significative entre l'angle critique de l'épaule et l'angle positionnel de la glène entre les participants sains et pathologiques suivis implique un possible biais de sélection, puisque ces moyennes sont significativement différentes dans la population initialement étudiée (Bascans, 2018). Les autres paramètres n'étaient pas significativement différents, comme dans l'étude de suivi (Bascans, 2018).

Il est surprenant que l'angle critique de l'épaule, la distance sous-acromiale et l'inclinaison de la glène (morphologique ou positionnelle) ne soient pas significativement différents entre ces deux groupes, puisqu'ils sont tous deux très fortement associés à une rupture de la coiffe des rotateurs dans la littérature (Balke et al., 2016; Bishop et al., 2009; Blonna et al., 2016; Bouaicha et al., 2020; Cherchi et al., 2016; Daggett et al., 2015; Gomide et al., 2017; Heuberer et al., 2017; Hughes et al., 2003; Maalouly et al., 2020; Miswan et al., 2017; Moor et al., 2013, 2014; Pandey et al., 2016; Razmjou et al., 2020; Rhee et al., 2019; Saygi et al., 2018; J. Seo et al., 2019; Shinagawa et al., 2018; Smith et al., 2020; Song et al., 2019; Spiegl et al., 2016; Tang et al., 2019; Tétreault et al., 2004; Watanabe et al., 2018; Yoo et al., 2019; Zhao et al., 2022). Seulement deux études n'ont pas démontré de lien entre l'angle critique de l'épaule et la rupture de la coiffe des rotateurs (Bjarnison et al., 2017; Chalmers et al., 2017). Deux études ont également démontré qu'il n'y avait pas de lien entre l'angle d'inclinaison de la glène et le risque de développer une rupture de la coiffe des rotateur (Chalmers et al., 2018; Kandemir et al., 2006).

Une méta-analyse récente a établi qu'il n'y avait pas d'impact de la distance entre l'acromion et la grande tubérosité (acromio-huméral) et le risque de développer une rupture de la coiffe, ce qui est en accord avec nos résultats (Zhao et al., 2022). Tout comme dans notre étude, la hauteur de la glène est similaire entre les épaules saines et les épaules avec une rupture de la coiffe des rotateurs dans 2 des 3 études qui s'y sont intéressées. La largeur de la glène, quant à elle, est associée au risque de développer une rupture de la coiffe pour une des deux études s'y étant intéressée (Maalouly et al., 2020; Saygi et al., 2018). Notre étude est en accord avec elle de Maalouly et ses collaborateurs (2020) qui n'ont pas montré de lien avec la rupture de la coiffe.

La version de la glène est similaire entre nos deux populations. Les trois études s'y étant intéressées ont toutes eu des résultats contradictoires, mais une méta-analyse récente suggère qu'une petite version de la glène serait associée à la rupture de la coiffe des rotateurs (Maalouly et al., 2020; Tokgoz et al., 2007; Zhao et al., 2022).

Une seule autre étude a observé le lien entre la rupture de la coiffe des rotateurs et le rayon de la tête humérale. Dans cette étude, une tête plus petite était associée à un plus haut taux de

rupture (Saygi et al., 2018). Nos résultats n'arrivent cependant pas à la même conclusion, puisque la taille de la tête humérale n'est pas différente entre les groupes sains et pathologiques.

Les paramètres de la morphologie osseuse qui sont des longueurs sont presque tous significativement et cliniquement différents entre les hommes et les femmes. Ces différences sont logiques, car les hommes suivis sont significativement plus grands que les femmes. Ces différences soulignent l'importance de prendre en compte le sexe lors d'analyse des résultats. À notre connaissance, les différences morphologiques entre les hommes et les femmes ont peu été étudiées. L'étude de Shimozono (2017) indique toutefois que la taille de la glène est influencée par la taille des sujets et que celle-ci est donc différente entre les hommes et les femmes au Japon.

Parmi la population initialement asymptomatique, seul l'angle positionnel de la glène a une différence statistiquement significative entre les participants affirmant avoir développé des symptômes et les autres. Cet angle est mesuré entre une droite perpendiculaire au sol et une ligne parallèle à la glène. Il est ainsi influencé par la posture. Il est plus grand chez la population symptomatique par rapport à celle qui est asymptomatique. Nous savons que l'angle positionnel de la glène est influencé par la posture des patients. La différence observée pourrait donc être secondaire à une posture antalgique chez les personnes ayant de la douleur. La diminution de la force des muscles de la coiffe des rotateurs pourrait aussi avoir un impact sur le positionnement de la scapula.

Le score de Constant du groupe ayant développé des symptômes et de ceux demeurés asymptomatiques ne divergent pas autant qu'attendu : les participants ayant développés des symptômes ont diminué leur score moyen de 9 points de plus que les asymptomatiques, mais cette différence n'est ni cliniquement ni statistiquement significative (changement minimal cliniquement significatif de 10,4 points) (Kukkonen et al., 2013).

Parmi la population initialement pathologique, la majorité des participants ont été opérés depuis l'étude initiale. Les participants opérés ont eu une meilleure évolution du SF12v2 physique que ceux ayant reçu un traitement conservateur. Leur score de Constant s'est en moyenne amélioré de 15,4 points, ce qui est cliniquement significatif, mais n'est pas statistiquement significatif du à un grand écart-type entre les deux groupes (Kukkonen et al., 2013). La différence de taille

d'échantillon entre les participants opérés et les non-opérés rend la comparaison de ces deux groupes potentiellement biaisée.

Le modèle de régression linéaire créé par Bascans dans son mémoire de maîtrise permet une bonne prédiction de l'état fonctionnel des patients au moment du diagnostic en expliquant 43,3% de la variabilité du score de Constant (Bascans, 2018). Cependant, ce modèle corrèle seulement faiblement et significativement avec la population au suivi ( $R = 0,383$ ). Il corrèle fortement avec l'évolution de 14 participants, mais il n'est pas possible, avec les données que nous détenons, de déterminer pour quel type de patients le modèle prédit bien l'évolution. En effet, lorsque nous comparons les participants corrélant fortement avec le modèle aux autres participants, aucune donnée démographique ni morphologique n'a de différence significative d'un point de vue statistique et clinique.

### 3.3.2 Paramètres morphologiques osseux et musculaires retenus et exclus des modèles prédictifs

L'angle critique de l'épaule ne fait partie d'aucun modèle de prédiction. Ceci concorde avec plusieurs études qui démontrent que, malgré le fait qu'il soit largement associé au risque de développer une rupture de la coiffe, il n'est pas associé à la fonction des patients ni à la progression de la rupture de la coiffe (Bouaicha et al., 2020; Cauchon et al., 2020; Chalmers et al., 2017; Docter et al., 2019; Gürpınar et al., 2019; Kirsch et al., 2017; Lee et al., 2017; Li et al., 2018; Moor et al., 2013; Sheean et al., 2019). Les angles d'inclinaison de la glène, morphologique et positionnel, n'ont pas été retenus dans aucun modèle de régression linéaire. À notre connaissance, ils ont été associés à la rupture de la coiffe des rotateurs selon plusieurs études, mais aucune n'a tenté de faire le lien entre cet angle et la fonction de l'épaule outre l'étude de Bascans (Bascans, 2018; Bishop et al., 2009; Daggett et al., 2015; Hughes et al., 2003; Knighton et al., 2022; Maalouly et al., 2020; Saygi et al., 2018; Tétreault et al., 2004). Dans cette dernière étude, ces deux angles n'ont pas été retenus dans le modèle prédictif du score de Constant au diagnostic et ne corrélaient significativement avec le score de Constant (coefficient de corrélation  $r = -0,086$  et valeur  $p = 0,542$ )(Bascans, 2018).

La distance sous-acromiale fait partie de deux modèles de régression : celui prédisant le score de Constant pour l'ensemble de la population (créé par Bascans) et le nouveau modèle prédisant l'évolution du QuickDash chez les femmes. Dans tous les cas, elle est associée à une meilleure fonction des participants. Selon Bascans, cela serait dû au fait que le deltoïde appuie plus facilement la tête humérale sur l'acromion pour exercer un bras de levier en abduction de l'épaule lorsque la distance sous-acromiale est plus petite (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020).

La hauteur de la glène est significative uniquement dans les modèles s'intéressant aux participants masculins. Une glène plus haute est associée à une diminution de la douleur et à un meilleur score de QuickDash chez les hommes. À notre connaissance, son lien avec la fonction de l'épaule n'a pas été étudié par le passé. L'impact positif d'une glène plus haute serait, à notre avis, dû à une augmentation de la stabilité de l'épaule en augmentant la taille de la surface articulaire.

La largeur de la glène est un paramètre dont le lien avec la rupture de la coiffe des rotateurs est contesté dans la littérature et qui, à notre connaissance, n'a pas été étudié en lien avec la fonction de l'épaule (Maalouly et al., 2020; Saygi et al., 2018). Une glène plus large a été associée à une meilleure force chez les femmes suivies. Ceci est en désaccord avec l'étude de Saygi (2018) qui indiquait qu'une glène plus large est associée à un plus haut risque de développer une rupture de la coiffe des rotateurs et, ainsi, à une moins bonne fonction probablement. Tout comme l'impact d'une glène plus haute chez les hommes, une largeur augmentée de la glène pourrait procurer une meilleure stabilité de l'épaule et favoriser un meilleur recrutement musculaire pour la force d'abduction chez les femmes.

Une plus petite version de la glène est associée à un meilleur QuickDash et score de Constant pour la population suivie (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020). Elle est également associée à un meilleur QuickDash pour le modèle s'intéressant aux femmes. Cela est en opposition avec l'étude de Maalouly (2020) qui affirme qu'une plus petite version sollicite davantage la coiffe des rotateurs, mais est en accord avec la méta-analyse récente de Zhao (2022).

Certaines études ont des résultats équivoques ou en contradiction avec cette hypothèse, mais une méta-analyse récente confirme un lien entre la RCR et une version diminuée (Tokgoz et al., 2007; Zhao et al., 2022).

L'offset de la tête humérale a été retenu dans les modèles de régression pour le score de Constant et la douleur prédisant la fonction de toute la population suivie. Un plus grand offset est, de façon contradictoire, associé à un meilleur score de Constant initial, mais également à une plus grande douleur chez les participants au moment du diagnostic. Iannotti décrit qu'un plus grand offset offre un meilleur moment de force au deltoïde, ce qui lui permet d'être plus efficace en abduction (Iannotti et al., 1992). Ainsi, il est possible que les participants avec un meilleur offset aient une meilleure mobilité et une meilleure force et tendent donc à utiliser davantage leur épaule. Cette utilisation plus grande pourrait les amener à ressentir davantage de douleur, expliquant l'augmentation de la douleur associée à un plus grand offset. Notons encore une fois que la mobilité et la force comptent pour 65 points et que la douleur compte pour 15 points dans le score de Constant. On sait que l'offset n'a pas été retenu comme un paramètre significatif dans le modèle prédictif de la force des participants. Cependant, si l'impact de l'offset sur la mobilité est plus grand que sur la douleur, les participants pourraient avoir un score de Constant plus grand malgré leur douleur qui est plus importante. Les résultats obtenus peuvent donc être compatibles.

La distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne de l'humérus a un impact négatif sur le score de Constant selon le modèle de régression linéaire de Bascans (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020). Il n'a toutefois pas été retenu dans les autres modèles, dont ceux prédisant le score de Constant pour les hommes et les femmes séparément.

Contrairement à Saygi (2018) qui indique qu'une plus petite tête humérale est associée à un risque accru de rupture de la coiffe des rotateurs, une plus petite tête a été associée à une meilleure force pour toute la population suivie dans notre étude. Cela concorderait quand même avec notre hypothèse selon laquelle une augmentation de la surface articulaire glénohumérale procure une meilleure stabilité et conséquemment un meilleur recrutement musculaire ce qui favoriserait une meilleure fonction.

L'atrophie du supra-épineux fait partie des modèles de prédiction du QuickDash pour les hommes et du score de Constant pour les femmes. L'extension de la déchirure du muscle supra-épineux, quant à elle, est incluse dans les modèles de prédiction du score de Constant pour toute la population ainsi que dans la prédiction du score de Constant pour les hommes. Dans ces modèles, lorsque l'atrophie ou l'extension de la déchirure est augmentée est associée à un moins bon score fonctionnel. Cela est logique, puisqu'une diminution de la quantité de fibre musculaire a un impact sur la force et la fonction du muscle. De plus, une déchirure s'étendant davantage sur le plan sagittal implique qu'il y a moins de fibres musculaires en continuité pouvant contribuer à la force lors des mouvements. Le supra-épineux est particulièrement impliqué dans l'abduction de l'épaule qui est la force mesurée dans le score de Constant (Terry & Chopp, 2000).

L'involution graisseuse de l'infra-épineux est associée à un moins bon score fonctionnel pour la force et le QuickDash de l'ensemble de la population suivie, ainsi que la mesure de la force chez les hommes et de la douleur chez les femmes. Il s'agit du paramètre musculaire faisant partie du plus grand nombre de modèles. Comme mentionné ci-haut, il est logique que l'involution graisseuse soit associée à un moins bon pronostic fonctionnel. Le supra-épineux semble également être un muscle clé pour le bon fonctionnement de l'épaule.

La rétraction du tendon du supra-épineux et l'involution graisseuse du supra-épineux n'ont pas été retenues dans les modèles prédictifs. L'atrophie de l'infra-épineux n'a pas été mesurée chez nos participants et son involution graisseuse a été significative pour plusieurs modèles. Peut-être que si nous avions la mesure de l'atrophie musculaire, ce paramètre aurait été un meilleur prédicteur considérant que l'atrophie du supra-épineux semble avoir plus d'impact sur la fonction que son involution graisseuse.

Finalement, les paramètres musculaires (atrophie, involution graisseuse, taille de la déchirure) ne font pas partie de tous les modèles prédictifs, puisqu'ils ne permettent pas d'améliorer significativement la prédiction dans tous les cas. Cela confirme notre hypothèse initiale selon laquelle les paramètres de la déchirure ne peuvent pas prédire à eux seuls l'évolution de la fonction des épaules.

### 3.3.3 Comparaison des différents modèles de régression

Le modèle prédictif de Bascans et le modèle prédictif de la force incluant tous les participants suivis sont les seuls modèles corrélant significativement avec l'évolution de la fonction de l'épaule des participants. Leur coefficient de corrélation est respectivement faible (0,383) et modéré (0,530) au suivi (Yergeau & Poirier, 2021). Nous n'avons donc pas réussi à créer de meilleurs modèles prédictifs en séparant les hommes et les femmes ni en nous intéressant plus spécifiquement à la douleur ou au QuickDash. Il a été difficile de prédire l'évolution des participants, puisque plusieurs ont eu des trajectoires de soins complètement différentes depuis l'étude initiale. Des participants pathologiques se sont fait opérer et se portent mieux, alors que des participants initialement asymptomatiques ont développé des symptômes. Les participants opérés n'ont pas tous répondu de la même manière au traitement chirurgical non plus. Puisque l'objectif était de prédire l'évolution sur une base anatomique uniquement, ces paramètres n'ont pas été pris en compte dans la création des modèles.

Même si les modèles n'offrent pas une corrélation significative à long terme, ils donnent tout de même un indice de quels paramètres ont un plus grand impact sur la fonction de l'épaule que les autres. Cela est pertinent, car plusieurs de ces paramètres peuvent être modifiés lors d'une chirurgie. Nous offrons également une avenue intéressante de recherche pour des paramètres peu explorés jusqu'à présent.

Nous sommes tout de même parvenus à expliquer un plus grand pourcentage de la variance du score de Constant pour les femmes au moment du diagnostic en tenant compte d'un plus petit nombre de paramètres. Ce nouveau modèle explique 66,8% de la variabilité du score de Constant, par rapport au 43,3% atteint par le modèle de Bascans au suivi initial (Bascans, 2018; Cauchon et al., 2020).

Le modèle s'adressant spécifiquement aux femmes prédit également mieux la force que celui s'adressant à toute la population suivie, alors que le modèle s'intéressant à la force des hommes est encore une fois inférieur aux deux autres.

Nous ne sommes pas parvenus à bien expliquer la douleur ressentie par les participants au suivi et au moment du diagnostic. Nous expliquons seulement 9,2% à 25,3% de la variabilité au



diagnostic et aucune corrélation significative à long terme. Le modèle prédictif pour les femmes est encore légèrement supérieur aux autres. Il est possible que la perception de la douleur dépende davantage des activités pratiquées.

Le modèle prédictif du QuickDash pour l'ensemble de la population suivie et celui spécifique aux hommes prédit peu la fonction initiale. Cependant, le modèle s'intéressant aux femmes est le modèle avec la meilleure capacité de prédiction au diagnostic, en expliquant 71,8% de la variabilité du QuickDash. La version de la glène, qui est un des trois paramètres retenus dans ce modèle, est modifiable lors d'une chirurgie pour prothèse totale d'épaule et pourrait être considérée pour optimiser la fonction des femmes en postopératoire.

### **3.4 Conclusion**

L'objectif principal de ce premier projet était de prédire l'évolution de la fonction de l'épaule des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs à l'aide de paramètres morphologiques osseux et musculaires. Cette étude observationnelle n'a pas permis d'évaluer l'évolution naturelle de la fonction de l'épaule, puisque la majorité des participants pathologiques ont subi une chirurgie depuis l'étude initiale. Nous n'avons pas non plus atteint notre objectif de corrélation à long terme avec le score de Constant puisque notre coefficient de corrélation était inférieur à 0,5.

Cette étude confirme toutefois que la fonction de l'épaule n'est pas uniquement influencée par des paramètres musculaires. La morphologie osseuse, qui contribue à la stabilité statique et qui influence les trajets des muscles, y joue également un rôle important. Ce projet met en lumière que nous ne pouvons pas non plus appliquer les mêmes prédictions pour les hommes et les femmes, puisque la morphologie est très différente en fonction du sexe.

Nous avons contribué à améliorer notre compréhension des paramètres influençant la fonction initiale des participants, surtout auprès des femmes, pour lesquelles nous sommes parvenus à expliquer 66,8% de la variabilité du score de Constant et 71,8% de celle du QuickDash.

Finalement, ce projet ouvre la porte à de futures études souhaitant poursuivre l'exploration de paramètres peu étudiés qui sont présentés dans ce mémoire, et qui pourraient être pris en

compte lors des chirurgies de l'épaule pour optimiser les résultats fonctionnels. Des mesures dynamiques, comme la translation de la tête humérale sur la glène en abduction, pourraient être évaluées par l'imagerie EOS et ajoutées aux modèles prédictifs (Tempelaere et al., 2016). L'analyse posturale serait intéressante à évaluer, puisque l'angle d'inclinaison positionnel de la glène différait entre les participants étant demeurés asymptomatiques et ceux ayant développé des symptômes. L'atrophie du supra-épineux et une analyse échographique ou par IRM du deltoïde seraient aussi des facteurs prédictifs à explorer. D'ailleurs, l'index du moment de force d'abduction créé par Bouaicha et ses collaborateurs (2018) permettrait de prédire le risque de pseudoparalysie chez les patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs.

# Chapitre 4 – Étude comparative d'imagerie

## 4.1 Méthodologie

### 4.1.1 Mise en contexte

Comme mentionné précédemment, nous souhaitons comparer l'imagerie basse dose EOS à la radiographie standard pour l'évaluation des patients consultant à la clinique externe d'orthopédie pour un problème. À notre connaissance, nous sommes les premiers à comparer ces deux méthodes d'imagerie pour l'épaule. Dans ce contexte, cette étude se concentre sur l'évaluation des structures visibles sur la vue antéro-postérieure et non pas à l'utilisation de l'EOS à des fins diagnostiques. Notre revue de la littérature révèle que les protocoles des études comparant deux méthodes d'imagerie sont très variables. En effet, chaque protocole s'adapte à la région anatomique étudiée. Nous construisons ainsi notre protocole spécifique à l'épaule en nous appuyant sur les anciens travaux réalisés et en les ajustant à l'épaule grâce à la méthode Delphi. Pour s'assurer que les images issues de l'EOS et de la radiographie standard sont comparables, il a été décidé que chaque patient ferait un examen radiographique EOS et un examen radiographique standard.

### 4.1.2 Protocole

#### 4.1.2.1 Formation du comité évaluateur

Dans un premier temps, nous avons construit un comité d'évaluation des images. Les orthopédistes observent eux-mêmes leurs radiographies et émettent leur diagnostic en clinique externe. Nous avons donc choisi de construire le comité d'évaluation avec deux orthopédistes. Nous avons également recruté une radiologue spécialisée en musculosquelettique pour avoir l'avis d'une autre spécialité qui émet des diagnostics à partir de radiographies de l'épaule.

#### 4.1.2.2 Création du questionnaire d'évaluation des images

À notre connaissance, il n'existe pas de questionnaires standardisés permettant d'évaluer et de comparer la qualité d'image des radiographies de l'épaule. Nous avons donc construit un

questionnaire grâce à l'expertise du comité évaluateur et à la méthode Delphi. Nous nous sommes d'abord basés sur la liste d'éléments importants à regarder sur une radiographie de l'épaule provenant de l'article de Sanders et Jersey (2005) (Sanders & Jersey, 2005). En nous basant sur l'étude de Deschênes (2010), nous avons proposé une notation pour chaque structure sur une échelle de 4 points. Sachant que l'acquisition des images EOS dure quelques secondes de plus que les radiographies standard, nous nous sommes inspirés de l'étude de Dubreuil et ses collaborateurs (2019) en ajoutant une notation des artéfacts sur une échelle à 5 niveaux. Comme Dubreuil (2019), nous avons également suggéré que les évaluateurs notent la qualité globale de l'image sur une échelle à 6 niveaux. En plus de nos suggestions, nous avons demandé aux membres du comité évaluateur s'ils souhaitaient ajouter d'autres éléments. Nous avons colligé toutes les réponses, et envoyé le questionnaire modifié jusqu'à ce que tous soient d'accord avec le résultat.

Les membres du comité ont suggéré des changements sur les échelles qu'ils ne jugeaient pas claires et l'ajustement des structures à évaluer.

Après 3 rondes, nous avons obtenu l'approbation du comité en entier et le questionnaire résultant se trouve en annexe.

Tout au long de la présentation des résultats, les 2 orthopédistes seront les évaluateurs 1 et 2, tandis que l'évaluateur 3 est radiologiste.

#### 4.1.2.3 Calcul et détermination du nombre de participants à recruter

Afin de nous assurer que le nombre de participants recruté soit suffisant pour obtenir des résultats statistiquement significatifs, nous avons procédé à une étude de puissance. Nous avons basé nos calculs sur la différence que nous souhaitons observer entre les scores moyens d'image, qui sera évaluée par un test t de Student.

Lorsqu'on désire comparer une valeur quantitative (dans ce cas-ci, le score d'une image extrait d'un questionnaire) entre deux groupes à l'aide d'un test T, l'équation suivante détermine la taille d'échantillonnage nécessaire :

$$Taille\ d'\acute{e}chantillon = \frac{2\acute{E}T^2(Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2}{d^2} \text{ (Charan \& Biswas, 2013).}$$

Où  $\acute{E}T$  est l'écart-type,  $Z_{\frac{\alpha}{2}}$  et  $Z_{\beta}$  sont des valeurs tirées de la table de Z selon l'erreur alpha et la puissance bêta respectivement et d est la différence que l'on désire observer entre les valeurs. La taille d'échantillon obtenue nous indique combien de patients chaque groupe doit contenir pour pouvoir obtenir des résultats statistiquement significatifs (Charan & Biswas, 2013).

La valeur de  $Z_{\frac{\alpha}{2}}$  pour un alpha de 0,05 est de 1,96 et la valeur  $Z_{\beta}$  pour une puissance standard de 80% est de 0,84(Charan & Biswas, 2013).

Parmi les articles comparant deux méthodes d'imageries, Krug et ses collaborateurs (2014) sont les seuls à présenter l'écart-type de la moyenne des scores donnés par leurs évaluateurs, selon une échelle à 6 niveaux. Leur écart-type pour la comparaison du cortex osseux se situe entre 0,5 et 1,5 point (Krug et al., 2014). Nous avons donc choisi d'utiliser leur plus grand écart-type (1,5) afin de nous assurer que notre calcul nous permette d'avoir des résultats statistiquement significatifs.

Une différence à observer de 2 points a été sélectionnée, car cela implique que 2 structures ont eu une note inférieure d'un point, ou qu'une structure est suffisamment moins bien visualisable pour obtenir un score 2 points en deçà du score obtenu pour l'autre type d'imagerie. Cela nous permet d'arriver au calcul suivant :

$$Taille\ d'\acute{e}chantillon = \frac{2(1,5)^2(1,96+0,84)^2}{2^2}, \text{ ce qui donne une taille d'échantillonnage de minimum } 8,82 \text{ participants par groupe.}$$

Nous pouvons également utiliser la fonction power.t.test dans R studio. En y entrant l'erreur alpha, la puissance bêta, l'écart-type prévu et le degré de différence que nous souhaitons détecter, on obtient le nombre de participant nécessaire dans chaque groupe pour obtenir des résultats significatifs si on les compare à l'aide d'un test T de Student. En entrant les mêmes informations que pour le calcul précédent, on obtient un résultat de 9,9 participants par groupe.

Comme mentionné dans la revue de littérature, les études comparant deux méthodes d'imagerie ont une taille d'échantillon se situant entre 36 et 147 participants (De Cock et al., 2015; Deschênes et al., 2010; Dubreuil et al., 2019; Kalifa et al., 1998; Krug et al., 2014; Patel et al., 2019). Même si une taille d'échantillon de 10 participants nous permettait d'obtenir des résultats statistiquement significatifs, le petit échantillon étudié ne permettrait pas d'évaluer une variété de cas suffisante pour nous permet de tirer des conclusions influençant le type d'imagerie qui sera utilisé en clinique externe d'orthopédie dans le futur. Pour cette première étude exploratoire, nous avons donc visé de recruter 50 participants qui fournissent tous une image EOS et une image radiographique standard à des fins de comparaison. Il s'agit de la même taille d'échantillon étudiée par Dubreuil pour l'évaluation de la scoliose, pour lequel l'imagerie EOS est maintenant utilisée pour le suivi dans certains centres hospitaliers (Dubreuil et al., 2019).

#### 4.1.2.4 Approbation éthique

L'approbation du comité d'éthique du CHUM et de l'ÉTS a été obtenue pour recruter les participants.

#### 4.1.2.5 Recrutement des participants et critères de sélection

Les 50 participants furent recrutés à la clinique externe d'orthopédie du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Consulter pour un problème à l'épaule
- Avoir une radiographie antéro-postérieure de l'épaule datant d'il y a 6 mois ou moins pour faire le diagnostic ou le suivi d'une condition

Les critères d'exclusion sont les suivants :

- Les femmes enceintes
- Les personnes incapables de passer un examen EOS™, soit par incapacité à se tenir debout ou par incapacité à entrer dans l'appareil EOS™, qui est relativement exigü
- Les personnes ayant une prothèse d'épaule

Lorsque les patients avaient des problèmes aux deux épaules, celle qui présentait le plus de symptômes était incluse dans l'étude.

#### 4.1.2.6 Évaluation des images

Les images EOS et radiographiques furent anonymisées et nommées par numéro aléatoire de 1 à 100. Nous nous sommes assuré que les images radiographiques et EOS d'un même patient ne se retrouvaient pas une à la suite de l'autre. Chaque membre du comité évaluateur a reçu toutes les images en même temps dans un dossier, ainsi que les questionnaires à remplir pour chaque image. Une fois les questionnaires complétés, une personne indépendante du comité a entré les réponses dans la base de données qui permettait de faire le lien entre les numéros aléatoires et le numéro de patient anonyme pour ainsi retracer quelles images correspondaient aux mêmes patients.

Après avoir recruté les huit premiers participants, une première évaluation de ces images a eu lieu pour s'assurer que la réception des images et que le questionnaire fonctionnait bien. Ces seize images ont ensuite reçu un nouveau numéro aléatoire et ont été évaluées une deuxième fois par le comité évaluateur lors de l'évaluation de toutes les images.

#### 4.1.2.7 Analyse des résultats

Un score global d'image sur un total de 18 points a été créé en additionnant les notes données aux 6 structures à évaluer selon une échelle de 3 points. Nous pouvons additionner les notes puisqu'il existe une relation de supériorité ( $1 < 2 < 3$ ) dans l'échelle à 3 niveaux, et parce qu'il existe une différence équivalente entre chaque niveau (Yusoff & Mohd Janor, 2014).

Le questionnaire permet de générer deux types de données à analyser :

- Des données ordinales :
  - La notation des structures sur une échelle de 3 points
  - La quantification des artéfacts sur une échelle de 5 points
  - La notation de la qualité globale de l'image et de la possibilité de poser un diagnostic confiant à partir de l'image sur une échelle de 5 points
- Des données quantitatives continues :
  - La moyenne du score global d'image
  - Deux distances à mesurer : distance sous-acromiale et l'espace acromio-claviculaire

Puisque les huit premiers participants ont été évalués deux fois, nous avons d'abord calculé l'accord intra-observateur de notre questionnaire. Ce petit échantillon ne permettra probablement pas d'avoir des résultats statistiquement significatifs, mais permettra d'avoir une idée de l'ordre de grandeur de cette corrélation.

Dans un deuxième temps, la corrélation inter-observateur a été calculée sur la population totale pour chaque méthode d'imagerie. Finalement, les images EOS et radiographiques ont été comparées entre elles en appariant les réponses pour chaque participant.

#### *4.1.2.7.1 Analyse des variables continues*

Pour les variables continues, le choix de test statistique à effectuer dépend à plusieurs moments de la normalité des données. Pour déterminer si l'échantillon provient d'une population normale, la normalité des données a été évaluée à l'aide du graphique Q-Q plot dans R studio, qui corréle l'échantillon à une distribution normale (*Normality Test in R - Easy Guides - Wiki - STHDA*, s. d.). Si le graphique présentait une corrélation linéaire entre notre échantillon et la population normale, il a été jugé approprié d'utiliser un test paramétrique. Si tel n'était pas le cas, l'équivalent non paramétrique a été utilisé. Nous avons utilisé ainsi la procédure en deux étapes tel que suggéré par Rochon et ses collaborateurs (2012).

La variabilité intra-observateur, a été évaluée sur les 8 premiers participants. Nous avons abordé la variabilité intra-observateurs de deux façons différentes : à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe et à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson. Lorsque les données ne suivaient pas une loi normale, le coefficient de corrélation intra-classe et le coefficient de spearman peuvent être utilisés. Considérant que ce questionnaire sera utilisé uniquement dans le cadre de cette étude, nous avons procédé à un coefficient intra-classe à deux facteurs à effet mixte (Koo & Li, 2016).

La variabilité inter-observateurs a été comparée avec le coefficient de corrélation intraclasse à deux facteurs à effet mixte.

Pour comparer les groupes EOS et radiographie standard, les moyennes et écarts-types seront présentés. Dans le cas où les données avaient une distribution normale, les moyennes ont été



comparées à l'aide du test T de Student (Rochon et al., 2012). Si les données ne suivaient pas une distribution normale, le test de Mann-Witney U a été utilisé (Rochon et al., 2012).

#### 4.1.2.7.2 Analyse des variables ordinales

La qualité globale de l'image et la qualification des artéfacts de mouvements sont toutes deux des variables ordinales notées sur une échelle de Likert de 5 points.

Comme pour les données quantitatives, il faudra d'abord déterminer la variabilité intra-observateur et l'accord inter-observateur du questionnaire. Pour comparer deux évaluateurs entre eux ou un évaluateur avec lui-même, le kappa de Cohen a été utilisé avec le coefficient de corrélation de Spearman. Le kappa de Fleiss a été utilisé pour comparer l'accord inter-observateurs (« Coefficient de Corrélation Intra-classe Dans R », s. d.).

Les méthodes d'imagerie ont été comparées en présentant leur répartition des scores et à l'aide du kappa de Cohen.

## 4.2 Résultats

### 4.2.1 Caractérisation des participants et images obtenues

Des cinquante participants recrutés, deux ne se sont pas présentés pour leur imagerie EOS. Ainsi, un total de 48 participants et 96 images furent évalués.

<b>Femmes, nombre (%)</b>	23 (48%)
<b>Épaules G, nombre (%)</b>	21 (44%)
<b>Âge moyen des participants, années</b>	56,7 ± 15,9

**Tableau 14.** – Caractérisation des participants du projet comparant l'imagerie EOS à la radiographie standard

Les participants sont répartis équitablement entre les sexes et le côté étudié. La prochaine figure montre la radiographie standard et l'image EOS obtenues pour un même participant :



**Figure 21.** – Image radiographique (A) et EOS (B) d'une épaule droite

L'image EOS permet de visualiser l'humérus et le coude au complet en même temps que l'épaule, tandis que l'image radiographique ne permet que de visualiser l'épaule sur le cliché. Les images EOS n'ont pas été recadrées, car le recadrage rendait la prise de mesure inexacte sur l'image. De plus, même si nous recadrions les images, les membres du comité parvenaient tout de même à distinguer les images EOS et radiographiques, car elles ne donnent pas tout à fait le même aspect des os et que l'EOS ne produit pas la déformation « en goutte d'eau » à laquelle ils sont habitués avec la radiographie standard.

## 4.2.2 Analyse du score global des images

### 4.2.2.1 Variabilité intra-observateur

La variabilité intra-observateur du score global a été évaluée sur les 8 premiers participants. Le tableau ci-dessous présente les scores moyens donnés pour chaque évaluateur lors de la première et de la deuxième évaluation, ainsi que les coefficients de Pearson et intra-classe.

Évaluateurs	EOS				Radiographie standard			
	T1	T2	CCI	% de réponses identiques	T1	T2	CCI	% de réponses identiques
Évaluateur 1	18 ± 0	18 ± 0	1,00	100	18 ± 0	18 ± 0	1	100
Évaluateur 2	16 ± 1,7	18 ± 0	0,00	50	18 ± 0	17,9 ± 0,4	0,00	87,5
Évaluateur 3	17,8 ± 0,7*	14,8 ± 1,2*	0,23	0	17,9 ± 0,4*	15 ± 1,2*	0,37	0

NA : Lorsque l'écart-type est nul, le coefficient de Pearson ne peut être calculé (division par 0)

\* : Différence statistiquement significative

R : Coefficient de corrélation de Pearson

CCI : Coefficient de corrélation intra-classe

T1 : Score moyen à la première évaluation

T2 : Score moyen à la deuxième évaluation

**Tableau 15.** – Variabilité intra-observateur du score global d'image

L'Évaluateur 1 a donné les mêmes notes, soit 18/18, aux images EOS et radiographiques aux temps 1 et 2. L'évaluateur 2 a donné la même note à 50% des images EOS et à 87,5% des images radiographiques. Son coefficient de corrélation intra-classe est nul dans les deux cas. Il semble que cet évaluateur ait été moins sévère pour l'évaluation des images EOS au temps 2. Toutefois, la différence entre ses scores moyens au temps 1 et au temps 2 n'est pas statistiquement significative.

Pour l'évaluateur 3, aucune valeur EOS ni radiographiques ne concordent. Ceci explique son faible coefficient de corrélation intra-classe. En moyenne, les deux scores ont diminué au temps 2 par rapport à l'évaluation initiale. Les scores des images radiographiques ont diminué dans des proportionnellement aux scores initiaux, puisque leur coefficient de Pearson montre une corrélation modérée (coefficient de corrélation de Pearson = 0,68). Les images EOS, quant à elles, ont reçu une note inférieure qui corrèle seulement faiblement avec les valeurs initiales (coefficient de corrélation de Pearson = 0,26).

En moyenne, les notes accordées par l'évaluateur 1 n'ont pas varié, celles de l'évaluateur 2 ont varié de 11% (2 points/18) et celles de l'évaluateur 3 ont varié de 16%.

#### 4.2.2.2 Accord inter-observateurs

Les scores moyens des évaluateurs selon la méthode d'imagerie pour les 48 participants sont présentés dans le tableau suivant.

Évaluateur	Score moyen - EOS	Score moyen – radiographie standard
Évaluateur 1	17,9 ± 0,4	18,0 ± 0,2
Évaluateur 2	<b>17,6 ± 0,8*</b>	<b>18,0 ± 0,2*</b>
Évaluateur 3	<b>14,3 ± 1,0*</b>	<b>14,7 ± 0,9*</b>
Moyenne des trois évaluateurs	<b>16,6 ± 0,5*</b>	<b>16,9 ± 0,3*</b>

Où \* signifie que la différence entre les deux moyennes est statistiquement significative

**Tableau 16.** – Comparaison des scores moyens des images EOS et radiographiques par évaluateur

Les 2 premiers évaluateurs, qui sont tous deux orthopédistes, ont donné, en moyenne, des scores similaires aux images EOS et radiographiques. Le 3<sup>e</sup> évaluateur, qui est radiologiste, a donné des notes inférieures aux deux types d'images. L'accord inter-évaluateurs pour les trois évaluateurs donne un coefficient de corrélation intra-classe presque nul pour les deux types d'imagerie, soit 0,064 pour l'EOS et 0,002 pour la radiographie standard. Lorsqu'on vérifie l'accord pour la notation des structures individuellement, l'accord inter-évaluateurs demeure nul pour chacune d'entre elles. Cette différence semble provenir du fait que les évaluateurs n'exercent pas la même spécialité et n'évaluent donc pas les structures de la même façon.

#### 4.2.2.3 Comparaison des scores EOS à ceux de la radiographie standard

Le tableau 16 démontre que chacun des évaluateurs a donné un score moyen supérieur aux images radiographiques standard par rapport aux images EOS. Les scores moyens ont une faible variabilité, avec un écart-type de moins d'un point. Les images d'un même groupe ont donc reçu des scores très similaires. Le test T de Student apparié démontre que la différence entre la radiographie standard et l'imagerie EOS est significative lorsqu'on fait la moyenne des scores des 3 évaluateurs, et lorsqu'on compare individuellement les scores des évaluateurs 2 et 3. La différence, qui demeure inférieure à un point, n'est toutefois pas cliniquement significative.

### 4.2.3 Distance sous-acromiale

#### 4.2.3.1 Variabilité intra-observateur

Le prochain tableau montre les valeurs mesurées au test préliminaire (temps 1) et à l'évaluation de l'ensemble des images (T2) par chaque évaluateur pour les huit premiers participants. L'accord

entre les valeurs à T1 et T2 est mesurée par le coefficient de corrélation intra-classe et leur corrélation est évaluée avec le coefficient de corrélation de Pearson.

Évaluateurs	Distance sous-acromiale EOS				Distance sous-acromiale radiographique			
	T1 (mm)	T2 (mm)	CCI	R	T1 (mm)	T2 (mm)	CCI	R
Évaluateur 1	11,9±1,9	9,4±1,2	<b>0,590*</b>	0,648	11,3±4,7	10,0±3,6	<b>0,91*</b>	<b>0,933*</b>
Évaluateur 2	9,6±1,5	9,3±1,2	<b>0,636*</b>	0,640	9,9±4,8	9,3±3,9	<b>0,91*</b>	<b>0,905*</b>
Évaluateur 3	9,9±1,5	9,9±1,2	<b>0,97*</b>	<b>0,985*</b>	8,5±5,4	9,7±5,2	<b>0,97*</b>	<b>0,974*</b>

\* : coefficient statistiquement significatif ( $p < 0,05$ )

R : Coefficient de corrélation de Pearson

CCI : Coefficient de corrélation intra-classe

T1 : Distance sous-acromiale moyenne à la première évaluation

T2 : Distance sous-acromiale moyenne à la deuxième évaluation

**Tableau 17.** – Variabilité intra-observateur de la distance sous-acromiale

L'évaluateur 3 est celui qui obtient les mesures les plus reproductibles, avec un CCI et un coefficient de corrélation de Pearson presque parfaits pour les deux types d'images. Les 2 autres évaluateurs ont un coefficient intra-classe moyen avec l'imagerie EOS et excellent avec la radiographie standard, qu'ils sont plus habitués à utiliser. La différence entre les mesures moyennes pour les deux temps ne dépasse pas l'ordre des 2 mm pour les trois évaluateurs, ce qui n'est pas cliniquement significatif.

#### 4.2.3.2 Accord inter-observateur

Le tableau ci-dessous reflète les distances sous-acromiales moyennes mesurées sur les 47 images EOS et radiographiques par les 3 évaluateurs.

Évaluateur	Distance sous-acromiale moyenne – EOS (mm)	Distance sous-acromiale moyenne – radiographie standard (mm)
Évaluateur 1	<b>9,3±2,8*</b>	<b>10,4±3,6*</b>
Évaluateur 2	9,7±3,7	10,3±4,8
Évaluateur 3	<b>10,3±3,8*</b>	<b>11,7±4,9*</b>
Moyenne des trois évaluateurs	<b>9,8±3,5*</b>	<b>10,8±4,5*</b>

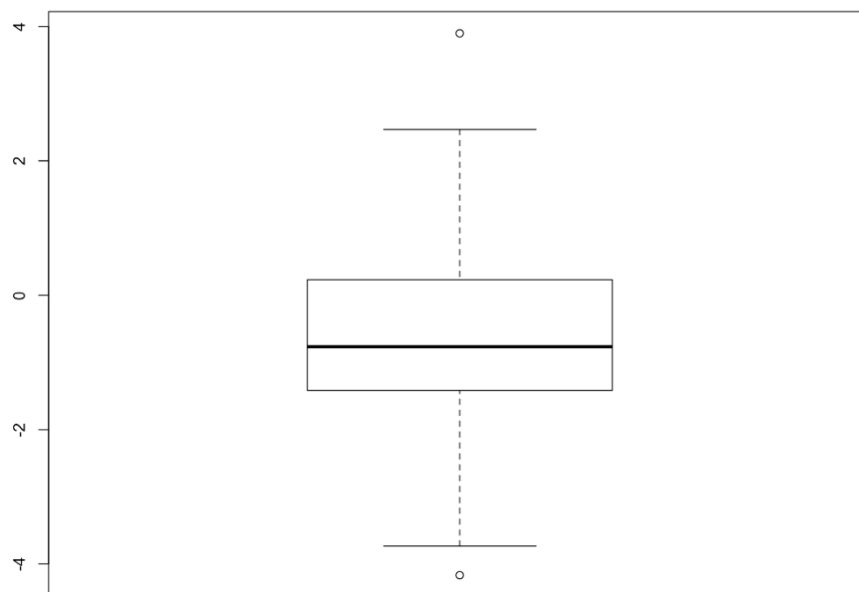
Où \* signifie que la différence entre les deux moyennes est statistiquement significative (test T apparié)

**Tableau 18.** – Distance sous-acromiale moyenne

Les valeurs moyennes mesurées par les trois évaluateurs sont similaires. Le coefficient de corrélation intra-classe mesure un accord inter-observateur faible pour l'EOS (0,46) et la radiographie standard (0,37). La différence maximale entre les moyennes entre deux évaluateurs est de 1,3 mm ce qui n'est pas cliniquement significatif.

#### 4.2.3.3 Comparaison entre les méthodes d'imagerie

Les T de Student appariés indiquent que la différence entre la distance sous-acromiale de l'EOS et de la radiographie standard est statistiquement significative pour la mesure moyenne des trois observateurs, ainsi que pour les mesures prises par les évaluateurs 1 et 3. La différence n'est pas statistiquement significative pour les distances sous-acromiales mesurées par l'évaluateur 2. La moyenne des différences ne dépasse pas 1,4 mm, ce qui n'est pas cliniquement significatif. Le prochain graphique (figure 22) illustre la répartition des différences entre les deux modes d'imagerie.



**Figure 22.** – Différences entre la distance sous-acromiale mesurée sur les EOS et celle mesurée sur les radiographies standard

La grande majorité des différences ne sont pas d'ordre cliniquement significatif. Cependant, pour 2 images, la différence va jusqu'à 4mm entre les deux modes d'imagerie, ce qui pourrait être cliniquement significatif.

## 4.2.4 Espace acromio-claviculaire

### 4.2.4.1 Variabilité intra-observateur

Évaluateurs	Espace acromio-claviculaire EOS				Espace acromio-claviculaire radiographique			
	T1	T2	CCI	R	T1	T2	CCI	R
Évaluateur 1	2,4±1,2	2,9±1,1	<b>0,83*</b>	<b>0,832*</b>	3,1±1,2	3,0±1,0	0,40	0,366
Évaluateur 2	2,7±1,3	2,3±1,4	<b>0,62*</b>	0,615	3,1±1,7	2,6±1,2	<b>0,85*</b>	<b>0,901*</b>
Évaluateur 3	3,0±0,9	2,7±1,0	<b>0,79*</b>	<b>0,786*</b>	3,5±1,6	3,4±1,2	<b>0,92*</b>	<b>0,952*</b>

\* : coefficient statistiquement significatif ( $p < 0,05$ )

R : Coefficient de corrélation de Pearson

CCI : Coefficient de corrélation intra-classe

---

T1 : Distance sous-acromiale moyenne à la première évaluation

T2 : Distance sous-acromiale moyenne à la deuxième évaluation

**Tableau 19.** – Variabilité intra-observateur de l'espace acromio-claviculaire

La variabilité intra-observateur de l'évaluateur 1 est bonne pour l'EOS et faible pour la radiographie standard. L'évaluateur 2 a une bonne variabilité intra-observateur pour l'EOS et la radiographie standard. L'évaluateur 3 présente une bonne variabilité intra-observateur pour l'EOS et une excellente pour la radiographie standard (Koo & Li, 2016). Pour les 3 évaluateurs, le coefficient de corrélation de Pearson confirme les accords mesurés par le coefficient de corrélation intra-classe.

#### 4.2.4.2 Variabilité inter-observateurs

Évaluateur	Espace acromio-claviculaire moyen – EOS (mm)	Espace acromio-claviculaire moyen – radiographie standard (mm)	Moyenne des différences (mm)
Évaluateur 1	2,7±2,3*	3,7±2,4*	0,9
Évaluateur 2	2,6±2,4*	3,2±2,6*	0,6
Évaluateur 3	3,2±2,5*	3,8±2,3*	0,6
Moyenne des trois évaluateurs	2,9±2,4*	3,5±1,5*	0,7

Où \* signifie que la différence entre les deux moyennes est statistiquement significative (test T apparié)

**Tableau 20.** – Mesure de l'espace acromio-claviculaire moyen sur l'imagerie EOS et la radiographie standard

Les valeurs moyennes sont assez similaires d'un évaluateur à l'autre, avec une différence maximale de 0,5mm entre eux évaluateurs par type d'imagerie. Le coefficient de corrélation intra-classe de l'accord inter-observateurs est le même pour l'EOS et la radiographie standard, soit de 0,89. Cela correspond à un bon accord pour les deux méthodes d'imagerie (Koo & Li, 2016).



#### 4.2.4.3 Comparaison entre les deux méthodes d'imagerie

La mesure de l'espace acromio-claviculaire sur l'EOS est statistiquement différente de la mesure prise sur la radiographie standard. Ce constat est fait pour chaque évaluateur individuellement et aussi quand on compare la moyenne des trois évaluateurs. Cependant, la moyenne des différences demeure sous 1mm, ce qui n'est pas cliniquement significatif.

#### 4.2.5 Comparaison de la qualité globale d'image

La qualité globale d'image et les artéfacts de mouvements sont tous les deux classifiés selon une échelle de Likert de 5 points. Les accords intra-observateur et inter-observateurs sont présentés, puis les différences score entre les deux méthodes d'imagerie sont comparées.

La limite acceptable de la qualité globale est une cote de 3/5, qui représente l'affirmation « qualité d'image acceptable ».

##### 4.2.5.1 Variabilité intra-observateur

Évaluateur	Score image EOS T1, n (%)			Score image EOS T2, n (%)			Kappa cohen
	3	4	5	3	4	5	
Évaluateur 1	0 (0)	0 (0)	8 (100)	0 (0)	0 (0)	8 (100)	1
Évaluateur 2	0 (0)	8 (100)	0 (0)	0 (0)	6 (75)	2 (25)	0,02
Évaluateur 3	1 (12,5)	2 (25)	5 (62,5)	1 (12,5)	7 (87,5)	0 (0)	0,02

NA : Lorsque l'écart-type est nul, le coefficient de Spearman ne peut être calculé (division par 0)

\* : coefficient statistiquement significatif ( $p < 0,05$ )

Les scores 1 et 2 ne figurent pas dans le tableau, car ces scores n'ont pas été attribués à une image

**Tableau 21.** – Variabilité intra-observateur : Répartition des réponses pour la qualité globale d'image EOS aux temps 1 et 2

L'évaluateur 1 a donné les mêmes notes (5/5) aux 8 images EOS aux 2 temps, ce qui lui donne un accord parfait. Les évaluateurs 2 et 3 ont changé quelques réponses entre les deux observations, ce qui explique leur faible kappa de Cohen.

Évaluateur	Score image radiographique T1, n (%)			Score image radiographique T2, n (%)		
	3	4	5	3	4	5
Évaluateur 1	0 (0)	0 (0)	8 (100)	0 (0)	0 (0)	8 (100)
Évaluateur 2	0 (0)	0 (0)	8 (100)	0 (0)	0 (0)	8 (100)
Évaluateur 3	0 (0)	1 (12,5)	7 (87,5)	0 (0)	1 (12,5)	7 (87,5)

Les scores 1 et 2 ne figurent pas dans le tableau, car ces scores n'ont pas été attribués à une image

**Tableau 22.** – Variabilité intra-observateur : Répartition des réponses pour la qualité globale d'image radiographique aux temps 1 et 2

Pour les images radiographiques, les évaluateurs 1 et 2 ont donné une note parfaite aux 8 images aux deux temps, ce qui leur donne un accord parfait. L'évaluateur 3 n'a pas donné la note de 4 à la même image aux deux moments. Sa réponse a donc varié pour 2 images sur 8, ce qui lui confère un kappa de Cohen presque nul (0,02).

#### 4.2.5.2 Accord inter-observateur

L'accord inter-observateur est évalué sur les 47 images observées pour chaque type d'imagerie. Le Kappa de Fleiss permet de mesurer l'accord entre les 3 observateurs.

Évaluateur	Score image EOS, n (%)			Score image radiographiques, n (%)			Kappa cohen	Coefficient spearman
	3	4	5	3	4	5		
Évaluateur 1	0 (0)	9 (19)	39 (81)	0 (0)	0 (0)	48 (100)	0	NA
Évaluateur 2	4 (8)	41 (85)	3 (6)	0 (0)	1 (2)	47 (98)	0,005	-0,009
Évaluateur 3	7 (15)	39 (81)	2 (4)	0 (0)	11 (23)	37 (77)	0,041	-0,024

NA : Lorsque l'écart-type est nul, le coefficient de Spearman ne peut être calculé (division par 0)

\* : coefficient statistiquement significatif ( $p < 0,05$ )

Les scores 1 et 2 ne figurent pas dans le tableau, car ces scores n'ont pas été attribués à une image

**Tableau 23.** – Échelle de qualité globale des images : répartition des scores et corrélations entre les types d'imagerie

Le tableau 23 montre la répartition des scores de qualité globale de l'image selon le type d'imagerie et l'évaluateur. Pour les images EOS, les évaluateurs 2 et 3 ont une répartition de leurs notes qui se ressemblent davantage par rapport aux notes accordées par l'évaluateur 1. Toutefois, ils n'ont pas nécessairement accordé les mêmes notes aux mêmes images. Ainsi, la concordance inter-évaluateurs ne présente pas un bon kappa de Fleiss, avec une valeur de -0,205 (valeur  $p = 0,00286$ ). L'accord inter-observateur est nul pour les radiographies, avec un kappa de Fleiss de -0,0909 ( $p = 0,275$ ).

#### 4.2.5.3 Comparaison entre les deux méthodes d'imagerie

Les évaluateurs ont tous donné de meilleurs résultats à la radiographie standard qu'à l'imagerie EOS. Toutes les images EOS ont reçu la note minimale de qualité acceptable (3/5), et seulement 8 à 15% des images EOS ont reçu cette note. Ainsi, 85% à 100% des images EOS ont été notées avec une qualité d'image bonne ou excellente par les évaluateurs.

## 4.2.6 Comparaison des artéfacts de mouvement

Les artéfacts de mouvements sont notés sur une échelle de 1 (absents) à 5 (sévères).

### 4.2.6.1 Variabilité intra-observateur

Évaluateur	Artéfacts EOS T1, n (%)			Artéfacts EOS T2, n (%)		
	1	2	3	1	2	3
Évaluateur 1	8 (100)	0 (0)	0 (0)	8 (100)	0 (0)	0 (0)
Évaluateur 2	0 (0)	6 (75)	2 (25)	8 (100)	0 (0)	0 (0)
Évaluateur 3	8 (100)	0 (0)	0 (0)	8 (100)	0 (0)	0 (0)

\* : coefficient statistiquement significatif ( $p < 0,05$ )

Les scores 4 et 5 ne figurent pas dans le tableau, car ces scores n'ont pas été attribués à une image

**Tableau 24.** – Variabilité intra-observateur : Répartition des réponses pour la quantité d'artéfacts de mouvement des images EOS aux temps 1 et 2

Les évaluateurs 1 et 3 ont un accord intra-observateur parfait et ils ont indiqué ne voir aucun artéfact de mouvement pour les images EOS aux temps 1 et 2. L'évaluateur 2 n'a pas un bon accord intra-observateur, puisque les scores qu'il a accordés aux 8 images EOS ont tous changé entre les deux évaluations.

Pour les images radiographiques, les 3 évaluateurs ont indiqué qu'il n'y avait aucun artéfact de mouvement sur les 8 images aux temps 1 et 2. Ils ont donc un accord intra-observateur parfait pour ces évaluations.

#### 4.2.6.2 Variabilité inter-observateurs

Évaluateur	Artéfacts image EOS, n (%)			Artéfacts image radiographiques, n (%)
	1	2	3	1
Évaluateur 1	43 (90)	5 (10)	0 (0)	48 (100)
Évaluateur 2	45 (94)	2 (4)	1 (2)	48 (100)
Évaluateur 3	48 (100)	0 (0)	0 (0)	48 (100)

NA : Lorsque l'écart-type est nul, le coefficient de Spearman ne peut être calculé (division par 0)

\* : **coefficient statistiquement significatif ( $p < 0,05$ )**

Les scores 1 et 2 ne figurent pas dans le tableau, car ces scores n'ont pas été attribués à une image

**Tableau 25.** – Gradation des artéfacts par les 3 évaluateurs pour les deux types d'imagerie

Il y a un accord parfait entre les trois évaluateurs pour affirmer qu'il n'y a pas d'artéfacts de mouvement sur les 48 radiographies standard. Toutefois, l'accord entre les observateurs est nul pour la gradation des artéfacts des EOS.

#### 4.2.6.3 Comparaison entre les deux méthodes d'imagerie

Les images EOS présentent légèrement plus d'artéfacts de mouvement selon les observateurs 1 et 2. Les artéfacts sont absents pour au moins 90% des images EOS selon les évaluateurs. Parmi les images EOS ayant des artéfacts, toutes sauf une ont été notées avec des artéfacts légers seulement.

### 4.3 Discussion

Les scores globaux des images ont une variabilité intra-observateur qui diffère grandement d'un évaluateur à l'autre. Malgré le faible accord intra-observateur de certains évaluateurs, les résultats conservent une variabilité maximale de 16%, ce qui est très bien. Les scores donnés aux structures sont différents selon la spécialité exercée. En effet, l'évaluateur qui est radiologiste a donné des scores inférieurs (quelle que soit la modalité) par rapport aux évaluateurs qui sont des

orthopédistes. Il est intéressant d'avoir ce point de vue différent, car les deux spécialités n'abordent pas les images de la même façon. Malgré la grande variabilité inter-observateurs, tous les observateurs s'entendent pour donner des Scores légèrement inférieurs aux images EOS. Cette différence est en moyenne de moins d'un point, et aucune structure n'a été jugée comme non détectable (score de 1/3) autant pour les EOS que pour la radiographie standard. Ainsi, les différences entre les deux modalités d'imagerie ne nous semblent pas être cliniquement significatives. Comme l'imagerie EOS utilise beaucoup moins de radiations, il est possible que sa qualité d'image pourrait en être affectée. D'ailleurs, l'EOS a été jugé supérieur à la radiographie standard pour l'évaluation du rachis, mais inférieur pour l'évaluation du membre supérieur par le passé (Deschênes et al., 2010; Krug et al., 2014).

La notation de la qualité globale de l'image sur l'échelle de 1 à 5 offre des résultats similaires au score global calculé sur 18. L'accord intra-observateur est bon, tandis que l'accord inter-observateur est presque nul lorsque mesuré avec le kappa. Toutefois, les images radiographiques ont reçu une note de 4 à 5/5 par tous les évaluateurs, avec une plus grande proportion d'images ayant reçu une note de 5/5. Les images EOS ont reçu des notes allant de 3 à 5/5, 3 étant le seuil minimalement acceptable de qualité d'image, avec une plus grande proportion de résultats ayant 4/5. Cette diminution d'un point de cette notation n'est probablement pas cliniquement importante, puisque le score de 4/5 indique que l'évaluateur serait en mesure de faire un diagnostic confiant fait à partir de l'image.

Malgré ce qui vient d'être énoncé, l'imagerie EOS pourrait être un bon outil de dépistage, puisque les petits écarts de notation entre les deux méthodes d'imagerie ne semblent pas cliniquement significatifs. La recherche de détails à l'imagerie pourrait nécessiter une radiographie standard. Il faudrait toutefois, dans une prochaine étude, vérifier que les deux méthodes d'imagerie permettent d'arriver au même diagnostic clinique malgré la différence de qualité d'image.

Les deux mesures, soit la distance sous-acromiale et l'espace acromio-claviculaire, ont une bonne variabilité intra-observateur pour les deux modes d'imagerie. L'accord inter-observateurs est faible pour la distance sous-acromiale, tandis que celui de l'espace acromio-claviculaire est bon pour les deux méthodes d'imagerie. Dans les deux cas, les mesures moyennes présentent une

différence maximale de 1,3 mm entre 2 observateurs. La variabilité inter-observateurs nous apparaît donc bonne pour l'EOS et la radiographie standard, puisque la différence entre la moyenne des mesures n'est pas cliniquement significative.

Nous croyions que les mesures divergeraient entre les imageries, car le système EOS balaie les images avec des rayons parallèles au sol, alors que la radiographie standard envoie ses rayons de façon conique. La déformation de l'image par la radiographie standard pourrait faire en sorte que les distances soient surévaluées par rapport à l'EOS. Les résultats nous démontrent que les mesures prises sur la radiographie standard sont en effet légèrement plus grandes que les mesures prises sur l'EOS, mais que cette différence n'est pas suffisante pour avoir un impact sur le diagnostic (maximum 1,5 mm de différence).

Tous les évaluateurs sont d'accord pour dire qu'il n'y a pas d'artéfacts de mouvement sur les images radiographiques, et ce, avec un accord intra-observateur parfait. Un évaluateur a le même avis pour les images EOS. Les deux autres évaluateurs ont noté que de 4 à 10% des images EOS avaient des artéfacts légers. Une seule image EOS a reçu une note d'artéfacts de mouvement modérés par un seul des trois évaluateurs. Les images EOS prennent quelques secondes de plus à acquérir que les radiographies standard. Cela explique le fait qu'elles présentent légèrement plus d'artéfacts de mouvement. Cela demeure léger pour maximum 10% des images, et absent pour 90% des images. Cet élément demeure important à prendre en compte lorsqu'on demande un examen EOS pour un patient ayant un trouble du mouvement (ex. : parkinsonisme) ou un trouble d'équilibre, car il pourrait présenter des artéfacts de mouvements importants.

#### **4.4 Conclusion**

Pour ce deuxième projet, notre objectif était de comparer la radiographie antéro-postérieure EOS de l'épaule au système de radiographie standard lors de son utilisation à la clinique externe d'orthopédie. Nous souhaitons nous concentrer sur la qualité de l'image obtenue et la fiabilité des paramètres mesurés en clinique.

À notre connaissance, nous sommes les premiers à comparer deux méthodes radiographiques pour l'évaluation de l'épaule. Nous avons donc créé un questionnaire à l'aide d'un comité formé

de trois experts et de la méthode Delphi. Chaque élément a ensuite été validé par un accord inter et intra-observateur.

Les deux méthodes d'imagerie ont ensuite pu être comparées. La distance sous-acromiale et l'espace acromio-claviculaire sont mesurés de façon similaire sur l'EOS et la radiographie standard, avec une différence maximale de 1,4 mm, ce qui n'est pas cliniquement significatif.

La qualité de l'image EOS est légèrement inférieure à celle de la radiographie standard. Cette différence paraît toutefois minime. L'EOS face-profil de l'épaule devrait donc pouvoir être utilisé en clinique externe d'orthopédie pour émettre diagnostic. Ceci présente l'avantage de pouvoir éventuellement faire des reconstructions 3D des os de l'épaule avec un potentiel intéressant d'utiliser cette information supplémentaire à l'avenir pour la planification chirurgicale. Cependant, nous considérons qu'une radiographie standard pourrait être nécessaire dans certains cas si un doute subsiste et qu'une image de meilleure qualité est nécessaire. De plus, l'imagerie EOS présente légèrement plus d'artéfacts de mouvement que la radiographie standard. Cela peut être accentué si le patient ne peut maintenir une position fixe pendant les quelques secondes d'acquisition de l'image et devrait être pris en compte avant de demander un examen EOS pour un patient.

Il serait intéressant de vérifier dans une prochaine étude que le diagnostic émis à partir des images EOS concorde avec celui émis à partir de la radiographie standard pour un même patient. Les autres vues de l'épaule pourront également être évaluées dans de futurs projets.



## Chapitre 5 – Conclusion du mémoire

Le premier objectif de ce mémoire était de prédire l'évolution de la fonction de l'épaule des patients atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs à l'aide de paramètres musculaires et issus de la morphologie osseuse. Cinquante personnes ayant participé à une étude initiale en 2009 au cours de laquelle la fonction de leur épaule a été évaluée ont été recrutées et réévaluées.

Comme la majorité des participants atteints d'une rupture de la coiffe des rotateurs ont été opérés depuis 2009, nous n'avons pas pu démontrer que le modèle de régression linéaire initialement créé permettrait de prédire la fonction à long terme. Le modèle initial expliquant la fonction des patients au diagnostic ne permet pas de prédire l'évolution de la fonction des patients. De plus, ces paramètres ne permettent pas de prédire quels patients sont plus à risque de développer une rupture de la coiffe des rotateurs. Les paramètres faisant partie du modèle de régression de Bascans sont donc peut-être la conséquence de la rupture plutôt qu'un phénomène prédictif d'une rupture éventuelle. Cette étude a toutefois permis d'approfondir notre connaissance des paramètres ayant un impact sur la fonction de l'épaule. Nous avons également démontré que les paramètres ayant un impact sur la fonction ne sont pas les mêmes pour les hommes et les femmes. Ce résultat renforce l'idée qu'à l'avenir les études devront porter attention à distinguer les hommes des femmes dans leurs cohortes.

Nous avons toutefois pu produire des modèles de régression linéaire qui améliore considérablement notre compréhension des paramètres ayant un impact sur la fonction initiale. Notamment, nos modèles expliquent 66,8% de la variabilité du score de Constant et 71,8% de celle du QuickDash pour les femmes sont intéressants à considérer à l'avenir.

Les paramètres présentés dans ce mémoire sont peu étudiés dans la littérature. Ce projet permet de cibler de nouveaux paramètres à explorer qui ont un impact soit sur la fonction, la force ou la douleur, et qui pourraient éventuellement être pris en compte lors des chirurgies de l'épaule pour optimiser les résultats fonctionnels.

Notre deuxième objectif était de comparer la radiographie EOS antéro-postérieure de l'épaule à la radiographie standard pour l'évaluation des patients en clinique externe d'orthopédie dans le but à long terme de pouvoir faire passer une radiographie EOS à tout patient se présentant en clinique au CHUM pour un problème d'épaule. Nous nous sommes intéressés à l'évaluation des structures, de la qualité globale de l'image, des artéfacts de mouvement et à l'exactitude des mesures prises sur les images EOS.

À notre connaissance, il n'existait pas de questionnaires validés pour l'évaluation des radiographies de l'épaule. Nous avons donc créé et validé notre propre questionnaire d'évaluation en utilisant la méthode Delphi avec un comité d'expert composé de deux orthopédistes et d'une radiologiste.

Nous avons effectué une étude de puissance préalable pour nous assurer de recruter un nombre de participants suffisant. Ensuite, 47 personnes ont été recrutées et ont chacune passé un examen EOS et une radiographie standard. Les images ont toutes été analysées par les 3 membres de notre comité d'expert.

Cette étude révèle que l'imagerie EOS permet de mesurer la distance sous-acromiale et l'espace acromio-claviculaire de manière similaire à la radiographie standard, avec une différence moyenne maximale de 1,4 mm qui n'est pas jugée cliniquement significative.

La qualité d'image de l'EOS est légèrement inférieure à celle de la radiographie standard. De plus, les artéfacts de mouvements sont légèrement augmentés avec l'imagerie EOS. Ces différences sont toutefois légères et ne devraient pas avoir un impact sur le diagnostic émis en clinique.

Maintenant que nous savons que la qualité de l'image EOS antéropostérieure de l'épaule est adéquate, il serait intéressant qu'une prochaine étude s'assure de la concordance des diagnostics émis à partir des deux méthodes d'imagerie. Il serait également intéressant d'étudier les autres vues de l'épaule.

En plus de réduire l'irradiation des patients, l'imagerie EOS permet la prise de deux radiographies perpendiculaires simultanées. Ces images simultanées peuvent ensuite être utilisées pour effectuer une reconstruction 3D de l'épaule en position debout, ce qui n'est pas possible avec

d'autres méthodes d'imagerie à l'heure actuelle. Ainsi, il serait possible de faire des reconstructions 3D dans des postures physiologiques et des tests dynamiques. L'épaule étant l'articulation la plus mobile du corps, il paraît très intéressant de l'évaluer en 3D et en dynamique à des fins diagnostiques et pronostiques. Cette reconstruction peut aussi être utilisée pour extraire les mesures de paramètres osseux automatiquement, ce qui pourrait être utilisée pour améliorer la planification chirurgicale et même aider à établir un diagnostic dans le futur. L'intégration du EOS à la clinique d'orthopédie pour l'évaluation de l'épaule favoriserait le transfert des connaissances acquises en recherche à la pratique médicale.

## Références bibliographiques

Agarwalla, A., Cvetanovich, G. L., Gowd, A. K., Romeo, A. A., Cole, B. J., Verma, N. N., & Forsythe, B. (2019). Epidemiological Analysis of Changes in Clinical Practice for Full-Thickness Rotator Cuff Tears From 2010 to 2015. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7(5), 2325967119845912. <https://doi.org/10.1177/2325967119845912>

Agha, O., Diaz, A., Davies, M., Kim, H. T., Liu, X., & Feeley, B. T. (2021). Rotator cuff tear degeneration and the role of fibro-adipogenic progenitors. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1490(1), 13-28. <https://doi.org/10.1111/nyas.14437>

Aluisio, F. V., Osbahr, D. C., & Speer, K. P. (2003). Analysis of rotator cuff muscles in adult human cadaveric specimens. *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, 32(3), 124-129.

Angst, F., Schwyzer, H.-K., Aeschlimann, A., Simmen, B. R., & Goldhahn, J. (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 & Research*, 63 Suppl 11, S174-188. <https://doi.org/10.1002/acr.20630>

Bakhsh, W., & Nicandri, G. (2018). Anatomy and Physical Examination of the Shoulder. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 26(3), e10. <https://doi.org/10.1097/JSA.0000000000000202>

Balke, M., Liem, D., Greshake, O., Hoehner, J., Bouillon, B., & Banerjee, M. (2016). Differences in acromial morphology of shoulders in patients with degenerative and traumatic supraspinatus tendon tears. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 24(7), 2200-2205. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3499-y>

Ban, I., Troelsen, A., Christiansen, D. H., Svendsen, S. W., & Kristensen, M. T. (2013). Standardised test protocol (Constant Score) for evaluation of functionality in patients with shoulder disorders. *Danish Medical Journal*, 60(4), A4608.

Bascans, C. (2018). *Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule* [Masters, École de technologie

supérieure]. <http://espace.etsmtl.ca/2160/>

Bedi, A., Dines, J., Warren, R. F., & Dines, D. M. (2010). Massive tears of the rotator cuff. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 92(9), 1894-1908. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01531>

Beeler, S., Hasler, A., Götschi, T., Meyer, D. C., & Gerber, C. (2019). Critical shoulder angle : Acromial coverage is more relevant than glenoid inclination. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 37(1), 205-210. <https://doi.org/10.1002/jor.24053>

Bigliani, L. (1986). The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. *Orthop. Trans*, 228.

Billaud, A., Cruz-Ferreira, E., Pesquer, L., Abadie, P., Carlier, Y., & Flurin, P.-H. (2019). Does the critical shoulder angle decrease after anterior acromioplasty? *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 139(8), 1125-1132. <https://doi.org/10.1007/s00402-019-03163-1>

Bishop, J. L., Kline, S. K., Aalderink, K. J., Zauel, R., & Bey, M. J. (2009). Glenoid inclination : In vivo measures in rotator cuff tear patients and associations with superior glenohumeral joint translation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(2), 231-236. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2008.08.002>

Bjarnison, A. O., Sørensen, T. J., Kallemose, T., & Barfod, K. W. (2017). The critical shoulder angle is associated with osteoarthritis in the shoulder but not rotator cuff tears : A retrospective case-control study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(12), 2097-2102. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.06.001>

Blonna, D., Giani, A., Bellato, E., Mattei, L., Caló, M., Rossi, R., & Castoldi, F. (2016). Predominance of the critical shoulder angle in the pathogenesis of degenerative diseases of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(8), 1328-1336. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.11.059>

Boake, B. R., Childs, T. K., Soules, T. D., Zervos, D. L., Vincent, J. I., & MacDermid, J. C. (2021). Rasch analysis of The Shoulder Pain and Disability Index (SPADI) in a postrepair rotator cuff sample. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*,

34(4), 612-618. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2020.09.001>

Boes, M. T., McCann, P. D., & Dines, D. M. (2006). Diagnosis and management of massive rotator cuff tears : The surgeon's dilemma. *Instructional Course Lectures*, 55, 45-57.

Booto, jean-P., & Bernard, P. (2011). *Consensus par la méthode Delphi sur les concepts clés des capacités organisationnelles spécifiques de la gestion des connaissances*. 29(3), 168-192.

Bouaicha, S., Ernstbrunner, L., Jud, L., Meyer, D. C., Snedeker, J. G., & Bachmann, E. (2018). The lever arm ratio of the rotator cuff to deltoid muscle explains and predicts pseudoparalysis of the shoulder : The Shoulder Abduction Moment index. *The Bone & Joint Journal*, 100-B(12), 1600-1608. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.100B12.BJJ-2018-0493.R1>

Bouaicha, S., Kuster, R. P., Schmid, B., Baumgartner, D., Zumstein, M., & Moor, B. K. (2020). Biomechanical analysis of the humeral head coverage, glenoid inclination and acromio-glenoidal height as isolated components of the critical shoulder angle in a dynamic cadaveric shoulder model. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 72, 115-121. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.003>

Breckenridge, J. D., & McAuley, J. H. (2011). Shoulder Pain and Disability Index (SPADI). *Journal of Physiotherapy*, 57(3), 197. [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70045-5](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70045-5)

Budtz, C. R., Andersen, J. H., de Vos Andersen, N.-B., & Christiansen, D. H. (2018). Responsiveness and minimal important change for the quick-DASH in patients with shoulder disorders. *Health and Quality of Life Outcomes*, 16(1), 226. <https://doi.org/10.1186/s12955-018-1052-2>

Bureau, N. J., Deslauriers, M., Lepage-Saucier, M., Rouleau, D. M., Roy, A., Tétreault, P., & Hagemester, N. (2018). Rotator Cuff Tear Morphologic Parameters at Magnetic Resonance Imaging : Relationship With Muscle Atrophy and Fatty Infiltration and Patient-Reported Function and Health-Related Quality of Life. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 42(5), 784-791. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000740>

Cauchon, A.-M., Tétreault, P., Bascans, C., Skalli, W., & Hagemester, N. (2020). Morphological and Radiological Parameters Correlating to Shoulder Function at Diagnosis for Patients with Rotator Cuff Tear (RCT). *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.03.027>

Chalmers, P. N., Beck, L., Granger, E., Henninger, H., & Tashjian, R. Z. (2018). Superior glenoid inclination and rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27(8), 1444-1450. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.02.043>

Chalmers, P. N., Beck, L., Miller, M., Kawakami, J., Dukas, A. G., Burks, R. T., Greis, P. E., & Tashjian, R. Z. (2020). Acromial morphology is not associated with rotator cuff tearing or repair healing. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.12.035>

Chalmers, P. N., Salazar, D., Steger-May, K., Chamberlain, A. M., Yamaguchi, K., & Keener, J. D. (2017). Does the Critical Shoulder Angle Correlate With Rotator Cuff Tear Progression? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 475(6), 1608-1617. <https://doi.org/10.1007/s11999-017-5249-1>

Charan, J., & Biswas, T. (2013). How to Calculate Sample Size for Different Study Designs in Medical Research? *Indian Journal of Psychological Medicine*, 35(2), 121-126. <https://doi.org/10.4103/0253-7176.116232>

Chaudhury, S., Dines, J. S., Delos, D., Warren, R. F., Voigt, C., & Rodeo, S. A. (2012). Role of fatty infiltration in the pathophysiology and outcomes of rotator cuff tears. *Arthritis Care & Research*, 64(1), 76-82. <https://doi.org/10.1002/acr.20552>

Cherchi, L., Ciornohac, J. F., Godet, J., Clavert, P., & Kempf, J.-F. (2016). Critical shoulder angle : Measurement reproducibility and correlation with rotator cuff tendon tears. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 102(5), 559-562. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.03.017>

Chester, R., Jerosch-Herold, C., Lewis, J., & Shepstone, L. (2017). The SPADI and QuickDASH Are Similarly Responsive in Patients Undergoing Physical Therapy for Shoulder Pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47(8), 538-547. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7195>

Coefficient de Corrélacion Intra-clase Dans R : Meilleure Référence. (s. d.). *Datanovia*. Consulté 18 août 2022, à l'adresse <https://www.datanovia.com/en/fr/lessons/coefficient-de-correlation-intra-clase-dans-r/>

Constant, C. R., Gerber, C., Emery, R. J. H., Søjbjerg, J. O., Gohlke, F., & Boileau, P. (2008). A review of the Constant score : Modifications and guidelines for its use. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(2), 355-361. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.06.022>

Culham, E., & Peat, M. (1993). Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(1), 342-350. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.1.342>

Curry, E. J., Matzkin, E. E., Dong, Y., Higgins, L. D., Katz, J. N., & Jain, N. B. (2015). Structural Characteristics Are Not Associated With Pain and Function in Rotator Cuff Tears : The ROW Cohort Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(5), 2325967115584596. <https://doi.org/10.1177/2325967115584596>

Daggett, M., Werner, B., Collin, P., Gauci, M.-O., Chaoui, J., & Walch, G. (2015). Correlation between glenoid inclination and critical shoulder angle : A radiographic and computed tomography study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(12), 1948-1953. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.07.013>

De Cock, J., Zanca, F., Canning, J., Pauwels, R., & Hermans, R. (2015). A comparative study for image quality and radiation dose of a cone beam computed tomography scanner and a multislice computed tomography scanner for paranasal sinus imaging. *European Radiology*, 25(7), 1891-1900. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-3593-7>

Degen, R. M. (2018). Editorial Commentary : Critical Shoulder Angle: Perhaps Not So « Critical » for Clinical Outcomes Following Rotator Cuff Repair. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 34(10), 2755-2756. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2018.06.020>

Deschênes, S., Charron, G., Beaudoin, G., Labelle, H., Dubois, J., Miron, M.-C., & Parent, S. (2010). Diagnostic imaging of spinal deformities : Reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*, 35(9), 989-994. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181bdcaa4>

Docter, S., Khan, M., Ekhtiari, S., Veillette, C., Paul, R., Henry, P., & Leroux, T. (2019). The Relationship Between the Critical Shoulder Angle and the Incidence of Chronic, Full-Thickness



Rotator Cuff Tears and Outcomes After Rotator Cuff Repair : A Systematic Review. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 35(11), 3135-3143.e4. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.05.044>

Dubousset, J., Charpak, G., Skalli, W., Lavaste, F., & Kalifa, G. (2005). *Le Système EOS Nouvelle Imagerie Ostéo-Articulaire basse dose en position debout*. 6.

Dubreuil, T., Mouly, J., Ltaief-Boudrigou, A., Martinon, A., Tilhet-Coartet, S., Tazarourte, K., & Pialat, J.-B. (2019). Comparison of Cone-Beam Computed Tomography and Multislice Computed Tomography in the Assessment of Extremity Fractures. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 43(3), 372-378. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000843>

Dunn, W. R., Kuhn, J. E., Sanders, R., An, Q., Baumgarten, K. M., Bishop, J. Y., Brophy, R. H., Carey, J. L., Holloway, G. B., Jones, G. L., Ma, C. B., Marx, R. G., McCarty, E. C., Poddar, S. K., Smith, M. V., Spencer, E. E., Vidal, A. F., Wolf, B. R., & Wright, R. W. (2014). Symptoms of pain do not correlate with rotator cuff tear severity : A cross-sectional study of 393 patients with a symptomatic atraumatic full-thickness rotator cuff tear. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 96(10), 793-800. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.01304>

Dyrna, F., Kumar, N. S., Obopilwe, E., Scheiderer, B., Comer, B., Nowak, M., Romeo, A. A., Mazzocca, A. D., & Beitzel, K. (2018). Relationship Between Deltoid and Rotator Cuff Muscles During Dynamic Shoulder Abduction : A Biomechanical Study of Rotator Cuff Tear Progression. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(8), 1919-1926. <https://doi.org/10.1177/0363546518768276>

Eajazi, A., Kussman, S., LeBedis, C., Guermazi, A., Kompel, A., Jawa, A., & Murakami, A. M. (2015). Rotator Cuff Tear Arthropathy : Pathophysiology, Imaging Characteristics, and Treatment Options. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 205(5), W502-511. <https://doi.org/10.2214/AJR.14.13815>

Féasson, L. (s. d.). *Atrophie et dégénérescence musculaires : Mécanismes physiopathologiques*. 5.

Franchignoni, F., Vercelli, S., Giordano, A., Sartorio, F., Bravini, E., & Ferriero, G. (2014). Minimal clinically important difference of the disabilities of the arm, shoulder and hand outcome measure (DASH) and its shortened version (QuickDASH). *The Journal of Orthopaedic and Sports*

*Physical Therapy*, 44(1), 30-39. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4893>

Garcia, G. H., Liu, J. N., Degen, R. M., Johnson, C. C., Wong, A. C., Dines, D. M., Gulotta, L. V., & Dines, J. S. (2017). Higher critical shoulder angle increases the risk of retear after rotator cuff repair. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(2), 241-245. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.07.009>

Gerber, C., Snedeker, J. G., Baumgartner, D., & Viehöfer, A. F. (2014). Supraspinatus tendon load during abduction is dependent on the size of the critical shoulder angle : A biomechanical analysis. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 32(7), 952-957. <https://doi.org/10.1002/jor.22621>

Giai Via, A., De Cupis, M., Spoliti, M., & Oliva, F. (2013). Clinical and biological aspects of rotator cuff tears. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 3(2), 70-79. <https://doi.org/10.11138/mltj/2013.3.2.070>

Gilbart, M. K., & Gerber, C. (2007). Comparison of the subjective shoulder value and the Constant score. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(6), 717-721. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.02.123>

Gill, T. J., McIrvin, E., Kocher, M. S., Homa, K., Mair, S. D., & Hawkins, R. J. (2002). The relative importance of acromial morphology and age with respect to rotator cuff pathology. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(4), 327-330. <https://doi.org/10.1067/mse.2002.124425>

Girard, M., Colombi, R., Azoulay, V., Laumonerie, P., Martel, M., Mansat, P., & Bonneville, N. (2020). Does anterior acromioplasty reduce critical shoulder angle? *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2020.04.013>

Gladstone, J. N., Bishop, J. Y., Lo, I. K. Y., & Flatow, E. L. (2007). Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor functional outcome. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(5), 719-728. <https://doi.org/10.1177/0363546506297539>

Godenèche, A., Elia, F., Kempf, J.-F., Nich, C., Berhouet, J., Saffarini, M., Collin, P., & SOFCOT. (2017). Fatty infiltration of stage 1 or higher significantly compromises long-term healing of supraspinatus repairs. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(10), 1818-1825.

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.03.024>

Gomide, L. C., Carmo, T. C. do, Bergo, G. H. M., Oliveira, G. A., & Macedo, I. S. (2017). Relationship between the critical shoulder angle and the development of rotator cuff lesions : A retrospective epidemiological study. *Revista Brasileira De Ortopedia*, 52(4), 423-427. <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2017.06.002>

Graham, P. (2018). Rotator Cuff Tear. *Orthopedic Nursing*, 37(2), 154-156. <https://doi.org/10.1097/NOR.0000000000000441>

Greene, W. B. (2006). *Netter's orthopaedics* (1st éd.). Saunders Elsevier.

Gummeson, C., Ward, M. M., & Atroshi, I. (2006). The shortened disabilities of the arm, shoulder and hand questionnaire (QuickDASH) : Validity and reliability based on responses within the full-length DASH. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 44. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-7-44>

Gürpınar, T., Polat, B., Çarkçı, E., Eren, M., Polat, A. E., & Öztürkmen, Y. (2019). The Effect of Critical Shoulder Angle on Clinical Scores and Retear Risk After Rotator Cuff Tendon Repair at Short-term Follow Up. *Scientific Reports*, 9(1), 12315. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-48644-w>

Harris, J. D., Pedroza, A., Jones, G. L., & MOON (Multicenter Orthopedic Outcomes Network) Shoulder Group. (2012). Predictors of pain and function in patients with symptomatic, atraumatic full-thickness rotator cuff tears : A time-zero analysis of a prospective patient cohort enrolled in a structured physical therapy program. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(2), 359-366. <https://doi.org/10.1177/0363546511426003>

Heuberer, P. R., Plachel, F., Willinger, L., Moroder, P., Laky, B., Pauzenberger, L., Lomoschitz, F., & Anderl, W. (2017). Critical shoulder angle combined with age predict five shoulder pathologies : A retrospective analysis of 1000 cases. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 259. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1559-4>

Hsu, J. E., Tang, A., & Matsen, F. A. (2017). Patient self-assessed shoulder comfort and function and active motion are not closely related to surgically documented rotator cuff tear integrity. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(11), 1938-1942. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.05.011>

Hughes, R. E., Bryant, C. R., Hall, J. M., Wening, J., Huston, L. J., Kuhn, J. E., Carpenter, J. E., & Blasler, R. B. (2003). Glenoid inclination is associated with full-thickness rotator cuff tears. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 407, 86-91. <https://doi.org/10.1097/00003086-200302000-00016>

Iannotti, J. P., Gabriel, J. P., Schneck, S. L., Evans, B. G., & Misra, S. (1992). The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 74(4), 491-500.

Jenkinson, C., Layte, R., Jenkinson, D., Lawrence, K., Petersen, S., Paice, C., & Stradling, J. (1997). A shorter form health survey : Can the SF-12 replicate results from the SF-36 in longitudinal studies? *Journal of Public Health Medicine*, 19(2), 179-186. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.pubmed.a024606>

Jobin, C. M., Brown, G. D., Bahu, M. J., Gardner, T. R., Bigliani, L. U., Levine, W. N., & Ahmad, C. S. (2012). Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy : The clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(10), 1269-1277. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.08.049>

Kalifa, G., Charpak, Y., Maccia, C., Fery-Lemonnier, E., Bloch, J., Boussard, J. M., Attal, M., Dubousset, J., & Adamsbaum, C. (1998). Evaluation of a new low-dose digital x-ray device : First dosimetric and clinical results in children. *Pediatric Radiology*, 28(7), 557-561. <https://doi.org/10.1007/s002470050413>

Kandemir, U., Allaire, R. B., Jolly, J. T., Debski, R. E., & McMahon, P. J. (2006). The relationship between the orientation of the glenoid and tears of the rotator cuff. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 88-B(8), 1105-1109. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.88B8.17732>

Kim, J. K., Yoo, H. J., Jeong, J. H., & Kim, S. H. (2016). Effect of Teres Minor Fatty Infiltration on Rotator Cuff Repair Outcomes. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 32(4), 552-558. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2015.10.021>

Kim, J. M., Kim, Y. W., Kim, H. S., Lee, S. C., Chun, Y. M., Joo, S. H., & Lim, H. S. (2019). The relationship between rotator cuff tear and four acromion types : Cross-sectional study based on shoulder magnetic resonance imaging in 227 patients. *Acta Radiologica (Stockholm, Sweden:*

1987), 60(5), 608-614. <https://doi.org/10.1177/0284185118791211>

Kim, Y. K., Choi, E. S., Kim, K. T., Yoon, J. R., & Chae, S. H. (2018). Quantitative Measurement of Muscle Atrophy and Fat Infiltration of the Supraspinatus Muscle Using Ultrasonography After Arthroscopic Rotator Cuff Repair. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 42(2), 260-269. <https://doi.org/10.5535/arm.2018.42.2.260>

Kim, Y.-K., Jung, K.-H., Kim, J.-W., Kim, U.-S., & Hwang, D.-H. (2018). Factors affecting rotator cuff integrity after arthroscopic repair for medium-sized or larger cuff tears : A retrospective cohort study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27(6), 1012-1020. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.11.016>

Kirsch, J. M., Nathani, A., Robbins, C. B., Gagnier, J. J., Bedi, A., & Miller, B. S. (2017). Is There an Association Between the « Critical Shoulder Angle » and Clinical Outcome After Rotator Cuff Repair? *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(4), 2325967117702126. <https://doi.org/10.1177/2325967117702126>

Knighton, T. W., Chalmers, P. N., Sulkar, H. J., Aliaj, K., Tashjian, R. Z., & Henninger, H. B. (2022). Anatomic total shoulder glenoid component inclination affects glenohumeral kinetics during abduction : A cadaveric study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, S1058-2746(22)00427-X. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2022.03.028>

Kock, A. (2022a). *Shoulder anatomy. Joints and ligaments. Labeled vector illustration Stock Vector*. Adobe Stock. <https://stock.adobe.com/ca/images/shoulder-anatomy-joints-and-ligaments-labeled-vector-illustration/453487712>

Kock, A. (2022b). *Shoulder anatomy. Rotator cuff muscles. Labeled vector illustration*. Adobe Stock. <https://stock.adobe.com/fr/images/shoulder-anatomy-rotator-cuff-muscles-labeled-vector-illustration/453487637>

Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>

Krug, K. B., Weber, C., Schwabe, H., Sinzig, N.-M., Wein, B., Müller, D., Wegmann, K., Peters, S., Sendler, V., Ewen, K., Hellmich, M., & Maintz, D. (2014). Comparison of image quality using

a X-ray stereotactical whole-body system and a direct flat-panel X-ray device in examinations of the pelvis and knee. *RoFo: Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Rontgenstrahlen Und Der Nuklearmedizin*, 186(1), 67-76. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1350441>

Kukkonen, J., Kauko, T., Vahlberg, T., Joukainen, A., & Aärimaa, V. (2013). Investigating minimal clinically important difference for Constant score in patients undergoing rotator cuff surgery. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(12), 1650-1655. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.05.002>

Laron, D., Samagh, S. P., Liu, X., Kim, H. T., & Feeley, B. T. (2012). Muscle degeneration in rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(2), 164-174. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.09.027>

Lee, M., Chen, J. Y., Liow, M. H. L., Chong, H. C., Chang, P., & Lie, D. (2017). Critical Shoulder Angle and Acromial Index Do Not Influence 24-Month Functional Outcome After Arthroscopic Rotator Cuff Repair. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(13), 2989-2994. <https://doi.org/10.1177/0363546517717947>

Li, H., Chen, Y., Chen, J., Hua, Y., & Chen, S. (2018). Large Critical Shoulder Angle Has Higher Risk of Tendon Retear After Arthroscopic Rotator Cuff Repair. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(8), 1892-1900. <https://doi.org/10.1177/0363546518767634>

Longo, U. G., Risi Ambrogioni, L., Candela, V., Berton, A., Carnevale, A., Schena, E., & Denaro, V. (2021). Conservative versus surgical management for patients with rotator cuff tears: A systematic review and META-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 50. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03872-4>

Maalouly, J., Tawk, A., Aouad, D., Abdallah, A., Darwiche, M., Abboud, G., & El Rassi, G. (2020). Association of acromial morphological parameters and rotator cuff tears, and evaluation of the influence of age and gender on the parameters and impact on cuff tears : A study on a Middle Eastern population. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, 20, 17-23. <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2020.02.002>

Mall, N. A., Kim, H. M., Keener, J. D., Steger-May, K., Teefey, S. A., Middleton, W. D., Stobbs, G., & Yamaguchi, K. (2010). Symptomatic progression of asymptomatic rotator cuff tears : A prospective study of clinical and sonographic variables. *The Journal of Bone and Joint Surgery*.

*American Volume*, 92(16), 2623-2633. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.00506>

McMillan, S. S., King, M., & Tully, M. P. (2016). How to use the nominal group and Delphi techniques. *International Journal of Clinical Pharmacy*, 38(3), 655-662. <https://doi.org/10.1007/s11096-016-0257-x>

Melhem, E., Assi, A., El Rachkidi, R., & Ghanem, I. (2016). EOS(®) biplanar X-ray imaging : Concept, developments, benefits, and limitations. *Journal of Children's Orthopaedics*, 10(1), 1-14. <https://doi.org/10.1007/s11832-016-0713-0>

Melis, B., DeFranco, M. J., Chuinard, C., & Walch, G. (2010). Natural history of fatty infiltration and atrophy of the supraspinatus muscle in rotator cuff tears. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(6), 1498-1505. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1207-x>

Mintken, P. E., Glynn, P., & Cleland, J. A. (2009). Psychometric properties of the shortened disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (QuickDASH) and Numeric Pain Rating Scale in patients with shoulder pain. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(6), 920-926. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2008.12.015>

Miswan, M. F. B. M., Saman, M. S. B. A., Hui, T. S., Al-Fayyadh, M. Z. M., Ali, M. R. B. M., & Min, N. W. (2017). Correlation between anatomy of the scapula and the incidence of rotator cuff tear and glenohumeral osteoarthritis via radiological study. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, 25(1), 2309499017690317. <https://doi.org/10.1177/2309499017690317>

Moor, B. K., Bouaicha, S., Rothenfluh, D. A., Sukthankar, A., & Gerber, C. (2013). Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint? : A radiological study of the critical shoulder angle. *The Bone & Joint Journal*, 95-B(7), 935-941. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B7.31028>

Moor, B. K., Kuster, R., Osterhoff, G., Baumgartner, D., Werner, C. M. L., Zumstein, M. A., & Bouaicha, S. (2016). Inclination-dependent changes of the critical shoulder angle significantly influence superior glenohumeral joint stability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 32, 268-273. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.013>

Moor, B. K., Wieser, K., Slankamenac, K., Gerber, C., & Bouaicha, S. (2014). Relationship of individual scapular anatomy and degenerative rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow*

*Surgery*, 23(4), 536-541. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.11.008>

Müller, A. M., Flury, M., Alsayed, H. N., & Audigé, L. (2017). Influence of patient and diagnostic parameters on reported retear rates after arthroscopic rotator cuff repair. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 25(7), 2089-2099. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4481-2>

*Normality Test in R - Easy Guides—Wiki—STHDA*. (s. d.). Consulté 10 décembre 2022, à l'adresse <http://www.sthda.com/english/wiki/normality-test-in-r>

Nové-Josserand, L., Saffarini, M., Hannink, G., & Carrillon, Y. (2016). Influence of pre-operative tear size and tendon retraction on repair outcomes for isolated subscapularis tears. *International Orthopaedics*, 40(12), 2559-2566. <https://doi.org/10.1007/s00264-016-3299-8>

Oh, L. S., Wolf, B. R., Hall, M. P., Levy, B. A., & Marx, R. G. (2007). Indications for rotator cuff repair: A systematic review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 455, 52-63. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e31802fc175>

Paliwoda, S. J. (1983). Predicting the Future Using Delphi. *Management Decision*, 21(1), 31-38. <https://doi.org/10.1108/eb001309>

Pandey, V., Vijayan, D., Tapashetti, S., Agarwal, L., Kamath, A., Acharya, K., Maddukuri, S., & Willems, W. J. (2016). Does scapular morphology affect the integrity of the rotator cuff? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(3), 413-421. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.016>

Patel, S., Patel, R., Foschi, F., & Mannocci, F. (2019). The Impact of Different Diagnostic Imaging Modalities on the Evaluation of Root Canal Anatomy and Endodontic Residents' Stress Levels : A Clinical Study. *Journal of Endodontics*, 45(4), 406-413. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.12.001>

Razmjou, H., Palinkas, V., Christakis, M., Robarts, S., & Kennedy, D. (2020). Reduced acromiohumeral distance and increased critical shoulder angle : Implications for primary care clinicians. *The Physician and Sportsmedicine*, 1-8. <https://doi.org/10.1080/00913847.2019.1703475>

Reyes, B. A., Hull, B. R., Kurth, A. B., Kukowski, N. R., Mulligan, E. P., & Khazzam, M. S. (2017). Do Magnetic Resonance Imaging Characteristics of Full-Thickness Rotator Cuff Tears Correlate With Sleep Disturbance? *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(11),



2325967117735319. <https://doi.org/10.1177/2325967117735319>

Rhee, S.-M., Kim, J. Y., Kim, J. Y., Cho, S. J., Kim, J. H., & Rhee, Y. G. (2019). The critical shoulder angle : Can it be sufficient to reflect the shoulder joint without the humeral head? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 28(4), 731-741. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.08.039>

Rochon, J., Gondan, M., & Kieser, M. (2012). To test or not to test : Preliminary assessment of normality when comparing two independent samples. *BMC Medical Research Methodology*, 12(1), 81. <https://doi.org/10.1186/1471-2288-12-81>

Roy, J.-S., Braën, C., Leblond, J., Desmeules, F., Dionne, C. E., MacDermid, J. C., Bureau, N. J., & Frémont, P. (2015). Diagnostic accuracy of ultrasonography, MRI and MR arthrography in the characterisation of rotator cuff disorders : A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1316-1328. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094148>

Rubin, D. A. (2020). Nerve and Muscle Abnormalities. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 28(2), 285-300. <https://doi.org/10.1016/j.mric.2019.12.010>

Russell, R. D., Knight, J. R., Mulligan, E., & Khazzam, M. S. (2014). Structural integrity after rotator cuff repair does not correlate with patient function and pain : A meta-analysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 96(4), 265-271. <https://doi.org/10.2106/JBJS.M.00265>

Ryösä, A., Laimi, K., Äärimaa, V., Lehtimäki, K., Kukkonen, J., & Saltychev, M. (2017). Surgery or conservative treatment for rotator cuff tear : A meta-analysis. *Disability and Rehabilitation*, 39(14), 1357-1363. <https://doi.org/10.1080/09638288.2016.1198431>

Rysstad, T., Grotle, M., Klock, L. P., & Tvetter, A. T. (2020). Responsiveness and minimal important change of the QuickDASH and PSFS when used among patients with shoulder pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21(1), 328. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03289-z>

Sabesan, V. J., Lombardo, D., Josseland, D., Buzas, D., Jelsema, T., Petersen-Fitts, G. R., & Wiater, J. M. (2016). The effect of deltoid lengthening on functional outcome for reverse shoulder arthroplasty. *Musculoskeletal Surgery*, 100(2), 127-132. <https://doi.org/10.1007/s12306-016-0400-9>

Sambandam, S. N., Khanna, V., Gul, A., & Mounasamy, V. (2015). Rotator cuff tears : An

evidence based approach. *World Journal of Orthopedics*, 6(11), 902-918. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i11.902>

Sanders, T. G., & Jersey, S. L. (2005). Conventional radiography of the shoulder. *Seminars in Roentgenology*, 40(3), 207-222. <https://doi.org/10.1053/j.ro.2005.01.012>

Saygi, B., Karahan, N., Karakus, O., Demir, A. I., Ozkan, O. C., & Soylu-Boy, F. N. (2018). Analysis of glenohumeral morphological factors for anterior shoulder instability and rotator cuff tear by magnetic resonance imaging. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, 26(2), 2309499018768100. <https://doi.org/10.1177/2309499018768100>

Scheiderer, B., Imhoff, F. B., Johnson, J. D., Aglio, J., Cote, M. P., Beitzel, K., Imhoff, A. B., Arciero, R. A., Mazzocca, A. D., & Morikawa, D. (2018). Higher Critical Shoulder Angle and Acromion Index Are Associated With Increased Retear Risk After Isolated Supraspinatus Tendon Repair at Short-Term Follow Up. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 34(10), 2748-2754. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2018.05.029>

Schemitsch, C., Chahal, J., Vicente, M., Nowak, L., Flurin, P.-H., Lambers Heerspink, F., Henry, P., & Nauth, A. (2019). Surgical repair versus conservative treatment and subacromial decompression for the treatment of rotator cuff tears : A meta-analysis of randomized trials. *The Bone & Joint Journal*, 101-B(9), 1100-1106. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.101B9.BJJ-2018-1591.R1>

Schmidt, C. C., Jarrett, C. D., & Brown, B. T. (2015). Management of rotator cuff tears. *The Journal of Hand Surgery*, 40(2), 399-408. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2014.06.122>

Seo, J., Heo, K., Kwon, S., & Yoo, J. (2019). Critical shoulder angle and greater tuberosity angle according to the partial thickness rotator cuff tear patterns. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 105(8), 1543-1548. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.05.005>

Seo, J.-B., Yoo, J.-S., Jang, H.-S., & Kim, J.-S. (2015). Correlation of clinical symptoms and function with fatty degeneration of infraspinatus in rotator cuff tear. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 23(5), 1481-1488. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-2857-0>

Sheehan, A. J., Sa, D. de, Woolnough, T., Cognetti, D. J., Kay, J., & Burkhart, S. S. (2019). Does an Increased Critical Shoulder Angle Affect Re-tear Rates and Clinical Outcomes Following Primary Rotator Cuff Repair? A Systematic Review. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 35(10), 2938-2947.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.03.063>

Shimozono, Y., Arai, R., & Matsuda, S. (2017). The Dimensions of the Scapula Glenoid in Japanese Rotator Cuff Tear Patients. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 9(2), 207-212. <https://doi.org/10.4055/cios.2017.9.2.207>

Shinagawa, K., Hatta, T., Yamamoto, N., Kawakami, J., Shiota, Y., Mineta, M., & Itoi, E. (2018). Critical shoulder angle in an East Asian population : Correlation to the incidence of rotator cuff tear and glenohumeral osteoarthritis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27(9), 1602-1606. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.03.013>

Simons, S. M., Dixon, J. B., & Kruse, D. (2021, novembre 9). *Presentation and diagnosis of rotator cuff tears*. UpToDate. [https://www.uptodate.com/contents/presentation-and-diagnosis-of-rotator-cuff-tears?search=imaging%20rotator%20cuff%20tear&source=search\\_result&selectedTitle=1~150&usage\\_type=default&display\\_rank=1](https://www.uptodate.com/contents/presentation-and-diagnosis-of-rotator-cuff-tears?search=imaging%20rotator%20cuff%20tear&source=search_result&selectedTitle=1~150&usage_type=default&display_rank=1)

Smith, G. C. S., Liu, V., & Lam, P. H. (2020). The Critical Shoulder Angle Shows a Reciprocal Change in Magnitude When Evaluating Symptomatic Full-Thickness Rotator Cuff Tears Versus Primary Glenohumeral Osteoarthritis as Compared With Control Subjects : A Systematic Review and Meta-analysis. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 36(2), 566-575. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.09.024>

Somerson, J. S., Hsu, J. E., Gorbaty, J. D., & Gee, A. O. (2016). Classifications in Brief : Goutallier Classification of Fatty Infiltration of the Rotator Cuff Musculature. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 474(5), 1328-1332. <https://doi.org/10.1007/s11999-015-4630-1>

Song, J. G., Yun, S. J., Song, Y. W., & Lee, S. H. (2019). High performance of critical shoulder angle for diagnosing rotator cuff tears on radiographs. *Knee Surgery, Sports Traumatology*,

*Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 27(1), 289-298. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5247-1>

Spiegl, U. J., Horan, M. P., Smith, S. W., Ho, C. P., & Millett, P. J. (2016). The critical shoulder angle is associated with rotator cuff tears and shoulder osteoarthritis and is better assessed with radiographs over MRI. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 24(7), 2244-2251. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3587-7>

Sugihara, T., Nakagawa, T., Tsuchiya, M., & Ishizuki, M. (2003). Prediction of primary reparability of massive tears of the rotator cuff on preoperative magnetic resonance imaging. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(3), 222-225. [https://doi.org/10.1016/s1058-2746\(02\)86888-4](https://doi.org/10.1016/s1058-2746(02)86888-4)

Tang, Y., Hou, J., Li, Q., Li, F., Zhang, C., Li, W., & Yang, R. (2019). The Effectiveness of Using the Critical Shoulder Angle and Acromion Index for Predicting Rotator Cuff Tears : Accurate Diagnosis Based on Standard and Nonstandard Anteroposterior Radiographs. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 35(9), 2553-2561. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.03.050>

Tempelaere, C., Pierrart, J., Lefèvre-Colau, M.-M., Vuillemin, V., Cuénod, C.-A., Hansen, U., Mir, O., Skalli, W., & Gregory, T. (2016). Dynamic Three-Dimensional Shoulder Mri during Active Motion for Investigation of Rotator Cuff Diseases. *PloS One*, 11(7), e0158563. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158563>

Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional Anatomy of the Shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 248-255.

Tétreault, P., Krueger, A., Zurakowski, D., & Gerber, C. (2004). Glenoid version and rotator cuff tears. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 22(1), 202-207. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(03\)00116-5](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(03)00116-5)

Teunis, T., Lubberts, B., Reilly, B. T., & Ring, D. (2014). A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(12), 1913-1921. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.08.001>

Thomazeau, H., Rolland, Y., Lucas, C., Duval, J. M., & Langlais, F. (1996). Atrophy of the supraspinatus belly. Assessment by MRI in 55 patients with rotator cuff pathology. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 67(3), 264-268. <https://doi.org/10.3109/17453679608994685>

Tokgoz, N., Kanatli, U., Voyvoda, N. K., Gultekin, S., Bolukbasi, S., & Tali, E. T. (2007). The relationship of glenoid and humeral version with supraspinatus tendon tears. *Skeletal Radiology*, 36(6), 509-514. <https://doi.org/10.1007/s00256-007-0290-x>

*Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : Le systeme EOS – Académie nationale de médecine | Une institution dans son temps.* (s. d.). Consulté 9 juillet 2020, à l'adresse <http://www.academie-medecine.fr/une-nouvelle-imagerie-osteo-articulaire-basse-dose-en-position-debout-le-systeme-eos/>

Van Parys, M., Alkiar, O., Naidoo, N., Van Tongel, A., & De Wilde, L. (2021). Three-dimensional evaluation of scapular morphology in primary glenohumeral arthritis, rotator cuff arthropathy, and asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 30(8), 1803-1810. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.10.027>

Watanabe, A., Ono, Q., Nishigami, T., Hirooka, T., & Machida, H. (2018). Association between the Critical Shoulder Angle and Rotator Cuff Tears in Japan. *Acta Medica Okayama*, 72(6), 547-551. <https://doi.org/10.18926/AMO/56371>

Wieser, K., Rahm, S., Schubert, M., Fischer, M. A., Farshad, M., Gerber, C., & Meyer, D. C. (2015). Fluoroscopic, magnetic resonance imaging, and electrophysiologic assessment of shoulders with massive tears of the rotator cuff. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(2), 288-294. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.05.026>

Wylie, J. D., Suter, T., Potter, M. Q., Granger, E. K., & Tashjian, R. Z. (2016). Mental Health Has a Stronger Association with Patient-Reported Shoulder Pain and Function Than Tear Size in Patients with Full-Thickness Rotator Cuff Tears. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 98(4), 251-256. <https://doi.org/10.2106/JBJS.O.00444>

Yamaguchi, K., Ditsios, K., Middleton, W. D., Hildebolt, C. F., Galatz, L. M., & Teefey, S. A. (2006). The demographic and morphological features of rotator cuff disease. A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 88(8), 1699-1704. <https://doi.org/10.2106/JBJS.E.00835>

- Yamamoto, A., Takagishi, K., Osawa, T., Yanagawa, T., Nakajima, D., Shitara, H., & Kobayashi, T. (2010). Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *19*(1), 116-120. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006>
- Yergeau, E., & Poirier, M. (2013). *SPSS à l'UdeS*. <http://spss.espaceweb.usherbrooke.ca>
- Yergeau, E., & Poirier, M. (2021). *Corrélation*. SPSS à l'UdeS. <https://spss.espaceweb.usherbrooke.ca/correlation/>
- Yoo, J.-S., Heo, K., Yang, J.-H., & Seo, J.-B. (2019). Greater tuberosity angle and critical shoulder angle according to the delamination patterns of rotator cuff tear. *Journal of Orthopaedics*, *16*(5), 354-358. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.03.015>
- Yusoff, R., & Mohd Janor, R. (2014). Generation of an Interval Metric Scale to Measure Attitude. *SAGE Open*, *4*(1), 2158244013516768. <https://doi.org/10.1177/2158244013516768>
- Zaid, M. B., Young, N. M., Pedroia, V., Feeley, B. T., Ma, C. B., & Lansdown, D. A. (2021). Radiographic shoulder parameters and their relationship to outcomes following rotator cuff repair : A systematic review. *Shoulder & Elbow*, *13*(4), 371-379. <https://doi.org/10.1177/1758573219895987>
- Zhang, C. (2016). *Contribution à la modélisation morphofonctionnelle 3D de l'épaule* [Phd, École de technologie supérieure]. <http://espace.etsmtl.ca/1854/>
- Zhao, J., Luo, M., Liang, G., Pan, J., Han, Y., Zeng, L., Yang, W., & Liu, J. (2022). What Factors Are Associated with Symptomatic Rotator Cuff Tears : A Meta-analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *480*(1), 96-105. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000001949>
- Zhao, J., Luo, M., Pan, J., Liang, G., Feng, W., Zeng, L., Yang, W., & Liu, J. (2021). Risk factors affecting rotator cuff retear after arthroscopic repair : A meta-analysis and systematic review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *30*(11), 2660-2670. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2021.05.010>

## **Annexes**

**Annexe 1 : Article « Morphologic and radiologic parameters correlating to shoulder function at diagnosis for patients with rotator cuff tear »**



# Morphologic and radiologic parameters correlating to shoulder function at diagnosis for patients with rotator cuff tear

Anne-Marie Cauchon<sup>a</sup>, Patrice Tétreault, MD, MSc<sup>a</sup>, Clarisse Bascans, MSc<sup>b</sup>, Wafa Skalli, PhD<sup>c</sup>, Nicola Hagemester, PhD<sup>b,\*</sup>

<sup>a</sup>University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada

<sup>b</sup>École de Technologie Supérieure, Montreal, Quebec, Canada

<sup>c</sup>Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

**Background:** The magnetic resonance imaging (MRI) parameters used to diagnose rotator cuff tears are weakly correlated to shoulder function. Our hypothesis was that adding 3-dimensional morphologic parameters resulting from biplanar radiographs (3DXR parameters) to the MRI parameters would improve this correlation.

**Methods:** We assessed 52 patients with rotator cuff tears with an EOS Imaging radiographic examination, MRI study, and clinical evaluation of the shoulder, as well as the Constant score. The bones of the 52 shoulders were reconstructed 3-dimensionally, and eleven 3DXR parameters were automatically extracted. First, the trueness and reliability of these parameters were evaluated. Then, bivariate correlations between each parameter and the Constant score were made. A linear regression model was subsequently built to correlate the 11 parameters and 5 MRI findings with shoulder function at diagnosis, as assessed by the Constant score.

**Results:** The parameters showed good trueness and reliability of most 3DXR parameters. Supraspinatus tear extension, muscle atrophy, and the distance between the greater and deltoid tuberosities were the only parameters with a statistically significant correlation to a lower Constant score ( $P < .05$ ) in the bivariate study. These correlations were either weak or negligible. A regression model was successfully built with one MRI parameter and four 3DXR parameters. Correlation to function increased from 16.7% to 43.3% with this model.

**Conclusion:** For patients with rotator cuff tears, the combination of MRI and 3DXR parameters of the shoulder in a linear regression model improves the correlation with the Constant score (shoulder function) at diagnosis.

**Level of evidence:** Level IV; Case Series; Prognosis Study

© 2020 Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees. All rights reserved.

**Keywords:** Rotator cuff tear; shoulder morphology; 3D reconstruction of shoulder; shoulder function; linear regression model; radiology of shoulder

This study was approved by the ethical committees of École de Technologie Supérieure (study no. CE09.261) and the Centre Hospitalier de l'Université de Montréal Research Center (study no. H20100103).

\*Reprint requests: Nicola Hagemester, PhD, 900 Saint-Denis St, 11th Floor, H2X 0A9 Montreal, Quebec, Canada

E-mail address: [nicola.hagemester@etsmtl.ca](mailto:nicola.hagemester@etsmtl.ca) (N. Hagemester).

Rotator cuff tears (RCTs) are frequent, affecting 62% of patients aged  $\geq 80$  years<sup>41</sup> and 20.7% of the general population.<sup>46</sup> This pathology is responsible for  $>50\%$  of shoulder pain cases<sup>14</sup> and can be treated surgically<sup>32</sup> or conservatively. The conservative treatment options include physical therapy, nonsteroidal anti-inflammatory drugs, and corticosteroid injections.<sup>1,34</sup> The clinical symptoms usually



manifest as effort-related shoulder pain, pain at night, and weakness.<sup>21</sup> The magnetic resonance imaging (MRI) parameters can vary from partial tearing of the supraspinatus tendon to an extended tear involving the subscapularis, supraspinatus, and infraspinatus, which results in retraction and fatty infiltration.<sup>19,21</sup> However, these MRI parameters have a weak correlation with the patient's function and pain level.<sup>10,16,24,33,36</sup> Specific morphologic parameters, such as the critical shoulder angle,<sup>30</sup> have been investigated. Moor et al<sup>30</sup> showed that an angle  $< 35^\circ$  was a predictor of glenohumeral arthritis whereas an angle  $> 35^\circ$  predicted the risk of RCT development. However, this parameter alone was not associated with the functional level.

To our knowledge, MRI and morphologic parameters have never been combined to predict shoulder function. Our hypothesis was that adding 3-dimensional (3D) morphologic parameters resulting from biplanar radiographs (3DXR parameters) to the MRI parameters would improve the correlation to shoulder function for patients with RCTs. To this end, we created a regression model to improve the correlation between a shoulder functional assessment score (Constant score) and a combination of MRI parameters and 3DXR parameters extracted from a semiautomated 3D reconstruction technique. Because the reconstruction technique used was developed recently, we conducted a repeatability study to ensure that the 3DXR parameters extracted from the constructed models were reproducible and accurate.

## Materials and methods

This was a prospective study of patients with at least a complete tear of the supraspinatus.

### Data bank

We used data from 52 participants, recruited between August 2010 and May 2013, with no less than a full-thickness tear of the supraspinatus in 1 shoulder. All patients gave their informed consent.

Every participant was assessed by a clinical examination (Neer, Hawkins, Jobe, Gerber, and scarf tests), the Constant score, an MRI study, and radiographs of the involved shoulder. The Constant score is a questionnaire that quantifies the patient's shoulder function by evaluating pain, daily living activities, range of motion, and strength.<sup>9</sup> We used the updated version, which is adjusted for age and sex.<sup>9</sup> The radiographs were taken with an EOS Imaging system (Paris, France), which is a biplanar, low-dose radiographic system that takes 2 orthogonal radiographic views simultaneously, allowing for subsequent 3D reconstruction of the bony structures. The participants were in a standing position, at an angle of  $30^\circ$  with respect to the radiographic plane, with the arms at rest alongside their body. We chose this angle, which is very close to a Grashey view, because it avoids the superposition of shoulder structures on radiographs.<sup>48</sup>

## 3D reconstruction

The shoulder bones were reconstructed 3-dimensionally from the radiographic images using in-house software (Arts et Métiers ParisTech, Paris, France, and LIO, Montréal, Canada) together with a semiautomated technique coded on MATLAB (The MathWorks, Natick, MA, USA) and developed by Zhang<sup>48</sup> in 2016. The operator needs to identify a few anatomic landmarks or regions on each radiograph, and a generic contour model is automatically adjusted to these landmarks (Fig. 1). In almost all cases, a slight manual adjustment is needed to best fit the participant's bones, especially in the acromial region.

### Evaluation of 3D reconstruction

The trueness and reliability of the reconstruction method were assessed according to the International Organization for Standardization standard ISO 5725-2:1994. "Trueness" refers to the closeness of agreement between a reference value and a measured value. In our case, it refers to how close the 3D reconstruction of the proposed method is to a reference 3D reconstruction using computed tomography scans. "Reliability" refers to the repeatability of the method when different observers use it at different times. It gives a sense of how observers affect the result.

### Trueness of method using 3D reconstructions from cadavers as benchmarks

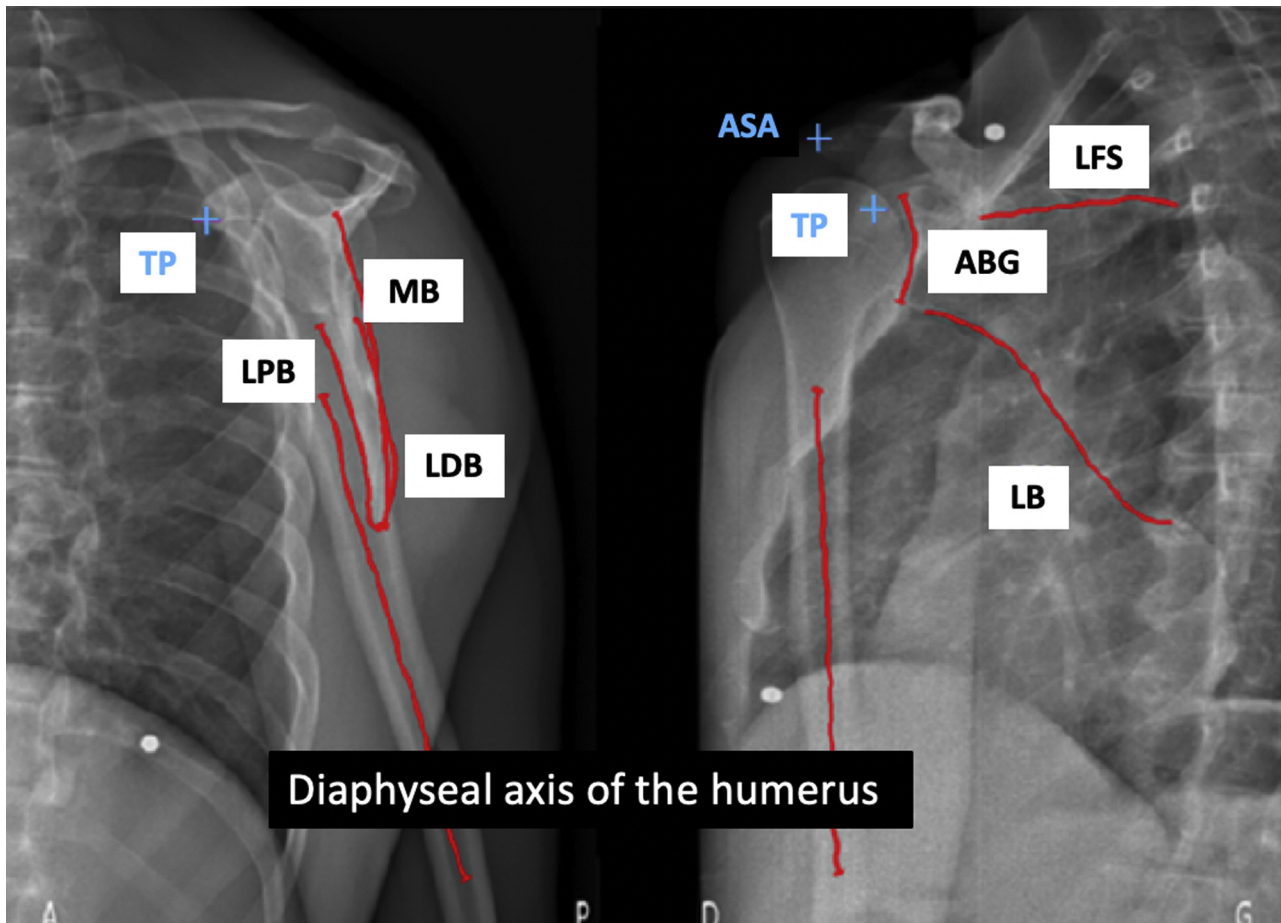
The trueness of the reconstructed model was evaluated with the root mean square (RMS) using the shoulders from 6 cadavers. The shoulders were scanned with a Siemens Somatom Sensation 16 three-dimensional scanner (Erlangen, Germany) and reconstructed with Avizo software (version 7.1; Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA). These 3D models were used as a benchmark. The 3D model of each cadaver then underwent virtual radiography with the same calibration as the EOS Imaging system, and the "ray casting" algorithm that removes soft tissues<sup>45</sup> was used to produce digitally reconstructed radiographs (DRRs). These DRR images were reconstructed 3-dimensionally 3 times by an observer. The mean of these 3 reconstructions was compared with the model from the scanner with the RMS according to Equation 1:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{v_A \in S(A)} d^2(v_A, S(B))}{|S(A)|}} \quad (1)$$

where  $|S(A)|$  is the number of vertices of the reconstructed model and  $d(v, S(B))$  is the distance function between a random vertex  $v$  of the reconstructed mesh  $S(A)$  and the reference surface model  $S(B)$ .<sup>22</sup> The latter was calculated as shown in Equation 2:

$$d(v, S(B)) = \min_{v_B \in S(B)} \|v - v_B\| \quad (2)$$

where  $v_B$  is a vertex from the reference surface model  $S(B)$ . The trueness of the 3DXR parameters extracted from the 3D reconstruction was evaluated with the mean bias. The bias corresponds to the difference between the value of a parameter extracted from a reconstruction and its value when measured on the reference model. Because each of the 6 cadavers was reconstructed 3 times, the trueness of a parameter corresponds to the mean of the 18 calculated biases.



**Figure 1** Identification of contours (red) and anatomic points (blue cross) used for 3-dimensional reconstruction. ASA, anterosuperior point of acromion; LFS, inferior line of supraspinatus fossa; TP, tip of coracoid process; MB, medial border; ABG, anterior border of glenoid; LPB, lateral proximal border; LDB, lateral distal border; LB, lateral border. (Original source: Bascans C. Évaluation morphofonctionnelle de l'épaule [master's thesis]. Montreal: École de Technologie Supérieure; 2018. Available at <http://espace.etsmtl.ca/2160/>.)

### Reliability of reconstruction method on patients' radiographs

The reliability of the technique was assessed with another set of data containing the radiographs of 12 participants. Each shoulder was reconstructed twice by 2 observers. For each parameter, the reliability ( $S_{R_i}^2$ ) was calculated according to Equation 3:

$$S_{R_i}^2 = S_{L_i}^2 + S_{r_i}^2 \quad (3)$$

where  $S_{r_i}^2$  is the intraobserver variability and  $S_{L_i}^2$  is the interobserver variability. The global reliability ( $S_R$ ) was calculated according to Equation 4:

$$S_R = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n S_{R_i}^2}{n}} \quad (4)$$

The  $S_R$  value was multiplied by 2 (ie,  $2 \times S_R$ ) to estimate the 95% confidence interval (CI) of the global reliability of a parameter.

To summarize, trueness was assessed on 3D reconstructions from cadaveric specimens. For each cadaver, we (1) used a 3D scanner to create a benchmark model, (2) produced DRRs, (3) reconstructed the shoulder from the DRRs 3 times, (4) determined

the mean of the 3 reconstructions, (5) calculated the differences between the mean of the 3 reconstructions and the benchmark (Equation 2), and (6) calculated the RMS to evaluate the trueness of the reconstruction technique (Equation 1). Reliability was assessed on a set of radiographs from 12 patients reconstructed 3 times by 2 different operators. For each parameter, the reliability was calculated as the 95% CI.

### Regression model

This study is a first attempt to improve our comprehension of shoulder function with MRI and 3DXR parameters. We chose to start with the simplest type of regression model: the linear regression model.

The following eleven 3DXR parameters were used to build the regression model:

- Height, width, positional inclination, morphologic inclination, and version of the glenoid
- Critical shoulder angle
- Subacromial distance
- Offset of the humeral head from the glenoid

- Simplified path of the deltoid including (1) the distance between the middle of the lateral border of the acromion and the greater tuberosity and (2) the distance between the greater and deltoid tuberosities
- Radius of the humeral head

The inclinations are measured from a line connecting the upper and lower borders of the glenoid. The positional inclination is the angle between this line and a vector perpendicular to the ground. The morphologic inclination is the angle between this line and a vector that is perpendicular to a line connecting the trigonum spinae of the scapula and the functional center of the glenoid.

The aforementioned parameters were chosen because they are either considered risk factors for RCT development or used by orthopedic surgeons for surgical planning.<sup>4,6,8,11,18,23,25,27,30,35,39,40,44</sup> In addition, 5 MRI parameters were included in the model for the same reasons:

- Retraction of the supraspinatus tear, which corresponds to the distance between the medial margin of the tendon footprint and the tip of the torn tendon in the frontal plane<sup>7</sup>
- Extension of the supraspinatus tear, measured in the sagittal plane as the distance between the pathologic area and the superior facet of the greater tuberosity<sup>7</sup>
- Muscle atrophy as assessed by Thomazeau et al<sup>42</sup>
- Fatty infiltration of the supraspinatus as measured by Goutallier et al<sup>20</sup>
- Fatty infiltration of the infraspinatus as measured by Goutallier et al<sup>20</sup>

To make sure that none of the parameters taken individually was strongly correlated to the Constant score, we began with bivariate correlations between each parameter and the Constant score. If none of the parameters has a strong correlation with the Constant score, the use of a regression model with >1 parameter is justified. We then used SPSS software (2016 release; IBM, Armonk, NY, USA) to build a linear regression model based on Equation 5:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 + \dots + \beta_k X_k + \varepsilon \quad (5)$$

where  $\varepsilon$  is the residual value and  $\beta_0$  is the value of  $Y$  when all the dependent variables are equal to 0. The dependent variable was shoulder function of the 52 patients affected by RCTs, as assessed by the adjusted Constant score. The Constant score was chosen because it gives a general aspect of shoulder function by assessing pain, activities of daily living, mobility, and strength of the shoulder.<sup>2</sup> It is recommended by the European Society for Surgery of the Shoulder and the Elbow as well as by the German Society of Shoulder and Elbow Surgery.<sup>2</sup>

The independent variables were the 3DXR parameters extracted from the 3D reconstructions and the MRI parameters extracted from the MRI scans. The variables were added to the regression model one at a time, starting with the variable that had the strongest correlation with the dependent variable. The variables were retained if they had a significant impact on the Constant score (ie,  $P < .05$ ). With every additional parameter integrated into the model, the variables previously added were re-evaluated to ensure they were still significant in the new model.<sup>47</sup>

The significance of the model was validated using an analysis of variance with a threshold of 5% ( $P < .05$ ). The independence of

**Table I** Study population

Characteristic	Data
Patients, n	52
Age, mean (SD), yr	56 (7)
Sex, n (%)	
Male	32 (62)
Female	20 (38)
Supraspinatus full-thickness tear, n (%)	52 (100)
Supraspinatus tear extension in sagittal plane, mean (SD), mm	10 (2)
Supraspinatus tear retraction in frontal plane, mean (SD), mm	26 (11)
Infraspinatus, n (%)	
Partial tear	8 (15)
Massive tear	43 (83)
Subscapularis, n (%)	
Partial tear	13 (25)
Massive tear	8 (16)
Teres minor, n (%)	
Partial tear	1 (2)
Massive tear	0 (0)

SD, standard deviation.

the residual values was validated with the Durbin-Watson test, and their normal distribution was observed visually on a graphic.

## Results

### Data bank

Table I describes the demographic information of the 52 RCT patients included in this study.

### Evaluation of 3D reconstruction technique

#### Trueness of reconstruction model

The trueness of the reconstruction model, as evaluated by the RMS, is presented in Table II. The RMS for the whole scapula ranged between 2.1 and 3.7 mm, with a mean of 3.2 mm, corresponding to 1 standard deviation. The RMS of the scapula's glenoid region ranged between 1.3 and 2.4 mm, with a mean of 1.8 mm. The maximal error was located in the superior part of the medial border of the glenoid. The RMS of the humerus varied between 2.0 mm and 4.4 mm, which corresponds to 1 standard deviation.

#### Trueness of extracted 3DXR parameters

The trueness of the extracted parameters was represented by the mean bias of the reconstructions (Table III). A smaller bias indicates better trueness. The mean bias of the parameters varied between -2.7 mm and 2.1 mm for the distances.

**Table II** Evaluation of trueness of reconstruction model

Subject No.	Mean of 3 reconstructions, mm							
	Scapula				Humerus			
	Global		Glenoid		Global		Superior part	
	RMS	Max (AV)	RMS	Max (AV)	RMS	Max (AV)	RMS	Max (AV)
1	3.7	13.6	2	4.7	2.9	9.8	2.4	5.7
2	3.5	11.3	1.8	4.1	2.6	8.9	2.3	5.1
3	2.1	8.8	2.4	6.2	2.2	6.8	2.1	4.3
4	3.1	10.4	1.3	2.7	2.2	5.9	1.8	4
5	3.3	13	1.9	5.2	2	6.3	1.5	4
6	3.2	12.4	1.6	3.7	3.5	11.8	2.7	6.9
Mean	3.2	11.6	1.8	4.4	4.4	9.4	2.3	5.3

RMS, root mean square; Max, maximum; AV, absolute value.

**Table III** Evaluation of trueness of 3DXR parameters extracted from 3D reconstruction of each cadaver as mean bias

3DXR parameter	Bias						Mean
	Mean of 3 reconstructions by subject						
	1	2	3	4	5	6	
Glenoid height, mm	1.5	0.9	-0.8	-0.5	2.0	-0.5	0.4
Glenoid width, mm	3.4	-0.5	1.0	0.0	-0.8	-2.1	0.2
Glenoid positional inclination, °	4	1	-3	1	1	4	1
Glenoid morphologic inclination, °	-1	2	6	-3	1	-3	0
Glenoid version, °	2	1	2	3	1	-1	1
Critical shoulder angle, °	5	-3	-3	3	-1	4	1
Subacromial distance, mm	-1.1	1.3	-1.5	2.7	-1.9	-1.2	-0.3
Humeral head offset, mm	5.5	1.8	-3.4	-1.1	0.6	9.3	2.1
Acromion-greater tuberosity distance, mm	-0.2	-2.9	-6.0	1.3	-3.6	-5.0	-2.7
Greater tuberosity-deltoid tuberosity distance, mm	-1.0	-1.2	-1.5	1.0	-0.8	2.4	-0.2
Humeral head radius, mm	-0.4	-1.1	-0.1	0.2	-0.4	0.2	-0.3

3D, 3-dimensional; 3DXR, 3-dimentional morphologic parameters resulting from biplanar radiographs.

### Reliability of extracted 3DXR parameters

The reliability was measured by the 95% CI (Table IV), in which a smaller interval is associated with better reliability. The most repeatable parameter was glenoid version (95% CI = 1). The reliability of the distance between the greater and deltoid tuberosities and the critical shoulder angle was weak, with a 95% CI  $\geq 5$  mm.

### Bivariate correlations

Table V presents the correlation between the adjusted Constant score and each of the MRI and 3DXR parameters individually. Only 3 parameters were found to have a significant correlation with the Constant score: supraspinatus extension ( $P = .003$ ), muscle atrophy ( $P = .029$ ), and distance between the greater and deltoid tuberosities ( $P = .041$ ).

The coefficient of correlation ( $r$ ) indicates the strength of the correlation with each parameter and whether it is positive or negative. Correlations with a coefficient between 0.3 and 0.5 are considered weak, and those with  $r < 0.3$  are negligible.<sup>31</sup> Thus, the distance between the greater and deltoid tuberosities had a negligible correlation with the adjusted Constant score, whereas muscle atrophy and the extension of the supraspinatus had weak correlations. The extension of the supraspinatus tear had the strongest correlation with the Constant score.

### Multiple regression model

The multiple regression model was successfully built starting with the variable that had the strongest bivariate correlation with the Constant score: the extension of the supraspinatus tear. The final model contained one MRI

**Table IV** Ninety-five percent CIs for eleven 3DXR parameters

3DXR parameter	95% CI
Glenoid height, mm	2.8
Glenoid width, mm	2.0
Glenoid positional inclination, °	5
Glenoid morphologic inclination, °	5
Glenoid version, °	1
Critical shoulder angle, °	4
Subacromial distance, mm	2.8
Humeral head offset, mm	2.5
Acromion–greater tuberosity distance, mm	5.0
Greater tuberosity–deltoid tuberosity distance, mm	6.5
Humeral head radius, mm	1.3

CI, confidence interval; 3DXR, 3-dimensionnal morphologic parameters resulting from biplanar radiographs.

parameter and four 3DXR parameters that had a significant impact on the Constant score when combined, as seen in Equation 6:

$$Y = 167.43 + (-4.3) \times X_1 + (-1.0) \times X_2 + 1.3 \times X_3 + 11 \times X_4 + (-1.8) \times X_5 + \varepsilon$$

where  $X_1$  is extension of the supraspinatus;  $X_2$ , distance between the greater and deltoid tuberosities;  $X_3$ , offset of the humeral head from the glenoid;  $X_4$ , glenoid version; and  $X_5$ , subacromial distance.

Each of the model's significant parameters and its coefficient are presented in Table VI. The  $R^2$  coefficient of this model is 0.433, which means that the model explains 43.3% of the variability of the adjusted Constant score among patients with RCTs at diagnosis. The column showing variation in  $R^2$  indicates the percentage change in the Constant score, as explained by each parameter. Thus, the extension of the supraspinatus explains 16.7% of the variability, the distance between the greater and deltoid tuberosities explains 7.9%, and so on. Every parameter significantly contributes to the model because the  $P$  value of the variation of  $R^2$  is below the significance threshold of .05 for all parameters.

## Discussion

The MRI parameters currently used to evaluate RCTs are moderately correlated with function and pain levels.<sup>10,16,24,36</sup> In this study, we were able to validate a 3D reconstruction technique for the shoulder bones. From this reconstruction, 3DXR parameters were automatically extracted. The trueness and reliability of these parameters were successfully evaluated. The distance between the greater and deltoid tuberosities had the best trueness (–0.3 mm) but the worst reliability (6.5 mm). This finding could be caused by the poor visibility of the deltoid insertion on the humerus on radiographs. All the other parameters showed good trueness and reliability. Our hypothesis was

**Table V** Bivariate correlations with Constant score

Parameter	Correlation coefficient ( $r$ )	$P$ value
Supraspinatus extension	–0.409	.003*
Muscle atrophy	–0.303	.029*
Distance between greater and deltoid tuberosities	–0.285	.041*
Fatty involution of supraspinatus	–0.21	.128
Fatty involution of infraspinatus	–0.192	.173
Supraspinatus retraction	–0.188	.183
Distance between acromion and greater tuberosity	–0.161	.255
Subacromial distance	–0.126	.375
Glenoid height	–0.125	.377
Glenoid length	–0.117	.410
Glenoid version	0.102	.472
Humeral head radius	–0.095	.505
Glenoid morphologic inclination angle	–0.086	.542
Glenoid positional inclination angle	–0.086	.545
Humeral head offset from glenoid	0.062	.662
Critical shoulder angle	0.002	.988

\* Statistically significant ( $P < .05$ ).

that these 3DXR parameters could explain, at least in part, the shoulder functional level by means of a regression model for patients with at least a complete tear of the supraspinatus.

According to the results of the bivariate correlations, none of the parameters had a strong correlation with the Constant score. This finding supports the relevance of building a linear regression model with >1 parameter to explain the Constant score.

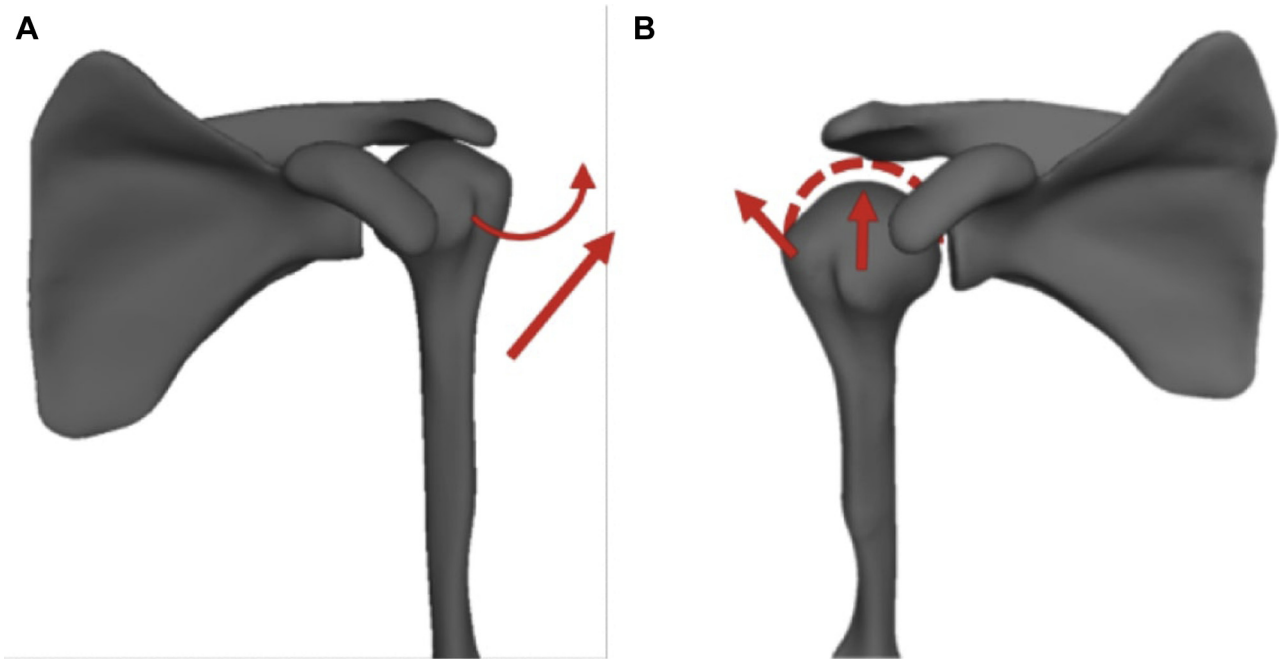
Among the 5 commonly used MRI parameters tested in this study, only 1 parameter (supraspinatus extension) had a significant ( $P = .03$ ) but weak ( $r = -0.41$ , so  $0.3 < |r| < 0.5$ ) correlation with the adjusted Constant score. In the regression model, this parameter only explains 16.7% of the Constant score variability if used alone. Adding four 3DXR parameters (distance between the greater and deltoid tuberosities, glenoid version, humeral head offset, and subacromial distance) explains 43.3% of the Constant score's variability, confirming that shoulder morphology plays a role in shoulder function in RCT cases.

According to our results, a greater humeral head offset (ie, the distance between the functional center of the glenoid and the greater tuberosity of the humerus) and a more anteriorly tilted glenoid were associated with a better Constant score. No association between these 2 parameters and shoulder function is found in the literature. Nevertheless, Iannotti et al<sup>27</sup> (1992) determined that a larger offset implies that the greater tuberosity is farther from the glenoid, giving the deltoid a larger moment arm. This could allow the deltoid to compensate for the torn tendons and explain why a larger offset was associated with a better Constant score in our study.

**Table VI** Significant parameters and their coefficients

Parameter	Coeff $\beta_i$	Coeff stand	Sig ( <i>P</i> value)	Variation of $R^2$	Sig var $R^2$
$X_1$ : extension of supraspinatus	-4.3	-0.52	<.001	0.167	0.003
$X_2$ : distance between greater and deltoid tuberosities	-1.0	-0.49	<.001	0.079	0.028
$X_3$ : offset of humeral head from glenoid	-1.3	0.26	.035	0.065	0.038
$X_4$ : glenoid version	11	0.31	.015	0.0563	0.046
$X_5$ : subacromial distance	-1.8	-0.27	.026	0.066	0.026

*Coeff*, coefficient; *Coeff stand*, standardized coefficient; *Sig (P value)*, P value of the coefficients; *Sig var R<sup>2</sup>*, P value of the variation of R<sup>2</sup>.



**Figure 2** Hypothesized impact of subacromial distance on shoulder function. (A) Left shoulder with subacromial distance of 0.80 mm. (B) Right shoulder with subacromial distance of 11.1 mm. When the humeral head is farther below the acromion, the deltoid first lift it to the position illustrated by the *dashed lines*. It then applies the force illustrated by the *left arrow* to abduct the arm. (Original source: Bascans C. Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule [master's thesis]. Montreal: École de Technologie Supérieure; 2018. Available at <http://espace.etsmtl.ca/2160/>.)<sup>3</sup>

We also demonstrated that the extension of the supraspinatus tear, the subacromial distance, and the distance between the greater and deltoid tuberosities have a negative correlation with the Constant score. As expected, on the basis of the literature, a larger extension of the complete supraspinatus tear was associated with a lower Constant score.<sup>38</sup> This association is understandable because a complete tear points to greater loss of function of this muscle. Supraspinatus atrophy was not in the final regression model even though it had a significant bivariate correlation with the Constant score. Previous research showed that atrophy of the supraspinatus correlates with its extension,<sup>37</sup> and in our study, the bivariate correlation between these 2 parameters was significant ( $P = .001$ ). Because the extension of the supraspinatus tear was added first to the regression model, the atrophy did not provide significant additional information and was not retained by the model.

Contrary to our results, studies have concluded that a larger subacromial distance is associated with better shoulder function.<sup>12,13,17</sup> To explain our results, we hypothesize that a small subacromial space could be the consequence of the supraspinatus tendon tear and upward migration of the humeral head. Therefore, when the subacromial space is larger, the head of the humerus is farther below the acromion and the deltoid needs to lift it before being able to elevate the arm. This would reduce the deltoid's functional capacity (Fig. 2). Moreover, our study population had a mean subacromial distance that is quite substantial ( $6.9 \pm 2.6$  mm) compared with other studies' RCT patients.<sup>28</sup> This could explain why the subacromial distance did not affect function negatively. Of note, only 3 participants showed signs of erosion of the acromion.

To our knowledge, there is no specific correlation between the adjusted Constant score and the distance between the greater and deltoid tuberosities. Indeed, its

impact on shoulder function has yet to be studied. The distance between the greater tuberosity and deltoid tuberosity corresponds to the distance between the insertion of the deltoid on the lateral humerus and the insertion of the supraspinatus and infraspinatus on the greater tuberosity. We believe that when this distance is smaller, the deltoid's muscle fibers are more aligned with the fibers of the supraspinatus and infraspinatus, allowing better compensation when the tendons are torn. A lower insertion point of the deltoid muscle on the humerus, on the contrary, implies a more vertical orientation of the muscle fibers and an insertion farther below the center of rotation of the humeral head, thereby possibly causing an antagonistic effect with the rotator cuff.

As expected from the literature, the critical shoulder angle did not significantly increase the correlation of the linear regression model with shoulder function. In other studies, the critical shoulder angle was strongly associated with the risk of RCT development and the risk of retear after surgical repair of the rotator cuff but was not correlated with shoulder function once the tear was present.<sup>15,30,44</sup>

There are some limitations in our study. The use of the Constant score is one limitation. Because it is mainly used to assess shoulder function before and after surgery, there is no threshold for good or bad function at a certain time point. Furthermore, the Constant score is a global evaluation of the shoulder. It would be interesting to build different regression models to explain specific aspects of shoulder function, such as pain and shoulder mobility. Another limitation is that the regression model was built with parameters of variable reliability because they were extracted from a reconstruction method that was not fully automated. Moreover, 14 parameters were considered to build the regression model, and 5 of them were retained in the final model. Other parameters could have been considered initially, such as the length of the acromion. This parameter could have an important impact on the shoulder's range of motion according to Humphries et al<sup>26</sup> (2017) and has been associated with RCTs in several studies.<sup>5,29,43</sup>

An important part of the variability in the Constant score results remains unexplained. Therefore, other types of correlations and other parameters should be tested. Muscular parameters, such as the muscular volume of the deltoid and cuff, could have an impact on shoulder function as well and could be added to the regression model in the future. Our regression model could also be applied to patients presenting with simple tendinitis or partial tearing of the supraspinatus and pathologies unrelated to the rotator cuff to find a correlation between function and 3DXR parameters.

## Conclusion

We were able to validate a semiautomated 3D reconstruction technique that automatically computes 3D

morphologic parameters resulting from biplanar radiographs (3DXR) of the shoulder bones. We were also able to build a regression model that explains 43.3% of the variability in the Constant score at diagnosis for patients with RCTs. This study is a first attempt to enhance our comprehension of shoulder function using both MRI and 3DXR parameters. Further research would allow our comprehension to keep improving.

## Acknowledgments

The authors thank Kathleen Beaudoin for English editing of this article.

## Disclaimer

This study was supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (grant no. RGPIN-2017-04080).

The authors, their immediate families, and any research foundations with which they are affiliated have not received any financial payments or other benefits from any commercial entity related to the subject of this article.

## References

1. Agarwalla A, Cvetanovich GL, Gowd AK, Romeo AA, Cole BJ, Verma NN, et al. Epidemiological analysis of changes in clinical practice for full-thickness rotator cuff tears from 2010 to 2015. *Orthop J Sports Med* 2019;7:2325967119845912. <https://doi.org/10.1177/2325967119845912>.
2. Angst F, Schwyzer H-K, Aeschlimann A, Simmen BR, Goldhahn J. Measures of adult shoulder function: Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (DASH) and its short version (Quick-DASH), 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)* 2011;63(Suppl 11):S174-88. <https://doi.org/10.1002/acr.20630>
3. Bascans C. Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule [Morpho-fonctionnal shoulder assessment] [French]. 2018. <http://espace.etsmtl.ca/2160/>. Accessed February 6, 2020.
4. Beeler S, Hasler A, Götschi T, Meyer DC, Gerber C. Critical shoulder angle: acromial coverage is more relevant than glenoid inclination. *J Orthop Res* 2019;37:205-10. <https://doi.org/10.1002/jor.24053>
5. Bigliani L. The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. *Orthop Trans* 1986;228.
6. Blonna D, Giani A, Bellato E, Mattei L, Caló M, Rossi R, et al. Predominance of the critical shoulder angle in the pathogenesis of degenerative diseases of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* 2016;25:1328-36. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.11.059>

7. Bureau NJ, Deslauriers M, Lepage-Saucier M, Rouleau DM, Roy A, Tétreault P, et al. Rotator cuff tear morphologic parameters at magnetic resonance imaging: relationship with muscle atrophy and fatty infiltration and patient-reported function and health-related quality of life. *J Comput Assist Tomogr* 2018;42:784-91. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000740>
8. Cay N, Tosun Ö, Doğan M, Karaođlanođlu M, Bozkurt M. The effect of morphometric relationship between the glenoid fossa and the humeral head on rotator cuff pathology. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2012;46:325-31. <https://doi.org/10.3944/aott.2012.2807>
9. Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Søjbjerg JO, Gohlke F, Boileau P. A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:355-61. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.06.022>
10. Curry EJ, Matzkin EE, Dong Y, Higgins LD, Katz JN, Jain NB. Structural characteristics are not associated with pain and function in rotator cuff tears: the ROW Cohort Study. *Orthop J Sports Med* 2015; 3:2325967115584596. <https://doi.org/10.1177/2325967115584596>
11. Daggett M, Werner B, Collin P, Gauci M-O, Chaoui J, Walch G. Correlation between glenoid inclination and critical shoulder angle: a radiographic and computed tomography study. *J Shoulder Elbow Surg* 2015;24:1948-53. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.07.013>
12. de Oliveira França F, Godinho AC, Ribeiro EJS, Falster L, Búriogo LEG, Nunes RB. Evaluation of the acromiohumeral distance by means of magnetic resonance imaging umerus. *Rev Bras Ortop* 2016;51:169-74. <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2016.01.008>
13. Deranlot J, Herisson O, Nourissat G, Zbili D, Werthel JD, Vigan M, et al. Arthroscopic subacromial spacer implantation in patients with massive irreparable rotator cuff tears: clinical and radiographic results of 39 retrospective cases. *Arthroscopy* 2017;33:1639-44. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.03.029>
14. Dinnes J, Loveman E, McIntyre L, Waugh N. The effectiveness of diagnostic tests for the assessment of shoulder pain due to soft tissue disorders: a systematic review. *Health Technol Assess* 2003;7:iii. 1-166. <https://doi.org/10.3310/hta7290>
15. Docter S, Khan M, Ekhtiari S, Veillette C, Paul R, Henry P, et al. The relationship between the critical shoulder angle and the incidence of chronic, full-thickness rotator cuff tears and outcomes after rotator cuff repair: a systematic review. *Arthroscopy* 2019;35:3135-43.e4. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.05.044>
16. Dunn WR, Kuhn JE, Sanders R, An Q, Baumgarten KM, Bishop JY, et al. Symptoms of pain do not correlate with rotator cuff tear severity: a cross-sectional study of 393 patients with a symptomatic atraumatic full-thickness rotator cuff tear. *J Bone Joint Surg Am* 2014;96:793-800. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.01304>
17. Ellman H, Hunker G, Bayer M. Repair of the rotator cuff. End-result study of factors influencing reconstruction. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68:1136-44.
18. Engelhardt C, Farron A, Becce F, Place N, Pioletti DP, Terrier A. Effects of glenoid inclination and acromion index on humeral head translation and glenoid articular cartilage strain. *J Shoulder Elbow Surg* 2017;26:157-64. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.05.031>
19. Fermont AJM, Wolterbeek N, Wessel RN, Baeyens J-P, de Bie RA. Prognostic factors for successful recovery after arthroscopic rotator cuff repair: a systematic literature review. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44:153-63. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4832>
20. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res* 1994;78-83.
21. Greene WB. *Netter's orthopaedics*. 1st ed. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2006.
22. Heimann T, van Ginneken B, Styner MA, Arzhaeva Y, Aurich V, Bauer C, et al. Comparison and evaluation of methods for liver segmentation from CT datasets. *IEEE Trans Med Imaging* 2009;28:1251-65. <https://doi.org/10.1109/TMI.2009.2013851>
23. Heuberger PR, Plachel F, Willinger L, Moroder P, Laky B, Pauzenberger L, et al. Critical shoulder angle combined with age predict five shoulder pathologies: a retrospective analysis of 1000 cases. *BMC Musculoskelet Disord* 2017;18:259. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1559-4>
24. Hsu JE, Tang A, Matsen FA 3rd. Patient self-assessed shoulder comfort and function and active motion are not closely related to surgically documented rotator cuff tear integrity. *J Shoulder Elbow Surg* 2017; 26:1938-42. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.05.011>
25. Hughes RE, Bryant CR, Hall JM, Wening J, Huston LJ, Kuhn JE, et al. Glenoid inclination is associated with full-thickness rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res* 2003;86-91. <https://doi.org/10.1097/00003086-200302000-00016>
26. Humphries A, Cirovic S, Shaheen AF. Shoulder bone geometry affects the active and passive axial rotational range of the glenohumeral joint. *Am J Sports Med* 2017;45:3010-9. <https://doi.org/10.1177/0363546517716926>
27. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74:491-500.
28. Matcuk GR Jr, Moin P, Cen S. Shoulder measurements on MRI: statistical analysis of patients without and with rotator cuff tears and predictive modeling. *Clin Anat* 2020;33:173-86. <https://doi.org/10.1002/ca.23422>
29. Mohamed RE, Abo-Sheisha DM. Assessment of acromial morphology in association with rotator cuff tear using magnetic resonance imaging. *Egypt J Radiol Nucl Med* 2014;45:169-80. <https://doi.org/10.1016/j.ejrm.2013.11.013>
30. Moor BK, Wieser K, Slankamenac K, Gerber C, Bouaicha S. Relationship of individual scapular anatomy and degenerative rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* 2014;23:536-41. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.11.008>
31. Mukaka MM. Statistics corner: a guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J* 2012;24: 69-71.
32. Nathani A, Smith K, Wang T. Partial and full-thickness RCT: modern repair techniques. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2018;11:113-21. <https://doi.org/10.1007/s12178-018-9465-4>
33. Nové-Josserand L, Saffarini M, Hannink G, Carrillon Y. Influence of pre-operative tear size and tendon retraction on repair outcomes for isolated subscapularis tears. *Int Orthop* 2016;40:2559-66. <https://doi.org/10.1007/s00264-016-3299-8>
34. Oh LS, Wolf BR, Hall MP, Levy BA, Marx RG. Indications for rotator cuff repair: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res* 2007;455:52-63. <https://doi.org/10.1097/BL0.0b013e31802fc175>
35. Pandey V, Vijayan D, Tapashetti S, Agarwal L, Kamath A, Acharya K, et al. Does scapular morphology affect the integrity of the rotator cuff? *J Shoulder Elbow Surg* 2016;25:413-21. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.016>
36. Reyes BA, Hull BR, Kurth AB, Kukowski NR, Mulligan EP, Khazzam MS. Do magnetic resonance imaging characteristics of full-thickness rotator cuff tears correlate with sleep disturbance? *Orthop J Sports Med* 2017;5:2325967117735319. <https://doi.org/10.1177/2325967117735319>
37. Rulewicz GJ, Beaty S, Hawkins RJ, Kissenberth MJ. Supraspinatus atrophy as a predictor of rotator cuff tear size: an MRI study utilizing the tangent sign. *J Shoulder Elbow Surg* 2013;22:e6-10. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2012.10.048>
38. Sambandam SN, Khanna V, Gul A, Mounasamy V. Rotator cuff tears: an evidence based approach. *World J Orthop* 2015;6:902-18. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i11.902>
39. Saygi B, Karahan N, Karakus O, Demir AI, Ozkan OC, Soyulu-Boy FN. Analysis of glenohumeral morphological factors for anterior shoulder instability and rotator cuff tear by magnetic resonance imaging. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2018;26:2309499018768100. <https://doi.org/10.1177/2309499018768100>
40. Tétreault P, Krueger A, Zurakowski D, Gerber C. Glenoid version and rotator cuff tears. *J Orthop Res* 2004;22:202-7. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(03\)00116-5](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(03)00116-5)



41. Teunis T, Lubberts B, Reilly BT, Ring D. A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *J Shoulder Elbow Surg* 2014;23:1913-21. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.08.001>
42. Thomazeau H, Rolland Y, Lucas C, Duval JM, Langlais F. Atrophy of the supraspinatus belly. Assessment by MRI in 55 patients with rotator cuff pathology. *Acta Orthop Scand* 1996;67:264-8.
43. Vaz S, Soyer J, Pries P, Clarac JP. Subacromial impingement: influence of coracoacromial arch geometry on shoulder function. *Joint Bone Spine* 2000;67:305-9.
44. Watanabe A, Ono Q, Nishigami T, Hirooka T, Machida H. Association between the critical shoulder angle and rotator cuff tears in Japan. *Acta Med Okayama* 2018;72:547-51. <https://doi.org/10.18926/AMO/56371>
45. Whitmarsh T, Humbert L, De Craene M, Del Rio Barquero LM, Frangi AF. Reconstructing the 3D shape and bone mineral density distribution of the proximal femur from dual-energy X-ray absorptiometry. *IEEE Trans Med Imaging* 2011;30:2101-14. <https://doi.org/10.1109/TMI.2011.2163074>
46. Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, et al. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *J Shoulder Elbow Surg* 2010;19:116-20. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006>
47. Yergeau E, Poirier M. SPSS à l'UdeS [SPSS at University of Sherbrooke] [French]. 2013 [cited 2018 Jun 23]. <http://spss.espaceweb.usherbrooke.ca>.
48. Zhang C. Contribution à la modélisation morphofonctionnelle 3D de l'épaule [Contribution to 3D morphological modelisation of the shoulder] [French]. 2016. <http://espace.etsmtl.ca/1854/>. Accessed February 6, 2020.

## Annexe 2 : Questionnaire d'évaluation des images

Évaluation de l'image No :

Nom de l'évaluateur :

Estimez votre possibilité d'effectuer un diagnostic en fonction de la qualité globale de l'image :

	Qualité non diagnostique
	Mauvaise qualité d'image, diagnostic douteux
	Qualité d'image acceptable
	Bonne qualité d'image, diagnostic confiant
	Qualité d'image excellente

Évaluez la présence d'artéfacts de mouvement dans cette image :

	Absents
	Faibles
	Modérés
	Significatifs
	Sévères

**Articulation glénohumérale :**

---

Concernant l'**articulation glénohumérale dans son ensemble**, diriez-vous que :

	La structure est non détectable
	La structure est détectable mais toutes les caractéristiques ne sont pas clairement définies
	Toutes les caractéristiques sont clairement définies

---

**Tête Humérale :**

---

Concernant **tête humérale**, diriez-vous que :

	La structure est non détectable
	La structure est détectable mais toutes les caractéristiques ne sont pas clairement définies
	Toutes les caractéristiques sont clairement définies

---

**Glène :**

---

Concernant **glène**, diriez-vous que :

	La structure est non détectable
	La structure est détectable mais toutes les caractéristiques ne sont pas clairement définies
	Toutes les caractéristiques sont clairement définies

---

**Acromion :**

---

Concernant l'**acromion**, diriez-vous que :

	La structure est non détectable
	La structure est détectable mais toutes les caractéristiques ne sont pas clairement définies
	Toutes les caractéristiques sont clairement définies

---

Mesure de la distance sous-acromiale : \_\_\_\_\_ (inscrire NM si l'espace est non mesurable)

**Articulation acromio-claviculaire :**

---

Concernant l'**articulation acromio-claviculaire**, diriez-vous que :

	La structure est non détectable
	La structure est détectable mais toutes les caractéristiques ne sont pas clairement définies
	Toutes les caractéristiques sont clairement définies

---

**Clavicule :**

---

Concernant la **clavicule**, diriez-vous que :

	La structure est non détectable
	La structure est détectable mais toutes les caractéristiques ne sont pas clairement définies
	Toutes les caractéristiques sont clairement définies

---

Mesure de l'espace acromio-claviculaire : \_\_\_\_\_ (inscrire NM si l'espace est non mesurable)

### **Annexe 3 : Score de Constant**

Score de Constant. Haute Autorité de Santé. [https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/reeducation\\_epaule - score de constant.pdf](https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/reeducation_epaule_score_de_constant.pdf)

## Score de Constant

D'après Constant CR, Murley AHG. *A clinical method of functional assessment of the shoulder*. Clin Orthop Relat Res 1987;(214):160-4. Traduction de M. Dougados, avec son aimable autorisation.

### ► Fiche de recueil des résultats

Nom :	Date :
Prénom :	Médecin traitant :
Date de naissance :	Médecin prescripteur :

Date		Début	Milieu	Fin	
<b>Douleur</b> (total sur 15 points)	A. Échelle verbale 0 = intolérable 5 = moyenne 10 = modérée 15 = aucune				
	B. Échelle algométrique Soustraire le chiffre obtenu du nombre 15 0 _____ 15 Absence de douleur _____ douleur sévère				
	<b>Total</b>	<b>A + B / 2 (/15)</b>			
<b>Niveau d'activités quotidiennes</b> (total sur 10 points)	Activités professionnelles/ occupationnelles	travail impossible ou non repris gêne importante gêne moyenne gêne modérée aucune gêne	0 point 1 point 2 points 3 points 4 points		
	Activités de loisirs	impossible gêne importante gêne moyenne	0 point ; 1 point ; 2 points	gêne modérée 3 points aucune gêne 4 points	
	Gêne dans le sommeil exemple : aux changements de position	douleurs insomniantes gêne modérée aucune gêne	0 point 1 point 2 points		
<b>Niveau de travail avec la main</b> (total sur 10 points)	À quelle hauteur le patient peut-il utiliser sa main sans douleur et avec une force suffisante ?	taille xiphoïde	2 points ; 4 points ;	cou tête au dessus de la tête	
<b>Mobilité</b> (total sur 40 points)	Antépulsion (total / 10)	0°-30° 31°-60° 61°-90°	0 point 2 points 4 points	91°-120° 121°-150° >150°	6 points 8 points 10 points
	Abduction (total / 10)	0°-30° 31°-60° 61°-90°	0 point 2 points 4 points	91°-120° 121°-150° < 150°	6 points 8 points 10 points
	Rotation latérale (total / 10)	main derrière la tête, coude en avant main derrière la tête, coude en arrière main sur la tête, coude en avant main sur la tête, coude en arrière élévation complète depuis le sommet de la tête	2 points 4 points 6 points 8 points 10 points		
	Rotation médiale (total / 10)	dos de la main niveau fesse dos de la main niveau sacrum dos de la main niveau L3 dos de la main niveau T12 dos de la main niveau T7-T8	2 points 4 points 6 points 8 points 10 points		
	<b>Force musculaire</b> (total sur 25 points)	Abduction isométrique (élévation antéro-latérale de 90° dans le plan de l'omoplate)	si 90° n'est pas atteint en actif si maintien de 5 s, par 500g	0 point 1 point	
<b>Total</b> (total sur 100 points)	Valeur absolue (en points/100)				
	Valeur pondérée (%)				

**Tableau 1** : Valeur fonctionnelle normale de l'épaule selon l'indice de Constant en fonction de l'âge et du sexe.

Âge	Hommes			Femmes		
	Droit	Gauche	Moyenne	Droit	Gauche	Moyenne
21/30	97	99	98	98	96	97
31/40	97	90	93	90	91	90
41/50	86	96	92	85	78	80
51/60	94	87	90	75	71	73
61/70	83	83	83	70	61	70
71/80	76	73	75	71	64	69
81/90	70	61	66	65	64	64
91/100	60	54	56	58	50	52

## ► Mode de calcul et de présentation des résultats

### • Douleur

Pour le domaine de la douleur, une double appréciation est nécessaire. On demande au patient d'indiquer l'intensité de sa douleur selon une échelle verbale. En l'absence de douleur, la note de 15 lui est attribuée. Autrement, la note sera de 10, 5 ou 0 selon que la douleur est modérée, moyenne ou intolérable. Puis, on utilise une échelle visuelle analogique mesurant 15 cm. Celle-ci sera complétée par le patient après que l'examineur lui ait expliqué de couper d'un trait à l'endroit qui correspond à l'intensité de sa douleur. Précisons l'existence de part et d'autre de cette échelle des chiffres 0 et 15, où 0 signifie l'absence de douleur et 15 une douleur extrême. Le score douloureux définitif sera obtenu en soustrayant le chiffre obtenu du nombre 15 sur l'EVA, pour retomber sur la même échelle de cotation que l'échelle verbale. Puis, les 2 chiffres seront additionnés et leur somme divisée par 2. On obtient ainsi une moyenne des deux appréciations correspondant au score douloureux définitif.

Dans la référence princeps, le score douloureux est effectué sur « le degré de douleur le plus sévère survenant au cours des activités de la vie courante, telles que le travail, la détente, le repos ou la douleur survenant la nuit ».

### • Activités

Pour les domaines concernant l'activité, le médecin note l'information recueillie à l'interrogatoire du patient.

### • Mobilité :

En ce qui concerne le domaine « mobilité », les amplitudes à considérer sont celles qui sont possibles, activement et sans douleur, le patient étant assis sur une chaise sans accoudoir. L'épaule n'étant pas bloquée, on comprend que l'abduction puisse dépasser 90°.

En ce qui concerne le domaine de la force musculaire, son évaluation nécessite d'avoir recours à du matériel dynamomètre dont la sensibilité est d'au moins 500 g fixé au poignet par une bande. Le patient est assis, le bras tendu dans le plan de l'omoplate, c'est-à-dire à 30° d'antépulsion. Le patient doit résister à la poussée vers le bas exprimée par l'examineur, pendant 5 secondes. Le test est répété 5 fois.

### • Autres domaines :

Pour chacun des autres domaines, on attribue les scores dispensés à chacun des items. Le score total est sur 100 points.

### • Pour la présentation des résultats, 3 possibilités :

- ▶ soit présenter séparément chacun des 5 domaines
- ▶ soit présenter la somme en valeur absolue
- ▶ soit présenter la somme en valeur relative par rapport à la normale pour l'âge et le sexe.

Cette dernière technique a l'avantage de pouvoir quantifier au mieux les anomalies (différence d'un individu par rapport à la valeur normale d'un groupe de même âge et de même sexe), et ensuite de proposer une moyenne de ces valeurs dans une étude de groupe de patients hétérogènes (hommes et femmes, jeunes et vieux). Par exemple, si la valeur absolue obtenue chez un homme de 35 ans est de 40 points, alors que la norme pour les hommes de cette tranche d'âge est de 97, alors la valeur « normalisée » sera de -57 points (*tableau 3-1*). En 2008, les auteurs privilégient la valeur « pondérée » qui est le rapport entre la valeur mesurée et la valeur normale, soit une valeur pondérée de 43 % ( $40/97 = 0,43$ ) dans l'exemple ci-dessus.

En ce qui concerne la capacité physiologique dépendant du sexe et de l'âge, il a été proposé des normes à partir des valeurs observées chez des centaines de volontaires, hommes et femmes de tous âges (étude des amplitudes articulaires actives et de la force musculaire en abduction dans le plan de l'omoplate) (*tableau 1*).



## **Annexe 4 : QuickDash canadien-français**

Documents tirés de Durand, M.-J. (2006). French Canadian QuickDash. Institute of Work and Health.

[https://dash.iwh.on.ca/sites/dash/public/translations/QuickDASH\\_French\\_Canada\\_2006.pdf](https://dash.iwh.on.ca/sites/dash/public/translations/QuickDASH_French_Canada_2006.pdf) et

de Durand, M.-J. (2006). French Canadian QuickDash scoring instructions. Institute of Work and Health.

[https://dash.iwh.on.ca/sites/dash/public/translations/Scoring\\_QuickDASH\\_French\\_Canada.pdf](https://dash.iwh.on.ca/sites/dash/public/translations/Scoring_QuickDASH_French_Canada.pdf).

Le

# *Quick*DASH

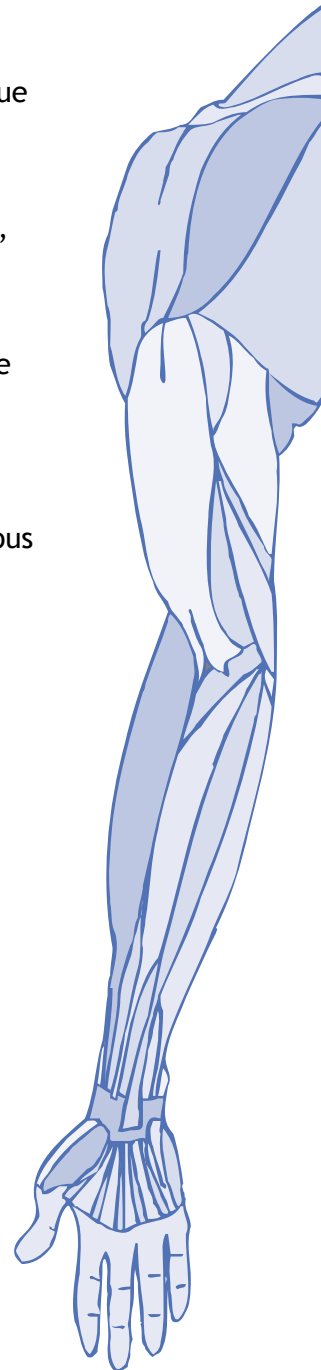
## INSTRUCTIONS

Ce questionnaire porte sur vos symptômes ainsi que sur votre capacité à réaliser certaines activités.

En vous basant sur votre condition de la dernière semaine, veuillez répondre à toutes les questions, en encerclant le numéro approprié.

Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser une activité au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste.

Répondez en vous basant sur votre capacité à réaliser la tâche sans vous soucier de comment vous l'effectuez ou de quelle main vous utilisez pour réaliser l'activité.



## Questionnaire QuickDASH sur les incapacités reliées à une atteinte aux membres supérieurs

Évaluez votre capacité à faire les activités suivantes au cours de la dernière semaine en encerclant le numéro dans la colonne appropriée. Répondez en vous basant sur votre capacité à réaliser la tâche sans vous soucier de comment vous l'effectuez ou de quelle main vous utilisez pour réaliser l'activité.

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. Ouvrir un pot neuf ou fermé serré.	1	2	3	4	5
2. Faire de gros travaux ménagers (ex.: laver les murs, laver les planchers).	1	2	3	4	5
3. Transporter un sac d'épicerie ou un porte-document (valise).	1	2	3	4	5
4. Laver votre dos.	1	2	3	4	5
5. Utiliser un couteau pour couper des aliments.	1	2	3	4	5
6. Activités de loisirs durant lesquelles vous bougez votre bras librement (ex.: jouer au frisbee, au badminton, etc.).	1	2	3	4	5

	Pas du tout	Un peu	Moyennement	Beaucoup	Extrêmement
7. Au cours de la dernière semaine, dans quelle mesure votre problème au bras, à l'épaule ou à la main a-t-il nui à vos activités sociales habituelles avec votre famille, amis, voisins ou groupes? (encercler un chiffre)	1	2	3	4	5

	Pas limité du tout	Légèrement limité	Moyennement limité	Très limité	Incapable
8. Au cours de la dernière semaine, avez-vous été limité dans votre travail ou dans vos autres activités habituelles à cause de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main? (encercler un chiffre)	1	2	3	4	5

Évaluez la sévérité des symptômes suivants au cours de la dernière semaine. (encercler un chiffre)

	Aucune	Légère	Modérée	Sévère	Extrême
9. Douleur au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5
10. Picotements (fourmillements) au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Tellement de difficulté que je ne peux pas dormir
11. Au cours de la dernière semaine, dans quelle mesure avez-vous eu de la difficulté à dormir à cause de votre douleur au bras, à l'épaule ou à la main? (encercler un chiffre)	1	2	3	4	5

$$\text{COTATION DU QuickDASH INCAPACITÉ/SYMPTÔME} = \left( \left[ \frac{\text{somme des valeurs choisies}}{\text{nombre de questions répondues}} \right] - 1 \right) \times 25$$

Un score du QuickDASH ne peut pas être calculé s'il y a plus qu'une réponse manquante.

### MODULE TRAVAIL (OPTIONNEL)

Les questions suivantes portent sur l'impact de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main sur votre capacité à travailler (incluant « tenir maison » si cela est votre principale occupation).

Indiquez quel est votre travail même si votre problème au bras, à l'épaule ou à la main vous empêche de le réaliser actuellement : \_\_\_\_\_

Je n'ai pas de travail. (Ne répondez pas à cette section.)

Encercliez le numéro qui décrit le mieux votre capacité physique au cours de la dernière semaine. Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser votre travail au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste. Avez-vous eu de la difficulté à :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. utiliser la même technique de travail que d'habitude?	1	2	3	4	5
2. faire votre travail habituel à cause de votre douleur au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
3. faire votre travail aussi bien que vous l'auriez voulu?	1	2	3	4	5
4. passer le même nombre d'heures que d'habitude à réaliser votre travail?	1	2	3	4	5

### MODULE SPORTS/MUSIQUE (OPTIONNEL)

Les questions suivantes portent sur l'impact de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main sur la pratique d'un instrument de musique, d'un sport ou des deux. Si vous pratiquez plus d'un sport ou d'un instrument (ou les deux), répondez en considérant l'activité qui est la plus importante pour vous.

Indiquez le sport ou l'instrument qui est le plus important pour vous peu importe si votre problème au bras, à l'épaule ou à la main vous empêche de le réaliser actuellement : \_\_\_\_\_

Je ne pratique pas un sport ou un instrument. (Ne répondez pas à cette section.)

Encercliez le numéro qui décrit le mieux votre capacité physique au cours de la dernière semaine. Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser cette activité au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste. Avez-vous eu de la difficulté à :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. utiliser la même technique que d'habitude pour pratiquer votre instrument ou sport?	1	2	3	4	5
2. pratiquer votre instrument ou sport habituel à cause de la douleur au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
3. pratiquer votre instrument ou sport habituel aussi bien que vous l'auriez voulu?	1	2	3	4	5
4. passer le même nombre d'heures que d'habitude à pratiquer votre instrument ou sport?	1	2	3	4	5

**COTATION DES MODULES OPTIONNELS** : Additionnez les valeurs encerclées; divisez par 4 (nombre d'items); soustraire 1; multipliez par 25.

Un score au module optionnel **ne peut pas** être calculé si des items ne sont pas répondus.



# QUESTIONNAIRE DASH SUR LES INCAPACITÉS RELIÉES À UNE ATTEINTE AUX MEMBRES SUPÉRIEURS



## COTATION DU DASH

Au printemps 2002, une nouvelle méthode de cotation a été développée. Bien que cette nouvelle méthode soit équivalente à l'originale, elle est plus simple, plus efficace et moins complexe (surtout en présence de données manquantes). Pour ces raisons, nous vous recommandons d'utiliser cette méthode révisée. Toutefois, sentez-vous libre d'utiliser la méthode que vous préférez puisque vous arriverez au même score.

Le DASH comporte deux composantes : la première porte sur l'incapacité et les symptômes (30 questions, score de 1 à 5) et la seconde comporte deux modules optionnels, sur le travail et sur le sport/musique (4 questions par module, score de 1 à 5).

### Score sur l'incapacité et les symptômes

Au moins 27 des 30 questions doivent être répondues pour pouvoir calculer un score global. Additionnez les réponses de chaque question et divisez par le nombre de questions répondues pour en faire la moyenne. Vous obtiendrez un score sur cinq. Pour obtenir un score sur 100, soustrayez un et multipliez par 25. Cette transformation est faite pour faciliter la comparaison avec d'autres mesures dont l'échelle est de 0 à 100. Plus le score est élevé, plus l'incapacité est élevée.

$$\text{Score du DASH} = \left( \left[ \frac{\text{Somme des valeurs choisies}}{\text{Nombre de question répondues}} \right] - 1 \right) \times 25$$

### Modules optionnels (sport/music ou travail)

Chaque module optionnel contient quatre questions. Ces modules peuvent être complétés ou non par l'individu en raison de la nature des questions. Le but de ces modules optionnels est d'identifier des difficultés spécifiques qu'un athlète professionnel, des artistes ou d'autres groupes de travailleurs particuliers pourraient expérimenter, mais qui n'affectent pas les activités de la vie quotidienne. Pour ces groupes, la première portion du DASH (30 questions) ne permettrait pas de cibler des difficultés. La même procédure est utilisée pour calculer le score des modules optionnels. Toutes les quatre questions doivent être répondues pour pouvoir calculer un score. Additionnez simplement les valeurs de chaque réponse et divisez par quatre (nombre de questions), soustrayez un et multipliez par 25 pour obtenir un score sur 100.

### Données manquantes

Si plus de 10% des questions (c'est-à-dire, plus de trois questions) ne sont pas répondues, il n'est pas possible de calculer un score sur l'incapacité et les symptômes. Aucune donnée manquante ne peut être acceptée pour les modules optionnels puisqu'il n'y a que quatre questions. Cette règle s'applique autant pour l'ancienne que la nouvelle méthode de calcul du score.