

ÉTUDE MORPHOLOGIQUE DES STRUCTURES
OSSEUSES DE L'ÉPAULE PAR LA CARACTÉRISATION
D'UN MODÈLE STATISTIQUE

par

Leen YAMANI

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 15 NOVEMBRE 2022

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Leen Yamani, 2022



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Nicola Hagemeister, directrice de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Jacques de Guise, co-directeur de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. Simon Drouin, président du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Carlos Vasquez, membre du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 9 NOVEMBRE 2022

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé avec ce projet, sans qui ce mémoire aurait été un effort beaucoup plus difficile.

Je remercie Nicola Hagemeister, ma directrice de recherche, qui m'a accueilli au laboratoire et qui m'a aidé tout au long de mon projet. Merci de m'avoir donné l'opportunité de découvrir le domaine de la biomédicale, et pour le support que tu m'as donné, surtout pendant cette dernière année où je travaillais à temps plein et nos communications devenaient de moins en moins fréquentes. Je te félicite pour la prise de poste de nouvelle directrice du LIO!

Je remercie Jacques de Guise, le directeur du LIO et le co-directeur de mon projet, qui m'a permis de cultiver mon amour pour la recherche dans un laboratoire impressionnant, et qui avait toujours une idée de comment aller plus loin avec mon projet. Je te souhaite une bonne retraite!

Je remercie Thierry Cresson, chercheur au LIO, qui m'a aidé à apprendre plein de choses sur les statistiques, les matrices, et les modèles 3D, et sans qui je n'aurais pas pu compléter les parties techniques de ma maîtrise. Merci d'avoir toujours été disponible quand j'étais complètement bloquée par des maths!

Je remercie Patrice Tétréault, chirurgien orthopédiste, qui m'a fourni une perspective particulière sur mon projet, et qui était très intéressé et toujours prêt à m'aider.

Enfin, je remercie toutes les personnes que j'ai rencontré au LIO, et qui ont contribué à un environnement agréable et intellectuellement stimulant. Merci à tous les membres de LIO qui été prêts à se rassembler pour des événements sociaux et à s'amuser ensemble dans un temps de pandémie sans précédent, très difficile et isolé. J'aimerais remercier en particulier les membres du comité qualité du LIO—Yolène, Camille, Iris, Aiman, et Sara—avec qui j'ai pu découvrir les différents aspects de la gestion d'un laboratoire de recherche, tout en se sentant partie d'une équipe de personnes sympathiques et extraordinaires!

ÉTUDE MORPHOLOGIQUE DES STRUCTURES OSSEUSES DE L'ÉPAULE PAR LA CARACTÉRISATION D'UN MODÈLE STATISTIQUE

Leen YAMANI

RÉSUMÉ

Les pathologies de l'épaule, telles que les ruptures de la coiffe de rotateurs, sont nombreuses et nécessitent des méthodes d'imagerie précises pour permettre une planification personnalisée d'une chirurgie. Il existe actuellement une méthode proposée au laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO, ÉTS) qui permet de reconstruire des modèles 3D de l'épaule à partir de radiographies bi-planes, ce qui réduit l'irradiation auquel le patient est exposé avec des approches similaires de reconstruction utilisant des CT-scans. Cependant, l'utilisation d'un tel imageur comporte certaines limitations qui expliquent l'imprécision et le manque de robustesse de la méthode de reconstruction actuelle.

L'objectif principal de ce mémoire est de développer et valider des modèles statistiques qui pourront être intégrés dans la méthode de reconstruction 3D mentionnée ci-dessus. Ces modèles statistiques apporteront de l'information *à priori* sur la morphologie et la variation des structures osseuses de l'épaule, et permettront donc d'améliorer la méthode.

Dans un premier temps, nous présentons une revue de la morphologie de l'épaule et la méthode de reconstruction proposée antérieurement au LIO, en identifiant les limitations de celle-ci. Ensuite, nous utilisons trois bases de données de modèles 3D surfaciques d'épaules (asymptomatiques, pathologiques, et hospitalisés) pour générer des modèles statistiques par une analyse en composantes principales (ACP). Enfin, les modèles statistiques sont caractérisés et validés pour déterminer s'ils pourront être intégrés dans des méthodes de reconstruction 3D.

Nous constatons que les variations morphologiques des modèles statistiques correspondent aux variations décrites dans la littérature. D'après les résultats de l'ACP, il y a plus de variabilité dans la base hospitalisée, mais on ne peut pas déterminer si cette variabilité est due à une pathologie plus sévère, ou au fait que les modèles de cette base sont issus de CT-scans plutôt que des radiographies comme pour les autres bases.

Nous concluons que les modèles statistiques développés dans le cadre de ce travail pourraient bien être inclus dans une méthode de reconstruction, excluant les modèles de la base hospitalisée. La prochaine étape serait donc d'évaluer la méthode une fois les modèles statistiques intégrés.

Mots clés: épaule, images radiographiques, reconstruction 3D, modèle statistique

STUDY OF THE BONY STRUCTURES OF THE SHOULDER BY THE CHARACTERISATION OF A STATISTICAL MODEL

Leen YAMANI

ABSTRACT

Shoulder pathologies, like rotator cuff tears, are numerous and require precise imaging techniques in order to have personalized surgery plans. There is currently a method proposed in the imaging and orthopedics research laboratory (LIO, ÉTS) which permits the reconstruction of 3D shoulder models from bi-planar x-ray images, which reduces the radiation to which a patient is exposed through similar reconstruction approaches that use CT scans. However, using such an imaging device involves certain limitations which can explain the inaccuracy and lack of robustness of the current reconstruction method.

The main objective of this master's thesis is to develop and validate statistical models that can be integrated in the 3D reconstruction method mentioned above. These statistical models will bring *a priori* information on the morphology and variation of the bony structures of the shoulder and will thus improve the reconstruction method.

Firstly, we present a review of shoulder morphology and the reconstruction method previously proposed at the LIO, while identifying its limitations. Then, we use three databases of 3D shape models of the shoulder (asymptomatic, pathological, and hospitalized) to generate statistical models using a principal component analysis (PCA). Finally, the statistical models are characterized and validated to determine if they can be integrated in 3D reconstruction methods.

We deduce that morphological variations of the statistical models correspond to those described in the literature. According to the results of the PCA, there is more variability in the hospitalized database, but we cannot determine whether this variability is due to a more severe pathology, or because the models of this database were derived from CT scans instead of x-ray images like the other databases.

We conclude that the statistical models developed in this study can be included in a reconstruction method, excluding those of the hospitalized database. The next step will be to evaluate the method once the statistical models are integrated.

Key words: shoulder, x-ray images, 3D reconstruction, statistical model

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 ANATOMIE ET MORPHOLOGIE DE L'ÉPAULE.....	5
1.1 Anatomie de l'épaule	5
1.1.1 Les structures osseuses	5
1.1.2 Les repères anatomiques	7
1.2 Revue morphologique.....	8
1.2.1 L'humérus proximal.....	8
1.2.2 La glène.....	14
1.2.3 L'acromion.....	17
1.2.4 La coracoïde.....	21
1.2.5 Mesures de l'espace sous-acromial.....	23
1.2.6 Conclusions de la revue morphologique.....	26
1.3 Méthodes d'imagerie médicale par les rayons X pour extraire la morphologie de l'épaule.....	27
1.3.1 La radiographie conventionnelle.....	27
1.3.2 La tomodensitométrie	28
1.3.3 La radiographie bi-planaire par le système EOS	30
1.4 Conclusion	33
CHAPITRE 2 LA RECONSTRUCTION 2D/3D ET LES MODÈLES STATISTIQUES.....	35
2.1 Introduction à la reconstruction 2D/3D	35
2.2 Modèles génériques	36
2.2.1 Modèles moyens	36
2.2.2 Modèles paramétrés	36
2.2.3 Modèles statistiques de forme.....	37
2.3 Alignement.....	37
2.3.1 Le recalage	38
2.3.2 L'analyse de Procruste.....	38
2.3.3 La décomposition en valeurs singulières	39
2.3.4 La méthode de Umeyama et al. (1991).....	39
2.3.5 Iterative Closest Point.....	40
2.4 Analyse en composantes principales	40
2.4.1 Les fonctions intégrées de Matlab pour calculer un ACP.....	42
2.5 Techniques de déformation.....	43
2.5.1 Moving Least Squares.....	43
2.6 La méthode de reconstruction de Cheng Zhang	44
2.6.1 Introduction.....	44
2.6.2 Modèles moyens	44
2.6.3 Étapes de la reconstruction	47

2.6.4	Discussion de la méthode.....	50
2.7	Conclusion	51
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSE, ET OBJECTIFS		53
3.1	Problématique clinique	53
3.2	Problématique technique.....	53
3.3	Objectifs et hypothèse.....	54
CHAPITRE 4 TRAVAIL PERSONNEL PARTIE I : LA MISE EN PLACE DE MODÈLES STATISTIQUES.....		55
4.1	Introduction.....	55
4.2	Matériel et méthodes.....	55
4.2.1	Les bases de données	55
4.2.2	L’alignement des modèles	56
4.2.3	Rééchantillonnage et uniformisation de la base H.....	58
4.2.4	Calcul des modèles statistiques par l’analyse en composantes principales	61
4.3	Résultats.....	62
4.3.1	La base A	62
4.3.2	La base P.....	65
4.3.3	La base H	68
4.4	Discussion.....	74
CHAPITRE 5 TRAVAIL PERSONNEL PARTIE II : LA VALIDATION DES MODÈLES STATISTIQUES.....		79
5.1	Introduction.....	79
5.2	La base A	81
5.2.1	Le modèle statistique de A-humérus.....	81
5.2.2	Le modèle statistique de A-scapula	84
5.3	La base P.....	87
5.3.1	Le modèle statistique de P-humérus	87
5.3.2	Le modèle statistique de P-scapula	90
5.4	La base H	93
5.4.1	Le modèle statistique de H-humérus.....	93
5.4.2	Le modèle statistique de H-scapula	96
5.5	Discussion.....	99
CONCLUSION		103
ANNEXE I	Comparaison des résultats de PCA et PCACOV pour les mêmes données d’entrée	107
ANNEXE II	Évaluation de la méthode de Cheng Zhang	111
ANNEXE III	Résultats de l’étude de validation	115

RÉFÉRENCES119

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1-1	Résumé des mesures du rayon, de l'inclinaison, et de la rétroversion de la tête humérale	13
Tableau 2-1	Indices cliniques calculés dans la méthode de Zhang.....	50
Tableau 4-1	Description des bases de données A et P	56
Tableau 4-2	Repères utilisés pour l'alignement des modèles H avec la référence	57
Tableau 4-3	Nombre de sujets dans chaque base.....	61
Tableau 4-4	Nombre de composantes principales (CP) pour chaque base de données	62
Tableau 4-5	Synthèse des variations trouvées dans les CP des bases de données.....	73
Tableau 5-1	La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de A-humérus (5 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)	81
Tableau 5-2	La généralisation du modèle statistique de A-humérus	82
Tableau 5-3	La spécificité du modèle statistique de A-humérus	83
Tableau 5-4	La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de A-scapula (7 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)	84
Tableau 5-5	La généralisation du modèle statistique de A-scapula.....	85
Tableau 5-6	La spécificité du modèle statistique de A-scapula.....	86
Tableau 5-7	La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de P-humérus (6 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)	87
Tableau 5-8	La généralisation du modèle statistique de P-humérus.....	88
Tableau 5-9	La spécificité du modèle statistique de P-humérus.....	89
Tableau 5-10	La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de P-scapula (8 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)	90

Tableau 5-11	La généralisation du modèle statistique de P-scapula.....	91
Tableau 5-12	La spécificité du modèle statistique de P-scapula.....	92
Tableau 5-13	La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de H-humérus (8 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)	93
Tableau 5-14	La généralisation du modèle statistique de H-humérus	94
Tableau 5-15	La spécificité du modèle statistique de H-humérus	95
Tableau 5-16	La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de H-scapula (18 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)	96
Tableau 5-17	La généralisation du modèle statistique de H-scapula.....	97
Tableau 5-18	La spécificité du modèle statistique de H-scapula.....	98
Tableau 5-19	Bilan de l'étude de validation pour tous les modèles statistiques.....	99

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1-1	L'anatomie d'une épaule droite en vue antérieure (gauche) et postérieure (droite).....	6
Figure 1-2	Muscles de l'épaule droite en vue postérieure.....	6
Figure 1-3	Les articulations de l'épaule droite en vue antérieure	7
Figure 1-4	Les points les plus souvent utilisés comme repères anatomiques de l'épaule.....	8
Figure 1-5	L'anatomie de l'humérus proximale.....	9
Figure 1-6	La rayon de la tête humérale estimé selon la sphère ayant le centre CTH (centre de la tête humérale).....	10
Figure 1-7	L'inclinaison de la tête humérale.....	11
Figure 1-8	Illustration de l'angle de rétroversion de l'humérus dans une vue supérieure. L'angle est mesuré entre l'axe A, le normal au col anatomique, et B, l'axe trans-épicondylaire	12
Figure 1-9	La hauteur (A) et la largeur (B) à différents niveaux de la glène	14
Figure 1-10	La profondeur de la glène selon une coupe axiale.....	15
Figure 1-11	Les différentes classes de la forme de la glène : (A) forme d'oval, (B) forme de poire, (C) forme de virgule inversée.....	16
Figure 1-12	Les glènes dans cette image sont classifiées par les auteurs de l'étude comme ayant (1a et b) la forme de poire avec des encoches de différents ampleurs, et (c) la forme ovale	16
Figure 1-13	La classification de Walch classifie les glènes arthrosiques en trois types: (A) tête centrée, (B) subluxation postérieure, (C) rétroversion majeure de la glène	17
Figure 1-14	Images d'un acromion plat (A), courbe(B) et crochu (C).....	18
Figure 1-15	La classification des trois types selon l'angle acromial.....	19
Figure 1-16	Schémas des trois types d'acromion de la classification original de Bigliani et al. et du quatrième type proposé	19

XVIII

Figure 1-17	Les trois types de l'articulation acromio-claviculaire (a) acromion surplombant, (b) forme neutre, (c) clavicule surplombante.....	20
Figure 1-18	Différents mesures du processus de la coracoïde	21
Figure 1-19	Illustration d'une facette osseuse de l'articulation coraco-claviculaire	23
Figure 1-20	Un système d'angles pour déterminer la courbure de l'acromion et caractériser l'espace sous-acromiale.....	25
Figure 1-21	Le triangle delto-fulcral (gauche) et les distances entre chaque sommet et le centre du circle inscrit dans la glène (droite)	26
Figure 1-22	Radiographies en vue AP (A) et AP Grashey (B).....	28
Figure 1-23	Illustration d'un CT scanner. La source de rayons X tourne autour du patient et la table fait une translation du patient pour permettre de capturer une image du corps à différents niveaux	29
Figure 1-24	Illustration du champ de vue d'un CT (gauche) et la coupe résultante pour un seul niveau, représentée par une matrice de pixels (droite).....	29
Figure 1-25	Une représentation de la méthode utilisée par le système EOS pour amplifier la basse dose des rayons pour créer les images radiographiques.....	31
Figure 1-26	Une démonstration d'une personne en différentes positions dans la cabine EOS.....	31
Figure 1-27	Une personne dans la cabine EOS	32
Figure 2-1	Une représentation géométrique d'un vecteur propre X et de la valeur propre correspondante λ pour un objet simple, le vecteur A	42
Figure 2-2	Le modèle moyen surfacique de la scapula (en rouge) et de l'humérus (en jaune), et le modèle aux contours (en noir) superposé	45
Figure 2-3	Les primitives géométriques utilisés dans le modèle paramétré de la scapula (a) et de l'humérus (b).....	46
Figure 2-4	Schéma illustrant les étapes (en bleu) de la méthode de Zhang. Les données d'entrée sont en jaune à gauche, et les données de sortie sont en vert à droite	47
Figure 2-5	La segmentation manuelle sur une paire de radiographies EOS.....	48

Figure 4-1	Exemple d'un modèle H ayant une tête humérale complètement explosée (fracturée).....	58
Figure 4-2	Les sommets en gris sont en-dessous de la région d'intérêt, donc ils sont exclus.....	59
Figure 4-3	Exemple du remaillage d'un modèle	60
Figure 4-4	Exemple d'un modèle exclu de la base H ayant une tête humérale avec une croissance majeure d'ostéophytes (gauche) et le rééchantillonnage résultant (droite).....	60
Figure 4-5	Exemple d'un modèle exclu de la base H pour lequel le rééchantillonnage a créé des artefacts majeurs dans le maillage	61
Figure 4-6	La variation de forme de la base A-humérus sur 5 composantes principales	63
Figure 4-7	La variation de forme de la base A-scapula sur 7 composantes principales	64
Figure 4-8	La variation de forme de la base A-scapula sur 7 composantes principales en vue sagittale	65
Figure 4-9	La variation de forme de la base P-humérus sur 6 composantes principales	66
Figure 4-10	La variation de forme de la base P-scapula sur 8 composantes principales	67
Figure 4-11	La variation de forme de la base P-scapula sur 8 composantes principales en vue sagittale	68
Figure 4-12	La variation de forme de la base H-humérus sur 8 composantes principales	69
Figure 4-13	La variation de forme de la base H-humérus sur 8 composantes principales en vue sagittale	69
Figure 4-14	La variation de forme de la base H-scapula sur 10 composantes principales	71
Figure 4-15	La variation de forme de la base H-scapula sur 10 composantes principales en vue sagittale	72
Figure 4-16	La variation de forme de la base H-scapula sur les CP 11 à 18.....	72

Figure 5-1	La compacité du modèle statistique de A-humérus. La ligne bleue représente la variation associée à chaque composante principale, et la ligne noire représente la variation cumulée expliquée par l'ajout consécutif de composantes.....	81
Figure 5-2	La généralisation du modèle statistique de A-humérus	82
Figure 5-3	La spécificité du modèle statistique de A-humérus	83
Figure 5-4	La compacité du modèle statistique de A-scapula.....	84
Figure 5-5	La généralisation du modèle statistique de A-scapula.....	85
Figure 5-6	La spécificité du modèle statistique de A-scapula.....	86
Figure 5-7	La compacité du modèle statistique de P-humérus.....	87
Figure 5-8	La généralisation du modèle statistique de P-humérus.....	88
Figure 5-9	La spécificité du modèle statistique de P-humérus.....	89
Figure 5-10	La compacité du modèle statistique de P-scapula.....	90
Figure 5-11	La généralisation du modèle statistique de P-scapula.....	91
Figure 5-12	La spécificité du modèle statistique de P-scapula.....	92
Figure 5-13	La compacité du modèle statistique de H-humérus	93
Figure 5-14	La généralisation du modèle statistique de H-humérus	94
Figure 5-15	La spécificité du modèle statistique de H-humérus	95
Figure 5-16	La compacité du modèle statistique de H-scapula.....	96
Figure 5-17	La généralisation du modèle statistique de H-scapula.....	97
Figure 5-18	La spécificité du modèle statistique de H-scapula.....	98

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AA	Angle acromial
AC	Articulation acromio-claviculaire
ACP	Analyse par composantes principale
AI	Angle inférieur de la scapula
AP	Antéropostérieure (vue radiographique)
AS	Angle supérieur de la scapula
ASA	Point antéro-supérieur de l'acromion
BAG	Bord antérieur de la glène
BIG	Bord inférieur de la glène
BPG	Bord postérieur de la glène
BSG	Bord supérieur de la glène
CG	Centre géométrique de la glène
CP	Composante principale
CS	Col de la scapula/omoplate
CT	« Computerized Tomography » (tomodensitométrie)
CTH	Centre de la tête humérale
ESG	Échancrure spino-glénoidienne
GPA	« Generalized Procrustes Alignment »
GT	Grande tubérosité de l'humérus
ICP	« Iterative Closest Point »
IH	Inclinaison de la tête humérale
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LBM	Laboratoire de Biomécanique
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
MLS	« Moving Least Squares »
PC	Processus (apophyse) coracoïde
PT	Petite tubérosité de l'humérus
RH	Rayon de la tête humérale
SSM	« Statistical Shape Model » (modèle statistique de forme)

SVD	« Singular Value Decomposition » (decomposition en valeurs singulières)
TD	Tubérosité deltoïdienne
TH	Tête humérale
TS	« Trigonum Spinae Scapulae » (racine de l'épine de l'omoplate)
RVH	Rétroversion de la tête humérale
3D	Tridimensionnel

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Unités de mesure

° degrés

mm millimètres

px pixel

INTRODUCTION

L'épaule comprend trois os, quatre articulations, et plusieurs muscles et ligaments. Cette structure anatomique complexe permet à l'épaule d'avoir une très grande mobilité, mais d'autre part, la rend sensible à plusieurs problèmes (Terry et Chopp, 2000 ; Sanders et Jersey, 2005). Selon une revue d'études considérant les troubles de l'épaule en fonction de l'occupation, les douleurs à l'épaule affectent 18-26% d'adultes (Linaker et Walker-Bone, 2015). Aux États-Unis, en 2017, 823,361 patients vivaient avec une arthroplastie totale de l'épaule, c'est-à-dire un remplacement total de l'épaule par une prothèse (données selon le « National Inpatient Sample », NIS) (Farley *et al.*, 2021), et chaque année, plus de 300,000 patients subissent une chirurgie pour traiter une pathologie de l'épaule (Khan *et al.*, 2019). Les pathologies de l'épaule telles que l'arthrose gléno-humérale ou les ruptures de la coiffe de rotateurs sont nombreuses et nécessitent des méthodes d'imagerie précises pour permettre une planification personnalisée d'une chirurgie, comme une pose de prothèse, par exemple.

En 2020, une revue systématique d'études en Amérique du Nord et en Europe a trouvé que le taux de complications post-arthroplastie de l'épaule était de 17%, et que 74% des patients éprouvant de telles complications avaient subi une deuxième opération (Knowles *et al.*, 2020). Ces révisions se sont fait en moyenne 3.9 années après la chirurgie initiale, alors que les prothèses sont conçues pour durer 10 à 15 ans (Knowles *et al.*, 2020). Ce taux élevé de révisions pourrait être dû aux limitations dans la planification pré-chirurgicale. L'imagerie médicale est souvent utilisée pour aider en pré- ou en intra-opératoire, mais les techniques actuelles ont des défis importants. La tomodensitométrie (« Computerized Tomography », CT) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) permettent de prendre des images du patient en 3D, mais le patient doit être allongé. Ces méthodes d'imagerie ne permettent donc pas d'évaluer l'épaule en position fonctionnelle. D'autre part, la radiographie permet de prendre des images rapidement en plusieurs positions, y compris en positions fonctionnelles, mais les images 2D résultantes manquent de la précision. L'accès à des outils plus précis pourrait aider dans l'évaluation de l'anatomie de l'épaule avant une opération et donc réduire le risque de complications post-opératoires.

Il existe actuellement une approche utilisant le système EOS qui permet de reconstruire les structures osseuses en 3D (colonne, membre inférieur) en posture debout à partir d'images radiographiques avec très peu d'irradiation pour le patient comparé aux approches utilisant des images CT (Hosseinian et Arefi, 2015 ; Goswami et Misra, 2015). Une approche similaire a été proposée pour l'articulation de l'épaule (Zhang, 2016 ; Bascans, 2018). Cependant, l'utilisation d'un tel imageur comporte certaines limitations qui expliquent l'imprécision et le manque de robustesse de la méthode de reconstruction actuelle. La représentation d'une structure osseuse tridimensionnelle à partir de deux radiographies (2D) implique que cette dernière n'est que partiellement visible. De plus, il est parfois difficile de visualiser les données d'intérêt dans les régions où plusieurs structures se côtoient et peuvent se superposer. Ainsi, les informations disponibles sont insuffisantes dans les régions anatomiques d'intérêt pour une modélisation précise et une intervention humaine est nécessaire lors du processus de reconstruction, résultant en un manque de reproductibilité (Hosseinian et Arefi, 2015 ; Zhang, 2016). Il faut donc trouver une solution qui permet d'ajouter des informations anatomiques pertinentes pour les régions ciblées et d'automatiser le processus de reconstruction en limitant les temps d'acquisition et ce, sans trop augmenter l'irradiation du patient, pour viser une applicabilité en milieu clinique. Pour ce faire, nous proposons dans ce projet l'ajout d'un modèle statistique, ce qui permettra d'enrichir les informations disponibles et donc de minimiser l'intervention de l'utilisateur et la variabilité résultante.

L'objectif principal de ce mémoire était de développer et valider des modèles statistiques destinés à être intégrés dans la méthode de reconstruction 3D mentionnée ci-dessus. Ces modèles statistiques permettront de modéliser des variations dans des sous-structures de l'épaule (Ex. : l'épine, l'acromion, la glène, et la coracoïde) qui sont plus complexes, ou plus difficiles à voir dans les radiographies.

Nous présentons tout d'abord une revue de littérature sur l'anatomie de l'épaule, les techniques d'imagerie médicales qui permettent d'extraire sa morphologie, et les techniques de modélisation. Ensuite, la première partie du travail personnel consiste en le développement des

modèles statistiques à partir de trois bases de données de modèles d'épaules. Enfin, la deuxième partie du travail personnel consiste en la validation de ces modèles. L'intégration des modèles dans la méthode de reconstruction ne fait pas partie de la portée de ce travail, mais reste une recommandation pour la suite du projet.

CHAPITRE 1

ANATOMIE ET MORPHOLOGIE DE L'ÉPAULE

1.1 Anatomie de l'épaule

1.1.1 Les structures osseuses

L'épaule est composée de trois structures osseuses : la scapula, l'humérus et la clavicule.

La scapula (ou l'omoplate) est un os en forme de triangle aplati. Elle est divisée en plusieurs sous-structures complexes (Figure 1-1). L'épine de la scapula, un processus sur la face postérieure (ou dorsale) de la scapula qui se retrouve entre les fosses sus-épineux et infra-épineux, est une région d'insertion et d'origine de différents muscles (Figure 1-2). Ensuite, l'acromion, qui se situe sur l'extrémité latérale de l'épine de la scapula, et la coracoïde, un processus sur le côté latéral de la face antérieure (ou ventrale) de la scapula, sont des structures de stabilisation. Enfin, la glène, une petite fosse qui se retrouve sur le bord latéral de la scapula, entre l'acromion et la coracoïde, est le lieu d'articulation avec l'humérus.

L'humérus est un os long, ayant une tête à l'extrémité proximale, une tige, et des épicondyles (médial et latéral) à l'extrémité distale (Figure 1-1). La tête de l'humérus est centrée sur la glène, formant ainsi l'articulation gléno-humérale. L'humérus comprend également trois tubérosités où s'insèrent les tendons de différents muscles : la grande tubérosité et la petite tubérosité sur la tête, et la tubérosité deltoïdienne sur la tige.

La clavicule est un os long en forme de sigmoïde, ayant une extrémité latérale qui forme l'articulation acromio-claviculaire avec l'acromion, et une extrémité médiale, qui forme l'articulation sterno-claviculaire avec le sternum (Figure 1-3).

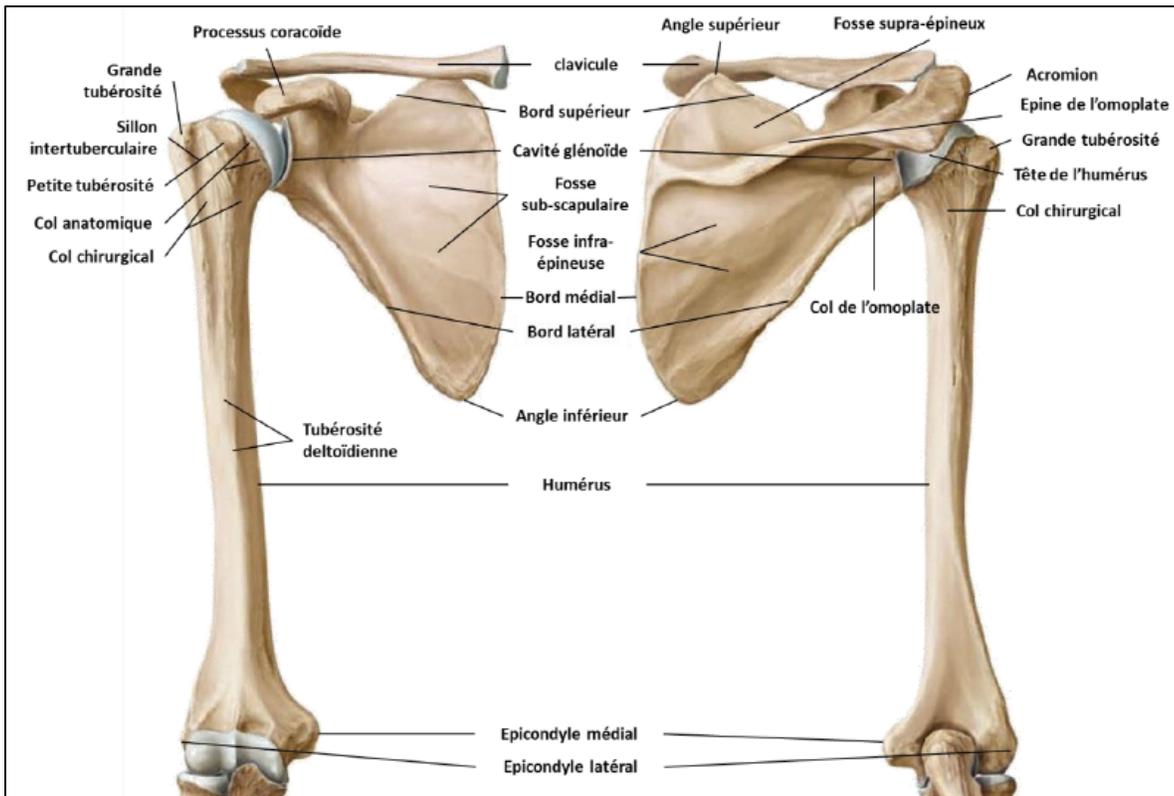


Figure 1-1 L'anatomie d'une épaule droite en vue antérieure (gauche) et postérieure (droite)
Tirée de Zhang (2016, p. 24)

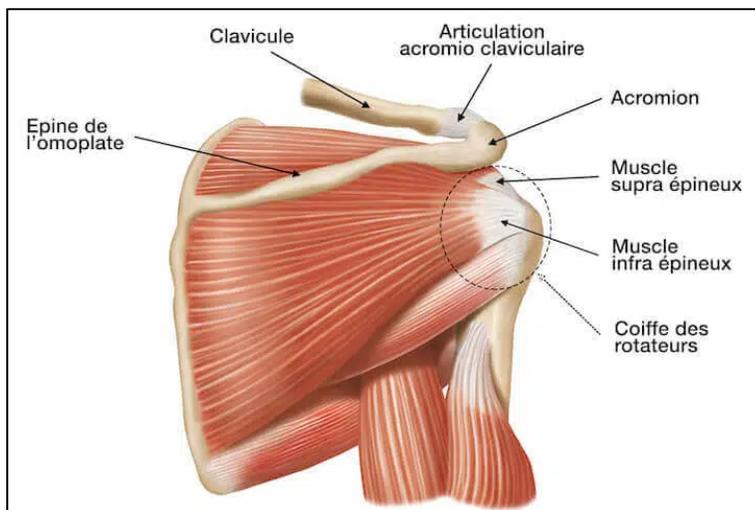


Figure 1-2 Muscles de l'épaule droite en vue postérieure
Tirée de Roulot (2020)

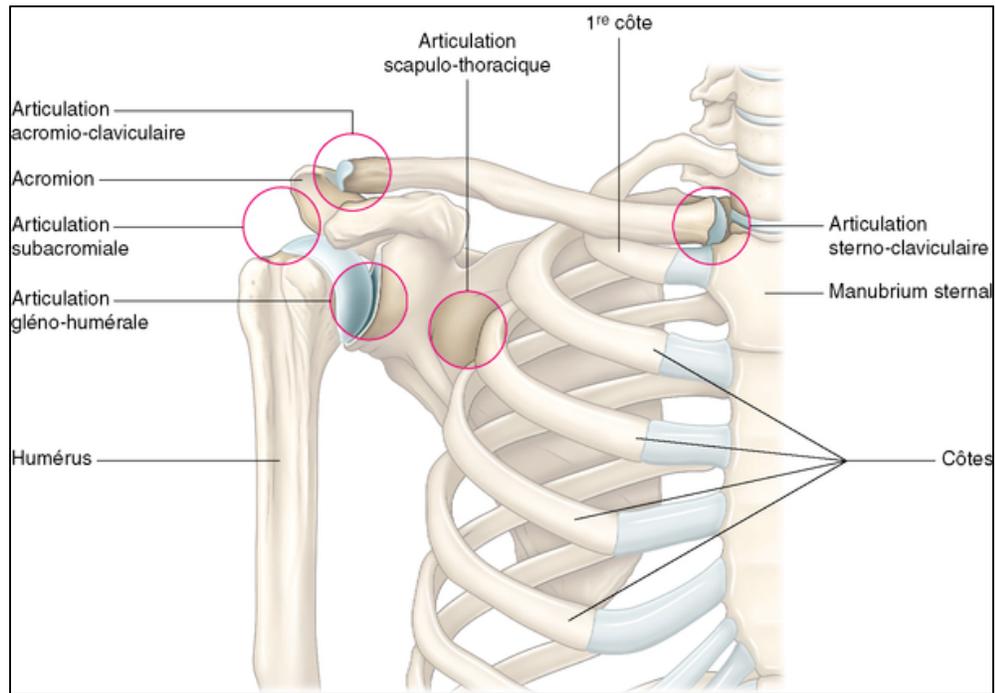


Figure 1-3 Les articulations de l'épaule droite en vue antérieure
Tirée de « Anatomie fonctionnelle de l'épaule » (Anon, 2017)

1.1.2 Les repères anatomiques

Les repères anatomiques sont des repères reconnus qui peuvent être utilisés pour diverses raisons. Par exemple, ils peuvent être utilisés pour diagnostiquer une pathologie dans l'imagerie d'un patient (Naidoo *et al.*, 2016 ; Bulkmans *et al.*, 2020 ; Matsumura *et al.*, 2020 ; Farley *et al.*, 2021), ou pour s'orienter par rapport aux os de l'épaule dans le cadre d'un placement de prothèse (Cabezas *et al.*, 2016 ; Kim et Min, 2018 ; Jung *et al.*, 2020). Ils peuvent aussi être utilisés pour la modélisation 3D (la segmentation, l'alignement, etc...) et le calcul de paramètres cliniques (Baka *et al.*, 2012 ; Lagacé, 2012 ; Zhang, 2016). Les points les plus souvent utilisés comme repères anatomiques de l'épaule sont illustrés dans la Figure 1-4.

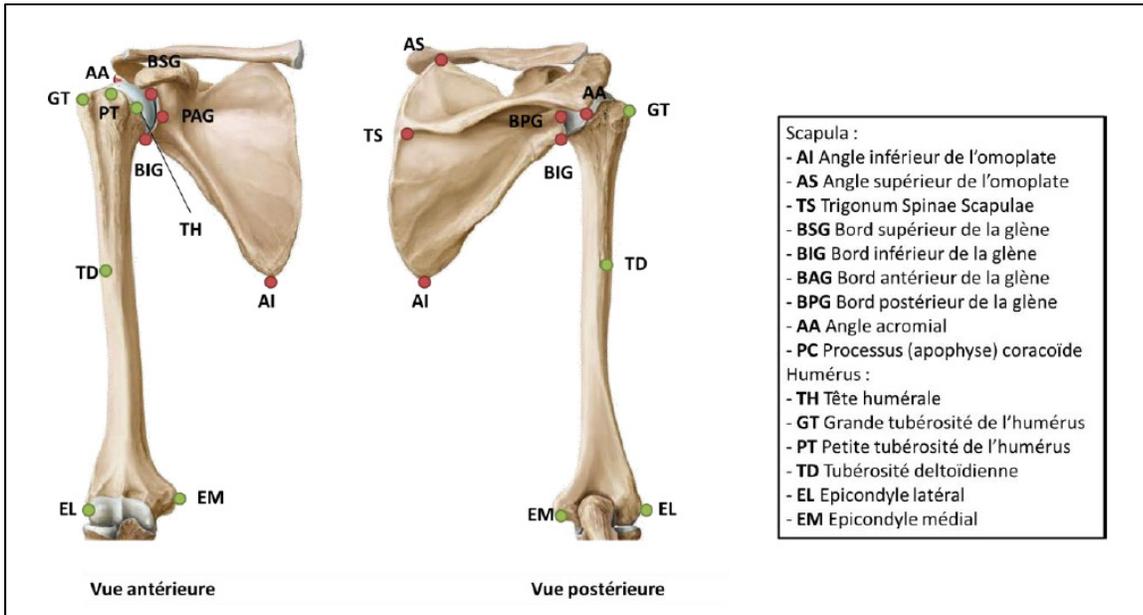


Figure 1-4 Les points les plus souvent utilisés comme repères anatomiques de l'épaule
Tirée de Zhang (2016, p. 30)

1.2 Revue morphologique

Une revue de littérature sur la morphologie de l'humérus et de la scapula a été menée pour permettre de mieux comprendre les variations documentées dans ces structures et les méthodes utilisées pour leur caractérisation.

1.2.1 L'humérus proximal

L'humérus est un os long qui consiste en une diaphyse, des épicondyles médial et latéral au bord distal, et la tête humérale au bord proximal (Figure 1-1). Nous nous concentrons ici sur la partie proximale de l'humérus en tant que structure essentielle de l'épaule.

La partie proximale de l'humérus consiste en la tête humérale, et les grande et petite tubérosités (aussi appelées trochiter et trochin), qui sont séparées par la gouttière bicipitale où s'attache le long biceps (Figure 1-5). On peut aussi définir un col anatomique, qui entoure la surface articulaire, et un col chirurgical juste en-dessous de la tête (Boileau et Walch, 1997 ; Castro

Franco *et al.*, 2020). Notamment, la tête humérale s'articule avec la glène de la scapula pour former l'articulation gléno-humérale (Figure 1-3).

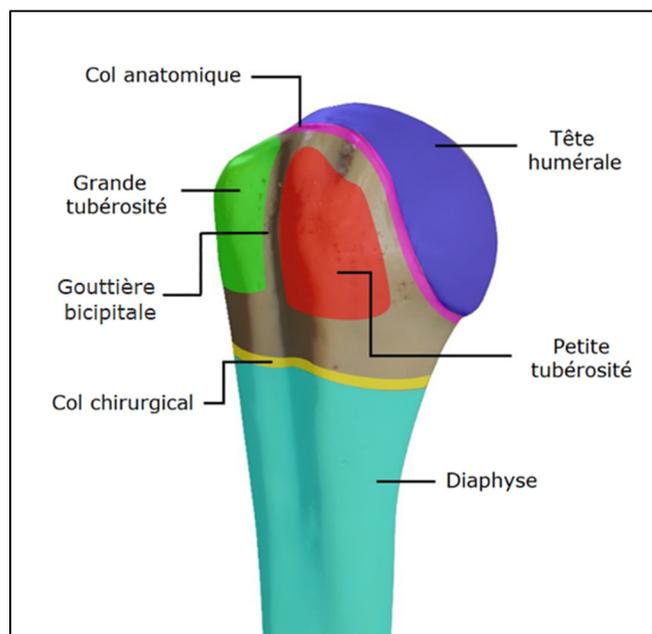


Figure 1-5 L'anatomie de l'humérus proximale
Traduite en français de Castro Franco *et al.* (2020, p. 3)

Le rayon de la tête humérale (RH) et l'inclinaison de la tête humérale par rapport à la diaphyse (IH) sont des mesures de l'humérus proximal qui sont souvent étudiées (Iannotti *et al.*, 1992 ; Pearl et Volk, 1996 ; Boileau et Walch, 1997 ; Robertson *et al.*, 2000 ; Owaydhah *et al.*, 2017 ; Sintini *et al.*, 2018 ; Nishida *et al.*, 2019).

La tête humérale n'est pas parfaitement ronde, mais pour avoir une idée de sa taille, on estime souvent la sphère (en 3D) ou le cercle (en 2D) englobante de la tête approximée par moindres carrés (Boileau et Walch, 1997 ; Zhang, 2016 ; Sintini *et al.*, 2018). Cela permet de mesurer le rayon de cette sphère ou ce cercle (Figure 1-6). Cette mesure peut permettre de choisir une prothèse ayant la taille la plus proche à la tête anatomique dans une arthroplastie totale de l'épaule, par exemple.



Figure 1-6 La rayon de la tête humérale estimé selon la sphère ayant le centre CTH (centre de la tête humérale)
Tirée de Zhang (2016, p. 113)

L'inclinaison de la tête humérale, aussi appelé l'angle col-tige (« neck-shaft angle ») est une mesure de l'angle entre l'axe de la diaphyse et la droite perpendiculaire au plan (en 3D) ou l'axe (en 2D) du col anatomique (Pearl et Volk, 1996 ; Boileau et Walch, 1997 ; Robertson *et al.*, 2000 ; Owaydhah *et al.*, 2017 ; Sintini *et al.*, 2018 ; Nishida *et al.*, 2019). Comme pour le rayon de la tête, ce plan ou cet axe est défini selon la méthode de moindres carrés (Boileau et Walch, 1997 ; Jeong, Bryan et Iannotti, 2009 ; Zhang, 2016). Certaines études mesurent le petit angle et d'autres mesurent le grand angle (Figure 1-7, où A est le petit angle et B et le grand angle).

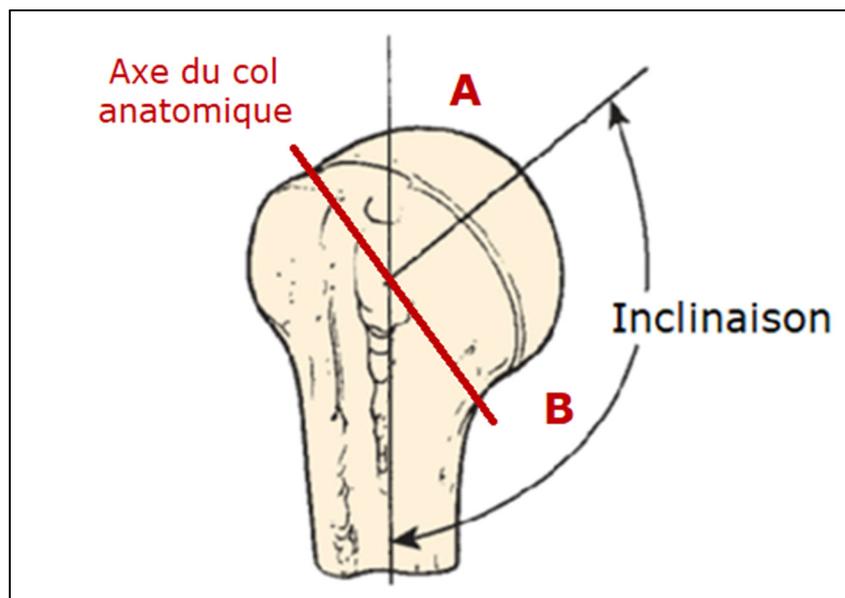


Figure 1-7 L'inclinaison de la tête humérale
Reproduite et adaptée de Sins (2014, p. 9)

Le rayon et l'inclinaison de la tête humérale sont des mesures qui varient beaucoup d'un individu à un autre, et même une variation très petite de ces mesures peut affecter l'évaluation du mouvement et de la capacité fonctionnelle de l'épaule (Jeong, Bryan et Iannotti, 2009), ce qui a d'importantes implications pour le choix de prothèse (Jeong, Bryan et Iannotti, 2009 ; Boileau et Walch, 1997).

Une troisième mesure communément utilisée sur la tête humérale est sa rétroversion (Boileau et Walch, 1997 ; Oh, Kim et Cayetano, 2017 ; Nishida *et al.*, 2019). La rétroversion de la tête humérale (RVH) est mesurée dans le plan axial et représente l'angle entre le normal au col anatomique et l'axe trans-épicondylaire, tangent au coude (Figure 1-8).

Un résumé des mesures du rayon, de l'inclinaison, et de la rétroversion de la tête humérale sont présentés dans le Tableau 1-1 plus bas.

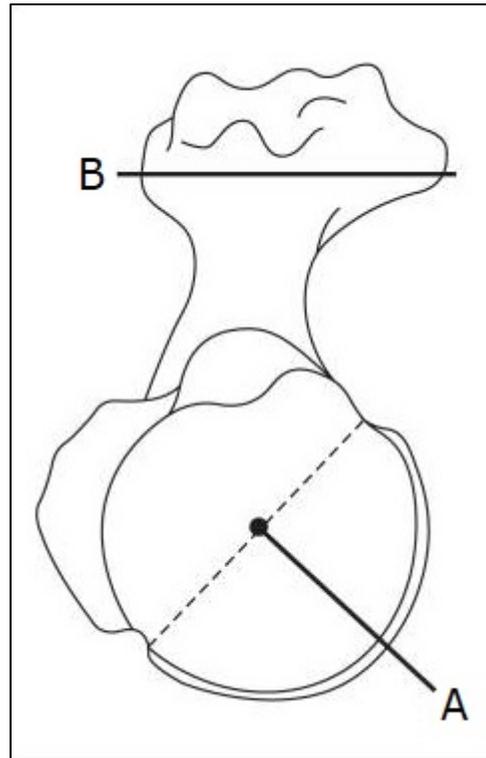


Figure 1-8 Illustration de l'angle de rétroversion de l'humérus dans une vue supérieure.
L'angle est mesuré entre l'axe A, la normale au col anatomique, et B, l'axe trans-épicondyalaire

Reproduite et adaptée de Oh, Kim et Cayetano (2017, p. 225)

Tableau 1-1 Résumé des mesures du rayon, de l'inclinaison, et de la rétroversion de la tête humérale

Indice	Référence	Nombre de sujets		Moyenne (Min – Max)	Écart-Type
		F	H		
RH (mm)	Boileau & Walch, 1997	65		23.1 (18.6 – 28.5)	2.7
	Iannotti et al., 1992	140		24 (19 – 28)	2.1
	Owaydhah et al., 2017	10	10	14	3
	Pearl & Volk, 1996	10	11	25.3	2.3
	Robertson et al., 2000	30	30	23	2
	Sintini et al., 2018	38	46	24.0 (19.3 – 29.4)	2.5
IH (°)	Boileau & Walch, 1997	65		129.6 (123.2 – 135.8)	2.9
	Jeong et al., 2009	2058		134.7 (115 – 148)	N/A
	Nishida et al., 2019	20		154.49*	7.30
	Owaydhah et al., 2017	10	10	135	11
	Pearl & Volk, 1996	10	11	130.7*	4.7
	Robertson et al., 2000	30	30	139*	3
	Sintini et al., 2018	38	46	136.5 (111.5 – 144.8)	4.5
RVH (°)	Boileau & Walch, 1997	65		17.9 (-6.7 – 47.5)	13.7
	Oh et al., 2017	19	2	31.42	12.10
	Nishida et al., 2019	20		54.23*	6.95

RH : rayon de la tête humérale, IH : inclinaison de la tête humérale, RVH : rétroversion de la tête humérale, H : hommes, F : femmes.

*angle adapté pour mieux comparer avec les autres mesures.

La variabilité des mesures du rayon, de l'inclinaison, et de la rétroversion de la tête humérale est fortement liée à la présence ou non de pathologie. D'après Nishida et al., il existe des différences significatives dans les mesures prises dans des épaules saines et des épaules ayant des ostéophytes (croissances anormales d'os) sous-acromiales (2019). De plus, Boileau et Walch citent qu'un déplacement de 20% du centre de la tête humérale par rapport au rayon peut changer le bras du levier d'un humérus (1997). La fonction de l'épaule est donc aussi affectée par ces variations.

Cependant, les dimensions de l'humérus proximal restent beaucoup plus étudiés que d'autres caractéristiques de ses structures (Boileau et Walch, 1997). En effet, les tubérosités et la gouttière bicipitale sont peu étudiées.

En plus, dans le cas de l'arthrose gléno-humérale (la dégénération de l'articulation entre la glène et la tête humérale) la surface de la tête et le col anatomique sont souvent déformés, ce qui rend difficile de prendre des mesures utilisant ces repères (Oh, Kim et Cayetano, 2017).

1.2.2 La glène

La glène est une autre région anatomique de la scapula très souvent étudiée, entre autres à cause de son importance dans la stabilité de l'épaule par l'articulation gléno-humérale. La glène est souvent classifiée selon des paramètres comme la hauteur et la largeur (Figure 1-9), la version, l'inclinaison, et la profondeur (Figure 1-10) (El-Din et Ali, 2015 ; van de Bunt et al., 2015 ; Jung et al., 2020).

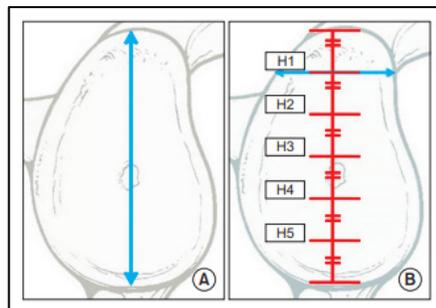


Figure 1-9 La hauteur (A) et la largeur (B) à différents niveaux de la glène
Tirée de Jung *et al.* (2020, p. 226)

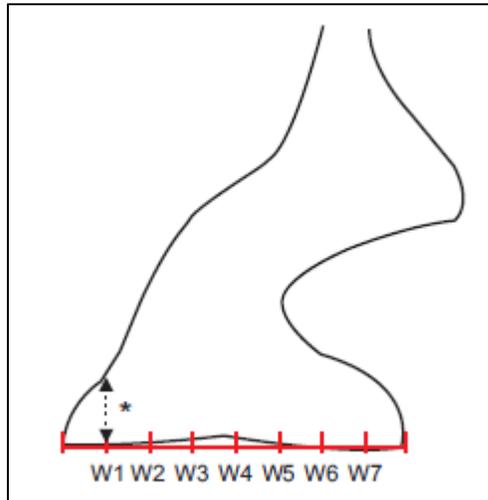


Figure 1-10 La profondeur de la glène selon une coupe axiale
Tirée de Jung *et al.* (2020, p. 226)

La glène est aussi parfois classifiée en trois types selon sa forme : la forme ovale, la forme en poire, et la forme en virgule inversée (Figure 1-11) (Prescher et Klümpen, 1997 ; El-Din et Ali, 2015 ; Khan et al., 2020). Cependant cette classification n'est pas bien définie selon des valeurs quantitatives dans la littérature. Elle peut donc être interprétée de manières différentes dans différentes études. Par exemple, la différence entre la forme en poire et la forme en virgule inversée n'est pas très claire, et semble dépendre de l'ampleur de l'encoche (Figure 1-12). En revanche, l'étude de Coskun et al. (2006) a proposé une classification selon la présence d'encoches dans la glène : un premier type sans encoche, un deuxième type avec une encoche, et un troisième type avec deux encoches. Le troisième type avec deux encoches semble être assez rare, et n'a pas été documenté par d'autres études évaluant l'encoche de la glène (Prescher et Klümpen, 1997 ; Khan et al., 2020). Une glène ayant la forme non-ovale ou ayant une encoche est considérée plus vulnérable aux pathologies par plusieurs études (Khan et al., 2020).

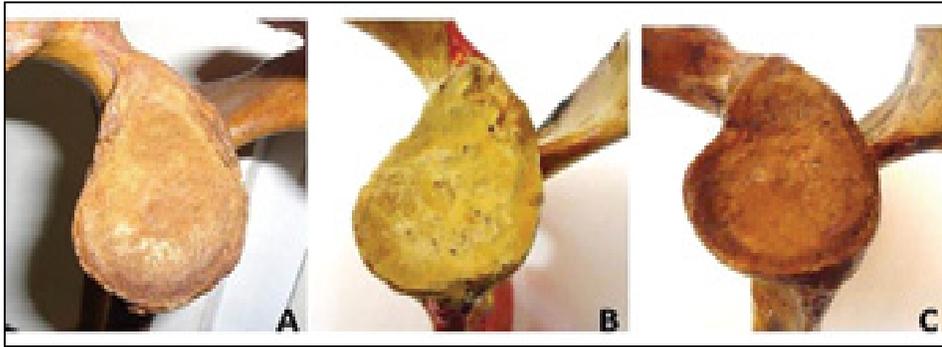


Figure 1-11 Les différentes classes de la forme de la glène : (A) forme d'oval, (B) forme de poire, (C) forme de virgule inversée
Tirée de El-Din et Ali (2015, p. 9)

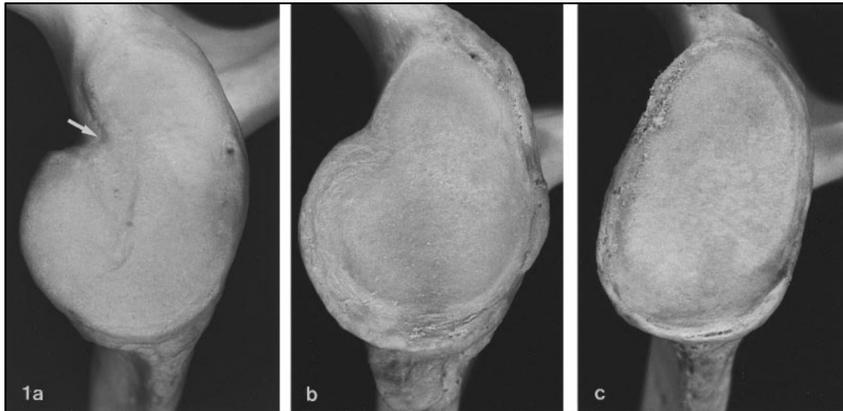


Figure 1-12 Les glènes dans cette image sont classifiées par les auteurs de l'étude comme ayant (1a et b) la forme de poire avec des encoches de différents ampleurs, et (c) la forme ovale

Tirée de Prescher et Klümpen (1997, p. 458)

Les pathologies de la glène sont aussi très bien étudiées. La classification de Walch et al. (1999) pour l'arthrose de la glène est très reconnue, et elle est souvent utilisée par d'autres équipes (Figure 1-13).

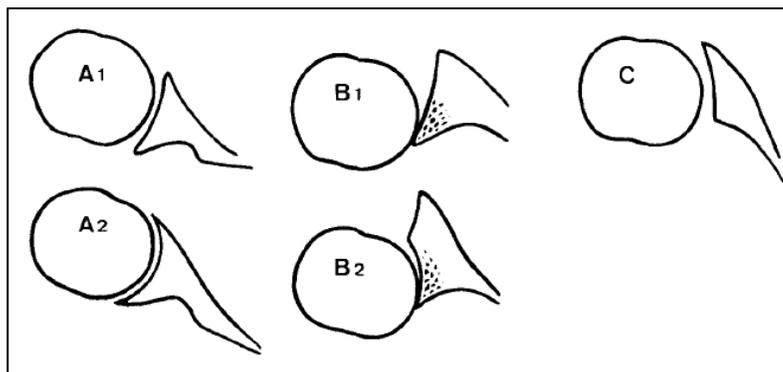


Figure 1-13 La classification de Walch classe les glènes arthrosiques en trois types: (A) tête centrée, (B) subluxation postérieure, (C) rétroversion majeure de la glène
Tirée de Walch *et al.* (1999, p. 757)

La version de la glène mesure l'angle de la glène par rapport au plan sagittal (Zhang, 2016). Une version proche de 0° est plus commune, mais il existe aussi des glènes ayant une antéversion ($>0^\circ$) ou une rétroversion ($<0^\circ$) naturelle (van de Bunt *et al.*, 2015). La rétroversion peut aussi être causée par l'écrasement de la glène par la tête humérale dans une arthrose sévère (Walch *et al.*, 1999).

On voit aussi parfois des évaluations de l'effet de la version de la glène sur l'incidence de pathologies. Une version naturelle différente de la normale (0°) peut augmenter la prédisposition du sujet à l'arthrose en changeant la mécanique de l'épaule (van de Bunt *et al.*, 2015). L'espace sous-acromial est aussi changé selon la version de la glène (Scheyerer, Brunner *et Gerber*, 2016), sujet qui est discuté plus en détail dans la section 1.2.5.

1.2.3 L'acromion

La morphologie de l'acromion a beaucoup été étudiée, notamment par l'équipe de Bigliani, qui a proposé en 1986 une classification de celui-ci en trois types distincts : plat, courbe et crochu (Figure 1-14) (Bigliani, Morrison *et April*, 1986). Depuis lors, plusieurs autres chercheurs ont utilisé sa classification, entre autres pour investiguer la possibilité de corrélation du type d'acromion avec certaines pathologies de l'épaule comme une rupture de la coiffe des rotateurs ou un conflit sous-acromial. Une corrélation entre l'acromion crochu et l'incidence

d'une rupture de la coiffe a été trouvée par Bigliani et al., mais ces résultats restent contestés aujourd'hui (McLean et Taylor, 2019). Actuellement, il n'existe pas d'autres corrélations largement reconnues. Les variations morphologiques de l'acromion et les différentes proportions de chaque type ont aussi été observées dans plusieurs populations différentes (selon l'âge, le sexe, la race, etc...) avec des résultats variés.

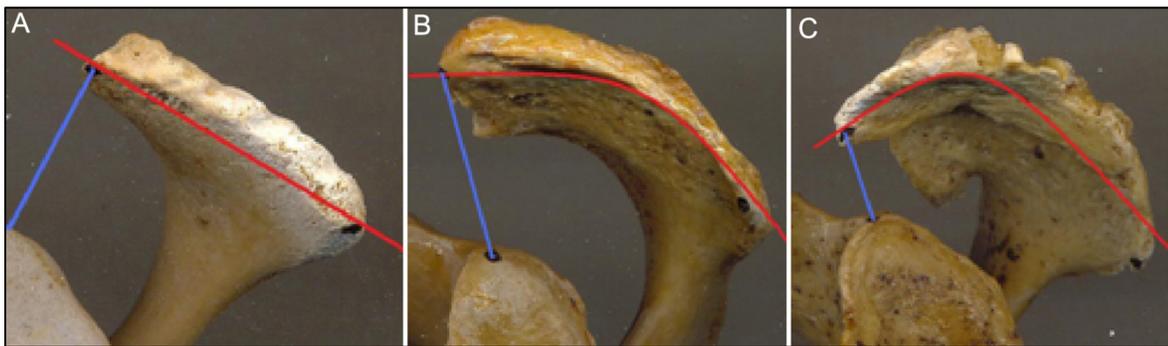


Figure 1-14 Images d'un acromion plat (A), courbe(B) et crochu (C)
Tirée de Aragão *et al.* (2014, p. 638)

De même que pour la classification de la forme de la glène, la classification de Bigliani et al. (1986) reste une méthode essentiellement qualitative et subjective pour classifier les différentes variations morphologiques de l'acromion, ce qui fait qu'elle manque de fiabilité inter-observateur (Aragão et al., 2014 ; Stehle et al., 2015 ; McLean et Taylor, 2019). De plus, les limites entre les trois types d'acromion ne sont pas bien définies (McLean et Taylor, 2019 ; Stehle et al., 2015) et la modalité d'imagerie utilisée peut influencer l'apparence des acromions (Aragão et al., 2014 ; McLean et Taylor, 2019), des raisons qui ont amené d'autres chercheurs à proposer de nouvelles méthodes ou à améliorer la classification selon des mesures quantifiables.

Ainsi, plusieurs équipes ont proposé d'améliorer la classification par l'utilisation de repères anatomiques standardisés pour mieux définir les types d'acromion et les méthodes utilisées pour les mesurer (Epstein et al., 1993 ; Park et al., 2001 ; Stehle et al., 2015). Par exemple, Stehle et al. (2015) utilisent des angles pour définir la limite entre les différentes classes (Figure

1-15). De plus, l'ajout d'un quatrième type, l'acromion «convexe» ou «inverse courbe», a aussi été proposé (Figure 1-16) (Farley et al., 1994 ; Vanarthos et Monu, 1995 ; Stehle et al., 2015).

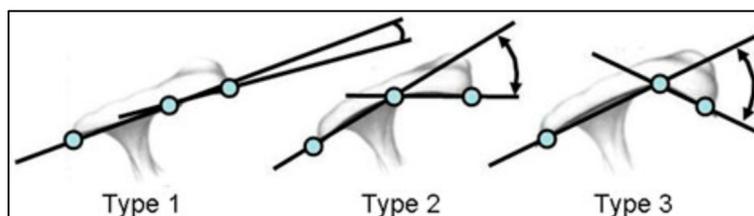


Figure 1-15 La classification des trois types selon l'angle acromial
Tirée de Stehle *et al.* (2015, p. 37)

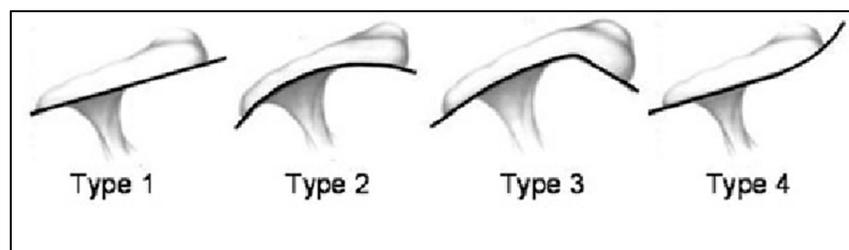


Figure 1-16 Schémas des trois types d'acromion de la classification original de Bigliani et al. et du quatrième type proposé
Tirée de Stehle *et al.* (2015, p. 37)

L'acromion, ensemble avec le segment latéral de la clavicule, forme l'articulation acromio-claviculaire. Cette région est sujette à des dislocations, des fractures, et même à de l'arthrose. L'articulation acromio-claviculaire peut être classifiée selon trois types majeurs : l'acromion surplombant (où l'acromion est au-dessus de la clavicule), la forme neutre (où les structures sont l'une à côté de l'autre), et la clavicule surplombante (où l'acromion est en-dessous de la clavicule) (Figure 1-17) (Urist, 1946 ; Colegate-Stone et al., 2010 ; Crönlein et al., 2018). Cette nomenclature est particulière à l'étude de Crönlein et al. (2018), qui classifie les clavicales selon les angles entre les tangentes aux surfaces articulaires et les tangentes aux surfaces crâniennes des deux structures. Les différents types sont appelés par différents termes dans d'autres études, et ne sont pas toujours quantifiés selon les mêmes méthodes.

Crönlein et al. (2018) ont observé que le type avec acromion surplombant était le plus fréquent, alors que Colegate-Stone et al. (2010) n'ont pas trouvé des différences significatives dans la

distribution de sujets entre les groupes. Les deux études ont postulé que la forme anatomique de l'articulation pourrait avoir un effet important sur le type de blessure subie lors d'un même trauma (Colegate-Stone et al., 2010 ; Crönlein et al., 2018).

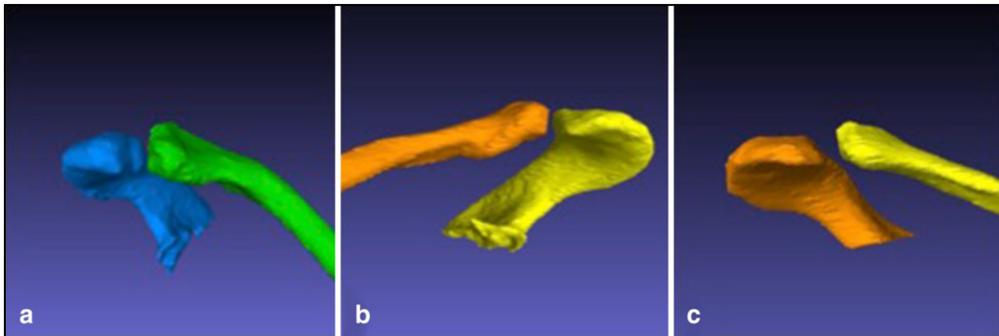


Figure 1-17 Les trois types de l'articulation acromio-claviculaire (a) acromion surplombant dans une épaule droite, (b) forme neutre dans une épaule gauche, (c) clavicule surplombante dans une épaule droite

Tirée de Crönlein *et al.* (2018, p. 3)

Toutefois, l'articulation acromio-claviculaire n'a pas été beaucoup étudiée en 3 dimensions, surtout en lien avec l'arthrose (Bulkmans et al., 2020). Une étude de Bulkmans et al. (2020) a trouvé une relation significative entre l'arthrose acromio-claviculaire et la morphologie des structures impliquées. Notamment, l'acromion et le bord latéral de la clavicule étaient agrandis, et il y avait une subluxation antérieure de l'acromion comparé aux sujets asymptomatiques et sains (Bulkmans et al., 2020).

D'autres études ont aussi proposé des classifications selon des parties plus spécifiques de l'acromion. Par exemple, la classification de la pointe de l'acromion selon sa forme (pointu ou de forme carré), ou du processus de l'acromion selon la texture de sa surface (lisse ou bosselée) (El-Din et Ali, 2015). Cependant, ces classifications restent non-standardisées et sont donc souvent très peu utilisées en dehors des études menées par une même équipe.

1.2.4 La coracoïde

Parmi les régions de la scapula considérées dans ce mémoire, la coracoïde est la région la moins étudiée dans la littérature. Il existe quand même quelques articles qui se concentrent sur la morphologie de la coracoïde. L'orientation unique de chaque coracoïde rend difficile son évaluation dans les radiographies (Bhatia, Beer et Toit, 2007), ce qui fait que la plupart des études utilisent des scapulas sèches ou cadavériques plutôt que l'imagerie médicale ou la reconstruction 3D. La coracoïde est alors classifiée selon des paramètres comme la longueur du processus, la largeur ou épaisseur du processus, la direction du processus, et la largeur de la pointe (Figure 1-18) (Gumina et al., 1999 ; Bhatia, Beer et Toit, 2007 ; Fathi et al., 2017 ; Jia et al., 2020).

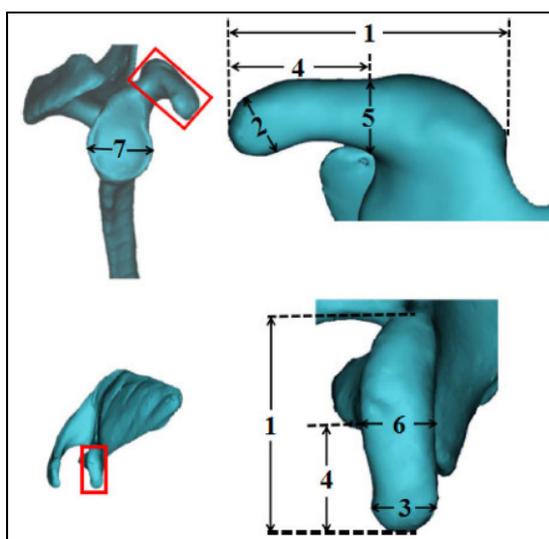


Figure 1-18 Différents mesures du processus de la coracoïde
Tirée de Jia *et al.* (2020, p. 3)

Beaucoup d'études qui considèrent la morphologie de la coracoïde s'intéressent en fait au conflit sous-coracoïdien (Bhatia, Beer et Toit, 2007), qui est une pathologie difficile à diagnostiquer en clinique et pour laquelle il y a peu d'informations sur son incidence dans la littérature (Okoro, Reddy et Pimpelnarkar, 2009). À notre connaissance, il n'y a pas d'explorations de l'effet de la coracoïde sur la fonction de l'épaule ou le développement d'autres pathologies.

Gumina et al. (1999) ont proposé une classification de l'espace sous-coracoïdal selon la forme de l'arc encadré par le processus et la partie antérosupérieure de la glène (arc rond, arc carré, ou hameçon). Le type rond implique un espace sous-coracoïdal plus petit. Ils ont émis la possibilité d'une corrélation entre ce type et une prédisposition à un conflit sous-coracoïdien (Gumina et al., 1999). Cependant, cette classification n'a pas été utilisée dans d'autres articles et il n'existe pas de classification standardisée de la coracoïde.

Un certain nombre d'études a comparé les paramètres de la glène aux paramètres de la coracoïde (Bueno et al., 2012 ; Jia et al., 2020). Dans le cas d'érosion significative de la partie antérieure de la glène, souvent causée par des dislocations récurrentes, une opération selon la procédure de Latarjet peut être faite. Cette procédure consiste à transplanter une partie de la coracoïde comme greffe pour élargir la glène érodée ou fracturée. Les études de Bueno et al. (2012) et de Jia et al. (2020) ont trouvé une corrélation significative entre la largeur de la glène et la largeur de la coracoïde, qui représente un pourcentage (autour de 50%) de cette dernière et peut donc être utilisée pour récupérer la largeur perdue de la glène.

D'autres études ont investigué l'incidence de l'articulation coraco-claviculaire dans différentes populations (Cockshott, 1979 ; Nalla et Asvat, 1995 ; Cho et Kang, 1998 ; Gumina et al., 2002). Alors qu'un ligament coraco-claviculaire existe dans l'ensemble de la population, l'existence d'une articulation osseuse (Figure 1-19) est beaucoup plus rare. En revanche, la présence de cette facette est beaucoup plus souvent examinée d'un point de vue de la morphologie claviculaire, et il n'est pas clair si la morphologie de la coracoïde est affectée.

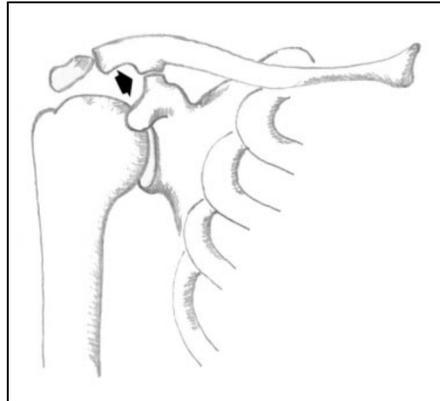


Figure 1-19 Illustration d'une facette osseuse de l'articulation coraco-claviculaire
Tirée de Gumina *et al.* (2002, p. 514)

Enfin, de même que pour la glène et l'acromion, il existe un certain nombre d'études comparant quantitativement les paramètres de la coracoïde dans différentes populations (Bhatia, Beer et Toit, 2007 ; Fathi et al., 2017).

1.2.5 Mesures de l'espace sous-acromial

Souvent, l'espace sous-acromial, qui englobe l'espace entre l'acromion, la coracoïde, et la tête humérale, est étudié selon les distances relatives entre les structures, plutôt qu'en termes de morphologie des structures elles-mêmes. De plus, la coracoïde, qui n'est pas souvent étudiée de manière isolée, est plus souvent étudiée par sa relation avec les autres structures (la glène et l'acromion) (Aragão et al., 2014 ; Naidoo et al., 2016).

Il existe plusieurs indices cliniques caractérisant cet espace. Par exemple, la distance sous-acromiale (DSA), parfois appelée la distance acromio-humérale, est un indice clinique très souvent examiné dans la littérature. Une diminution de cette distance est un symptôme reconnu d'une rupture de la coiffe des rotateurs ou d'un conflit sous-acromial (Scheyerer, Brunner et Gerber, 2016 ; Zhang, 2016). Scheyerer et al. (2016) ont investigué l'effet de la version de la glène sur l'espace sous-acromial, et la DSA en particulier, en modifiant la version manuellement sur des scapulas sèches. Ils ont trouvé que la DSA diminuait avec une

rétroversion plus prononcée. Il est donc important à considérer qu'un espace sous-acromial très petit n'est pas toujours l'évidence d'une pathologie (Scheyerer, Brunner et Gerber, 2016).

L'angle critique de l'épaule (CSA) est aussi un indice très souvent utilisé pour caractériser cet espace. Il mesure la position de l'acromion par rapport à la glène en 2D (dans des radiographies), et il est aussi considéré comme évidence d'une rupture de la coiffe des rotateurs (Zhang, 2016). Une version du CSA en 3 dimensions a été proposée par Zhang dans sa thèse (2016). Une étude récente de Chalmers et al. (2021) a évalué la corrélation du CSA avec l'arthrose gléno-humérale et a trouvé que des sujets ayant une arthrose plus sévère présentaient un CSA significativement plus petit que des sujets sains. Cependant, cette différence n'existait pas entre les sujets sains et des sujets atteints d'arthrose moins sévère, donc les résultats sont contestés (Chalmers et al., 2021).

D'autre part, des systèmes de classification de l'espace sous-acromiale ont été proposés par plusieurs équipes de recherche, mais il n'existe pas de système standardisé jusqu'ici. Par exemple, l'équipe de Aragão et al. (2014) propose un système d'angles qu'ils utilisent notamment pour déterminer la courbure de l'acromion, mais aussi pour caractériser l'espace sous-acromial. On voit ce système dans la Figure 1-20, où les droites a, d, h, g, et f sont définies par 4 points de repère anatomiques : le point milieu du bord supérieur de la glène, la pointe de la coracoïde, le point antéroinférieur de l'acromion, et l'angle de l'acromion. La droite c est la droite perpendiculaire à la droite d dans le point de milieu M entre les 2 repères de l'acromion. Les distances entre les points et les angles α , θ , et β entre les droites permettent de caractériser la relation entre les trois structures.

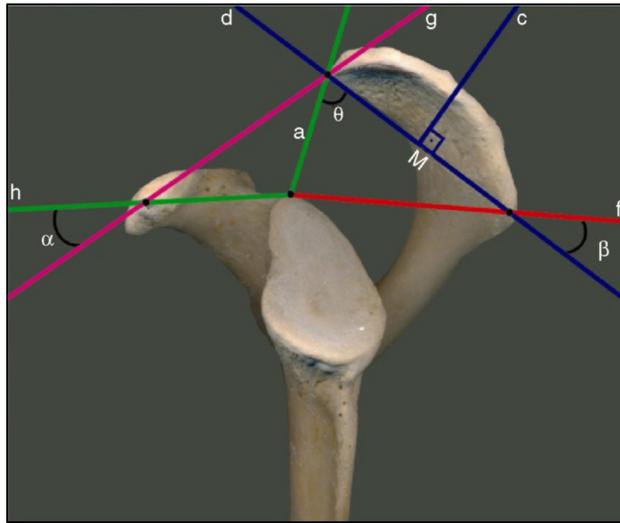


Figure 1-20 Un système d'angles pour déterminer la courbure de l'acromion et caractériser l'espace sous-acromiale
Tirée de Aragão *et al.* (2014, p. 638)

De plus, l'équipe de Naidoo *et al.* (2016) proposent un modèle anatomique similaire qu'ils appellent le *triangle delto-fulcral* (Figure 1-21). Le triangle est formé par 3 repères facilement visibles, dont 2 sur l'acromion et 1 sur la coracoïde. Les angles et les longueurs des côtés du triangle sont mesurés, ainsi que la distance entre chacun de ses trois sommets et le centre du cercle inscrit dans la glène. L'étude a trouvé des différences significatives entre des sujets sains et pathologiques pour certains mesures (Naidoo *et al.*, 2016).

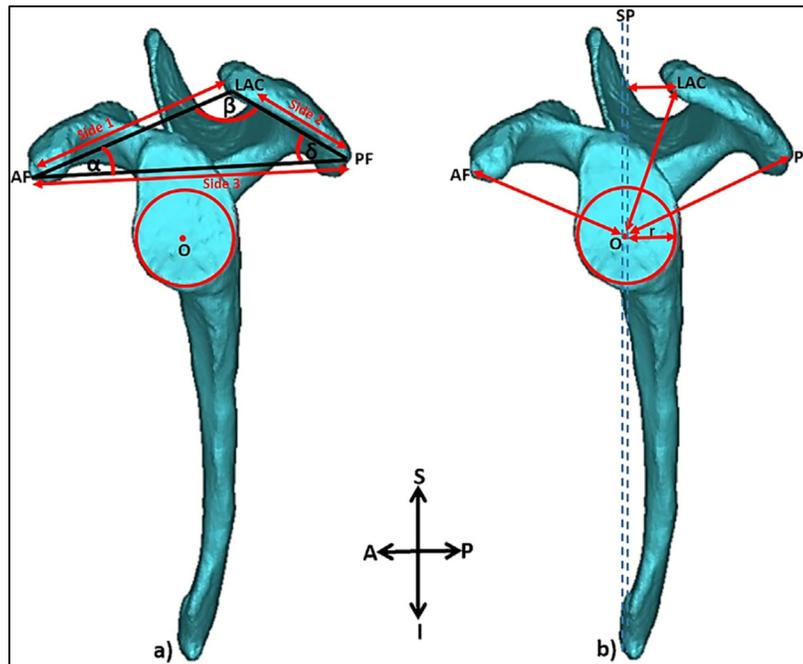


Figure 1-21 Le triangle delto-fulcral (gauche) et les distances entre chaque sommet et le centre du cercle inscrit dans la glène (droite)
Tirée de Naidoo *et al.* (2016, p. 63)

1.2.6 Conclusions de la revue morphologique

Nous pouvons constater à partir de cette revue de littérature sur la morphologie que l'épaule est composée de plusieurs sous-structures osseuses qui interagissent entre-elles et qui varient beaucoup en forme, en taille et en position d'un individu à un autre. Plusieurs systèmes de mesure (standardisés ou non) existent pour caractériser des structures comme la tête humérale, la glène, l'acromion, et la coracoïde, pour lesquelles une grande variabilité inter-individuelle est documentée dans la littérature. De nombreuses études évaluent les liens entre ces variations et les pathologies de l'épaule, que ce soit le risque ou la présence de pathologie dans un individu.

Pourtant, il n'existe pas à nos connaissances d'études qui évaluent plus clairement ces variations morphologiques avec le but de développer un modèle statistique représentant la grande majorité des variations morphologiques. De plus, alors que des comparaisons ont été fait entre des populations saines et des populations atteintes de différentes pathologies de

l'épaule, il n'existe pas non-plus des modèles statistiques « sains » et « pathologiques » développés qui permettent une comparaison plus directe des variations principales présentes dans chaque population.

1.3 Méthodes d'imagerie médicale par les rayons X pour extraire la morphologie de l'épaule

L'imagerie médicale est une technique qui consiste à capturer une image de l'intérieur du corps pour des raisons de diagnostic ou pour une intervention clinique (US Food & Drug Administration, 2018). Elle peut se baser sur différentes propriétés physiques, comme le magnétisme dans l'imagerie par résonance magnétique (IRM), ou les ultrasons dans l'échographie. Dans ce mémoire, on va se concentrer sur l'imagerie médicale de l'épaule par les rayons X et l'utilité de celle-ci dans l'extraction de la morphologie in-vivo.

1.3.1 La radiographie conventionnelle

Pour capturer une image radiographique simple ou conventionnelle, le sujet est placé entre une source de rayons X et un détecteur. La source émet des rayons X qui traversent le sujet. Différents matériels et structures ont différents taux d'absorption des rayons, ce qui fait que la quantité de rayons détectée par le détecteur va dépendre de la structure traversée, créant ainsi une image des différentes structure internes du patient (Avenidaño Cervantes, 2016). Les tissus mous absorbent beaucoup moins de rayons, ils apparaissent donc noirs sur le détecteur, tandis que les os en absorbent beaucoup et ils apparaissent donc blancs.

Les radiographies sont souvent utilisées pour évaluer l'épaule (Sanders et Jersey, 2005). Il existe différentes vues typiques qui sont utilisées à cette fin. Par exemple, la vue antéropostérieure (AP) qui doit son nom à la direction de l'émission des rayons X à travers le corps (de l'avant vers l'arrière) et consiste à placer le plan coronal du patient en parallèle avec le plan de la source (Figure 1-22). Cette vue permet de capturer les os de l'épaule en très grand détail à cause de la distribution plus ou moins uniforme des tissus mous environnants (Sanders et Jersey, 2005). Un deuxième exemple de vue, la vue Grashey (« true AP »), consiste à tourner

le patient entre 35° et 45° pour mettre le plan de la scapula étudiée perpendiculaire à la source, ce qui minimise le chevauchement entre la tête humérale et la glène (Figure 1-22). Cette vue est donc souvent utilisée pour une évaluation de l'articulation gléno-humérale (Sanders et Jersey, 2005).

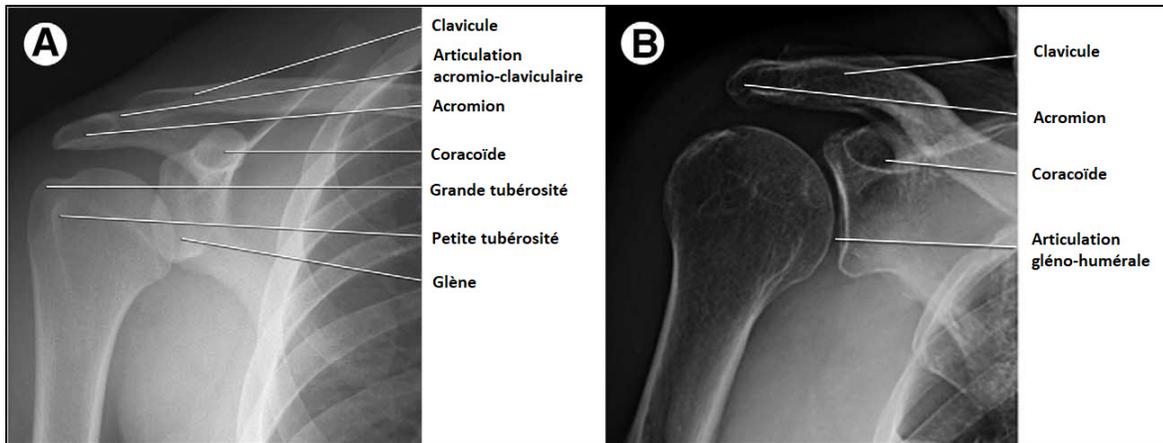


Figure 1-22 Radiographies en vue AP (A) et AP Grashey (B)
Traduite en français de Sanders et Jersey (2005, p. 208)

1.3.2 La tomodensitométrie

La tomodensitométrie, aussi appelé scanner ou « Computerized Tomography » (CT), profite des mêmes principes que la radiographie simple pour étudier l'intérieur du corps par des coupes axiales. Pour se faire, une source de rayon X est tournée autour d'un sujet (Figure 1-23) pour détecter l'atténuation des rayons dans des directions différentes (Herman et Herman, 2009 ; Avendaño Cervantes, 2016). Les données obtenues sont combinées pour attribuer une valeur, représentée par différentes teintes de gris, et ce pour chaque voxel (Figure 1-24) (Herman et Herman, 2009 ; Avendaño Cervantes, 2016). Cette méthode permet ainsi de créer des images en coupe du corps et d'étudier différentes structures plus en détail.

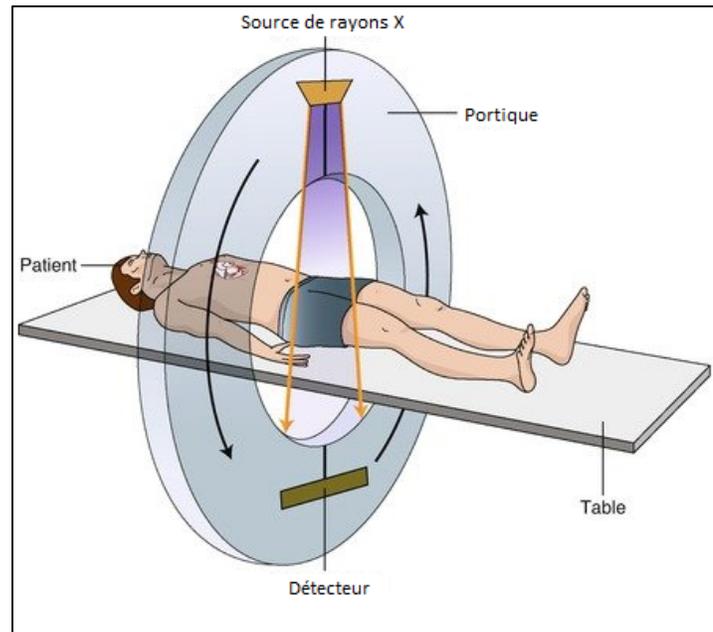


Figure 1-23 Illustration d'un CT scanner. La source de rayons X tourne autour du patient et la table fait une translation du patient pour permettre de capturer une image du corps à différents niveaux
Reproduite et adaptée de Garnett (2020, p. 3)

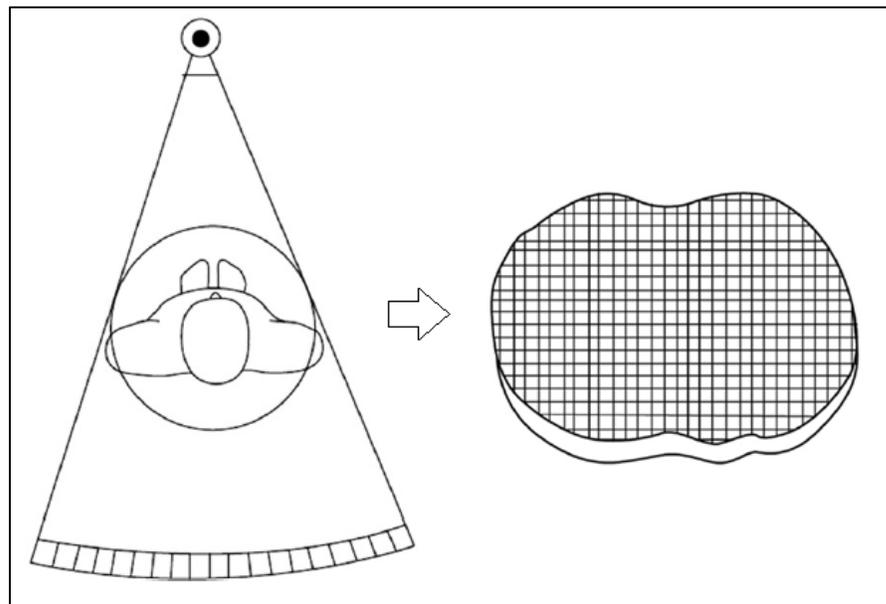


Figure 1-24 Illustration du champ de vue d'un CT (gauche) et la coupe résultante pour un seul niveau, représentée par une matrice de pixels (droite)
Reproduite et adaptée de Avendaño Cervantes (2016, p. 14-4)

De plus, les images CT permettent de faire une reconstruction 3D de certaines structures du corps (Ram *et al.*, 1998 ; Avendaño Cervantes, 2016). Une reconstruction 3D consiste à générer un modèle 3D d'une structure pour pouvoir mieux l'évaluer de manière non-invasive. Cela se fait souvent pour la colonne vertébrale (Avendaño Cervantes, 2016), mais peut aussi se faire pour d'autres structures osseuses, y compris la scapula et l'humérus de l'épaule. Cependant, la reconstruction 3D est peu utilisée en clinique car elle est chronophage et les chirurgiens se fient sur des mesures 2D dans les coupes pour planifier leur chirurgie. De plus, il faut rappeler que l'acquisition se fait avec le patient couché, ce qui peut être problématique dans le cas de l'épaule, parce que les positions relatives de ses structures osseuses sont affectées par la direction de la gravité.

1.3.3 La radiographie bi-planaire par le système EOS

Malgré leur grande utilité dans l'imagerie médicale et l'analyse des structures osseuses de l'épaules, les rayons X restent irradiants, et présentent donc un certain risque pour les patients (Avendaño Cervantes, 2016). Le système EOS est une alternative à la radiographie conventionnelle puisqu'il est à basse dose d'irradiation et qu'il permet de capturer deux images radiographiques simultanées dans des plans perpendiculaires (Wybier et Bossard, 2013 ; Melhem *et al.*, 2016). Dans la Figure 1-25, on voit comment le système EOS peut amplifier un faisceau en minimisant le taux d'irradiation pour le patient: un faisceau primaire de rayons X passe à travers le sujet, et le faisceau émergent est ensuite amplifié dans la chambre de Charpak pour donner un faisceau secondaire qui arrive enfin sur les détecteurs.

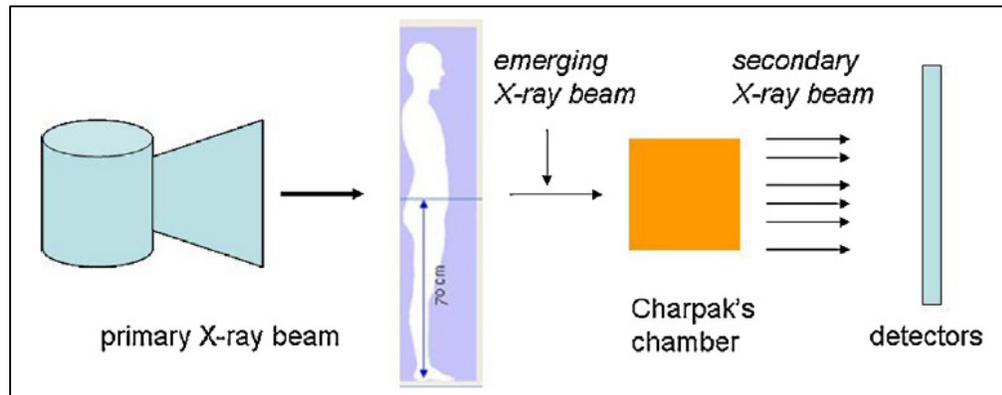


Figure 1-25 Une représentation de la méthode utilisée par le système EOS pour amplifier la basse dose des rayons pour créer les images radiographiques
Tirée de Wybier et Bossard (2013, p. 238)

La position du patient peut être variée pour obtenir différentes vues, tout comme pour la radiographie simple. On peut voir une démonstration de cela dans la Figure 1-26, où les bords rouges représentent les sources des rayons X, et les bords gris représentent les détecteurs. Dans la figure de gauche, on obtient une radiographie AP et une radiographie latérale. Dans la figure de droite, le patient est tourné à un degré de 45° pour éviter le chevauchement entre les structures étudiées. Ce système permet d'évaluer le corps entier en position fonctionnelle, contrairement à la tomodynamométrie, et permet également de reconstruire des modèles 3D des os par une méthode associée (Wybier et Bossard, 2013 ; Melhem *et al.*, 2016).

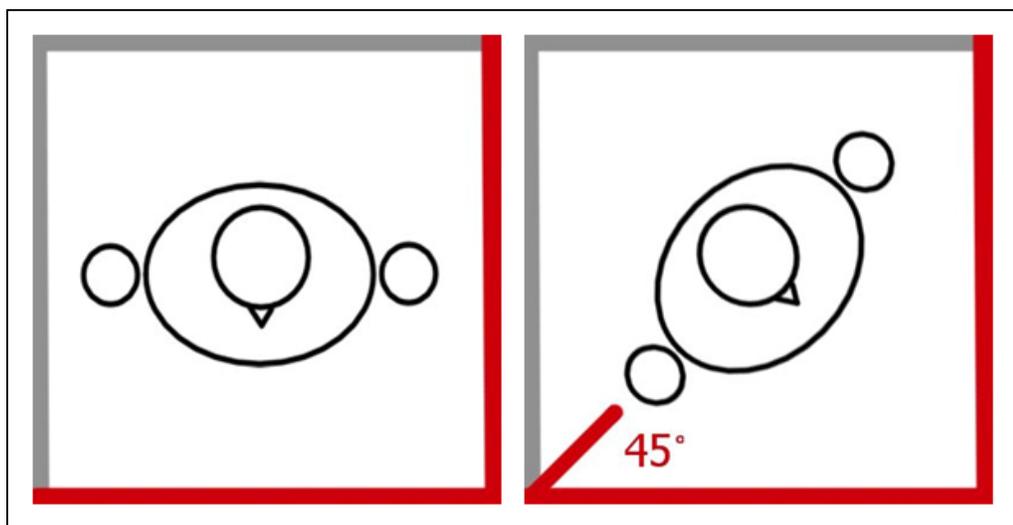


Figure 1-26 Une démonstration d'une personne en différentes positions dans la cabine EOS

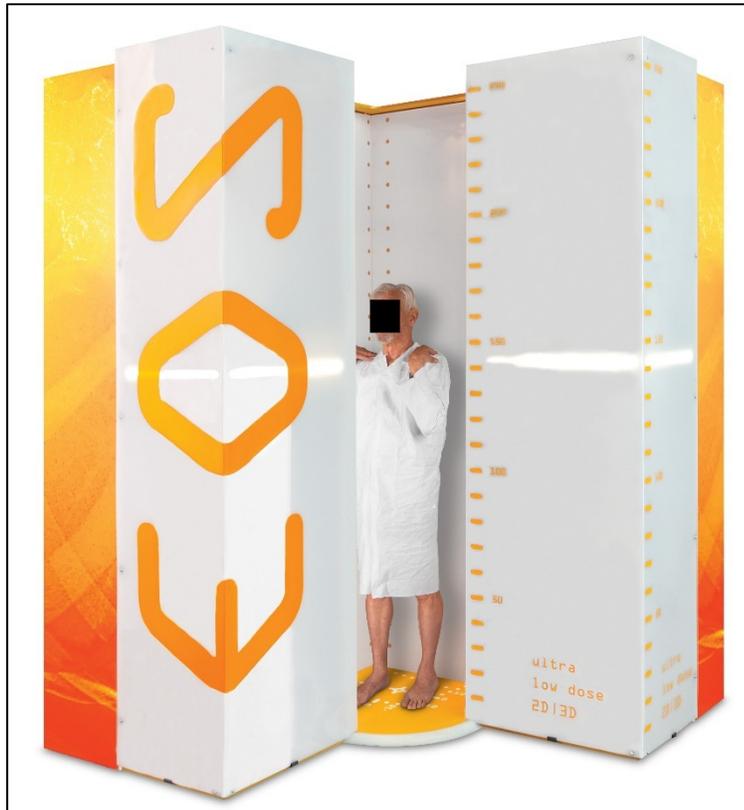


Figure 1-27 Une personne dans la cabine EOS
Reproduite et adaptée de EOS imaging (2022)

Il existe une méthode de reconstruction 3D développée au sein du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) et le Laboratoire de Biomécanique (LBM) de l'ENSAM à Paris qui utilise une seule paire de radiographies EOS pour reconstruire les structures osseuses de l'épaule. Cette méthode a été présentée dans la thèse de Cheng Zhang en 2016, dont le but était la mise en place d'une méthode de reconstruction de l'épaule qui serait accessible en clinique pour l'évaluation des indices cliniques et la planification chirurgicale. Les informations présentes dans les deux radiographies EOS (en vue AP « Grashey » et la vue latérale correspondante) sont utilisées pour déformer un modèle générique et produire une reconstruction personnalisée de l'épaule du patient (voir la section 2.6). Cette méthode de reconstruction permet ainsi de caractériser la morphologie de l'épaule d'un patient dans une position fonctionnelle en minimisant le risque associé à l'irradiation par les rayons X. Cette

méthode a pourtant certaines limitations, ne démontrant pas le même niveau de précision et de robustesse pour toutes les régions de l'épaule, et profiterait à être améliorée.

1.4 Conclusion

L'épaule est une articulation ayant une anatomie très complexe. Il existe beaucoup de recherche dédiée à l'étude des structures osseuses de l'épaule, et plusieurs systèmes de mesure qui permettent d'analyser les variations anatomiques de celles-ci et leur lien avec certaines pathologies. Une grande partie de cette recherche utilise des méthodes d'imagerie par les rayons-x. En effet, les radiographies simples ou bi-planes et les images CT permettent d'étudier ces structures *in vivo*, et peuvent être utilisées dans des méthodes de modélisation par la reconstruction 3D, sujet du Chapitre 2.

CHAPITRE 2

LA RECONSTRUCTION 2D/3D ET LES MODÈLES STATISTIQUES

2.1 Introduction à la reconstruction 2D/3D

La reconstruction 3D est un processus par lequel un modèle 3D d'un objet réel est généré. Dans le domaine de la santé, ce processus est employé pour créer des modèles anatomiques d'un patient à partir d'images issues de l'imagerie médicale, comme les images CT ou IRM (Markelj *et al.*, 2012 ; Goswami et Misra, 2015 ; Hosseinian et Arefi, 2015). Ces modèles sont un outil qui peut aider dans plusieurs situations, notamment dans un contexte clinique. Par exemple, un modèle 3D peut servir à faire un diagnostic, une planification chirurgicale, ou même une chirurgie guidée (Markelj *et al.*, 2012 ; Hosseinian et Arefi, 2015). On peut aussi parler de reconstruction 2D/3D, où un modèle 3D est reconstruit à partir d'images 2D radiographiques. Dans ce cas, l'utilisation d'un modèle générique en combinaison avec les données du patient peut apporter des connaissances *à priori* qui aident à déterminer la forme de l'objet en question et permet donc une meilleure fiabilité et automatisation de la méthode (Goswami et Misra, 2015 ; Hosseinian et Arefi, 2015).

Il existe différentes méthodes de reconstruction 2D/3D, employant différentes techniques spécifiques de calcul ou d'analyse. On s'intéresse dans ce mémoire aux méthodes utilisant les informations disponibles dans les radiographies pour déformer des modèles génériques jusqu'à obtenir cohérence entre la projection du modèle et les images. Par exemple, pour générer un modèle personnalisé, la méthode de Cheng Zhang (mentionnée dans la section 1.3.3 et détaillée dans la section 2.6) déforme des modèles moyens de l'épaule par une série de transformations automatiques ou manuelles qui rapprochent les rétroprojections en 2D de ceux-ci aux contours visibles des structures réelles dans des images radiographiques.

2.2 Modèles génériques

Un des plus grands défis dans les méthodes de reconstruction 2D/3D est le manque de précision dans les reconstructions, dû à une disponibilité limitée des informations dans les images radiographiques (Goswami et Misra, 2015). Pour compenser ce manque d'informations, des modèles génériques peuvent être utilisés pour apporter des informations *à priori* sur la morphologie de la structure en question. Un modèle générique est un objet qui contient des connaissances *à priori* sur la forme de la structure étudiée.

Il existe différents types de modèles génériques. Les connaissances *à priori* apportées par ceux-ci peuvent agir comme un point de départ dans une reconstruction, c'est-à-dire un modèle initial qui sera ensuite transformé pour obtenir un modèle personnalisé. Parfois, ils permettent aussi d'encadrer les déformations, pour assurer que la forme finale soit toujours dans les limites de ce qui est acceptable pour la structure en question.

2.2.1 Modèles moyens

Un modèle moyen est un modèle générique créé en prenant la moyenne de plusieurs modèles individuels. Cela permet d'avoir une forme générale de la structure en question qui joue le rôle d'un point de départ pour la reconstruction du modèle personnalisé. Ce modèle a ses limites lorsque la structure possède des variations très régionales comme c'est le cas pour l'épaule.

2.2.2 Modèles paramétrés

Les modèles paramétrés sont des modèles regroupant plusieurs primitives géométriques comme des points, droites, sphères, ou ellipses (Zhang, 2016). Souvent, ces primitives jouent le rôle de « poignées » qui pourront être bougées manuellement ou automatiquement pour contrôler une déformation. Dans le cas de l'épaule, la limite de cette approche est que cela demande l'intervention d'un opérateur, ce qui est connu pour diminuer la reproductibilité de la reconstruction.

2.2.3 Modèles statistiques de forme

Un modèle statistique de forme (« Statistical Shape Model », SSM), ou modèle à distribution de points (« point distribution model »), est un modèle créé par l'apprentissage à partir d'une base de données. Ce type de modèle est souvent utilisé dans les méthodes de reconstruction 2D/3D car il est à la fois flexible et spécifique, et permet donc de représenter différentes variations qui existent dans une population tout en limitant les déformations possible à celles qui sont caractéristiques de la structure étudiée (Cootes *et al.*, 1992 ; Cootes *et al.*, 1995).

Un modèle statistique consiste en un modèle moyen et des informations sur les variations de forme présentes dans la base d'entraînement. Des déformations peuvent être appliquées selon une combinaison linéaire des variations principales, mises en évidence par une analyse en composantes principales (ACP) (voir section 2.4). Le calcul d'un modèle statistique à partir d'une base de données se fait en deux étapes majeures : l'alignement des objets de la base et l'analyse statistique.

2.3 Alignement

L'alignement est une étape importante dans la création d'un modèle statistique qui place tous les objets d'une base de données dans un même espace référentiel. Cela permet de faire des analyses sur l'ensemble de la base. L'alignement va éliminer la variation entre les objets qui est due à une rotation, une translation, ou une mise à l'échelle (Cootes *et al.*, 1992 ; Cootes *et al.*, 1995 ; Reyneke *et al.*, 2019).

Il existe plusieurs façons pour aligner les objets, et nous présentons ici quelques exemples de techniques utilisées à cette fin. Les techniques d'alignement présentées ici peuvent aussi être utilisées dans les méthodes de reconstruction pour pré-positionner un modèle générique dans l'espace 3D selon la projection des structures dans les radiographies.

2.3.1 Le recalage

Le recalage est un processus d'alignement qui se fait par l'optimisation d'une série de transformations qui serviront à approcher un objet source à un objet cible (Markelj *et al.*, 2012 ; Andrade, Faria et Cappabianco, 2018 ; Reyneke *et al.*, 2019). Il est souvent utilisé en imagerie médicale pour mettre en correspondance deux images en modalités différents. Par exemple, la mise en correspondance d'un modèle 3D avec des images radiographiques 2D peut se faire par le recalage (Markelj *et al.*, 2012 ; Andrade, Faria et Cappabianco, 2018 ; Reyneke *et al.*, 2019).

Il existe plusieurs types de recalage, y compris le recalage rigide et le recalage non-rigide. Le recalage rigide cherche à faire un alignement qui conserve la forme globale de l'objet source en minimisant la mise à l'échelle et les cisaillements (Schaefer, McPhail et Warren, 2006 ; Cuno *et al.*, 2007). Cela se fait souvent par des transformations linéaires, et sert à poser deux objets dans un même référentiel. D'autre part, le recalage non-rigide cherche à faire un alignement qui permet des déformations de la forme de l'objet source (Schaefer, McPhail et Warren, 2006 ; Cuno *et al.*, 2007). Cela peut permettre à recalculer un modèle moyen 3D vers les images radiographiques 2D d'un individu pour créer un modèle ayant une morphologie personnalisée, par exemple.

Nous présentons des méthodes plus spécifiques de recalage utilisées pour l'alignement dans les prochaines sections.

2.3.2 L'analyse de Procruste

L'analyse de Procrustes (« Generalized Procrustes Analysis (GPA) ») est une méthode par laquelle on minimise par moindres carrés la distance entre les points correspondants de deux objets : l'objet source et l'objet cible. Cela se fait en superposant l'ensemble des objets pour calculer la moyenne, jusqu'à ce que la distance entre la moyenne et la référence soit inférieure à un seuil donné. Cette méthode est la plus souvent utilisée dans le contexte de l'alignement d'objets (Reyneke *et al.*, 2019).

2.3.3 La décomposition en valeurs singulières

La décomposition en valeurs singulières (« Singular Value Decomposition (SVD) ») est une méthode qui permet de trouver les valeurs singulières d'une matrice X de taille $m \times n$ selon l'équation (2.1).

$$X = UDV^T \quad (2.1)$$

U est une matrice de dimension $m \times n$, contenant dans ses colonnes les *vecteurs singuliers à gauche*, qui représentent les vecteurs propres de XX^T . V^T est une matrice de $n \times n$ contenant dans ses rangées les *vecteurs singuliers à droite*, qui représentent les vecteurs propres de $X^T X$. D est une matrice de dimensions $n \times n$ orthonormée contenant dans son diagonal les *valeurs singulières* (Wall, Rechtsteiner et Rocha, 2003).

Cette technique de décomposition va servir dans la méthode d'alignement de Umeyama et al. (1991) présentée dans la prochaine section.

2.3.4 La méthode de Umeyama et al. (1991)

La méthode de Umeyama et al. (1991) est une extension de la méthode développée par Arun et al. (1987), qui permet d'aligner deux distributions de points $\{x_i\}$ et $\{y_i\}$ selon un algorithme basé sur la SVD (Arun, Huang et Blostein, 1987 ; Umeyama, 1991). Étant donné deux distributions de points $\{x_i\}$ et $\{y_i\}$; $i = 1, 2, \dots, n$ dans un espace m -dimensionnel, la méthode se base sur les équations (2.2), (2.3), et (2.4),

$$R = USV^T \quad (2.2)$$

$$t = \mu_y - cR\mu_x \quad (2.3)$$

$$c = \frac{1}{\sigma_x^2} tr(DS) \quad (2.4)$$

Où R définit une rotation, t définit une translation, et c définit une mise à l'échelle. Les valeurs U , D , et V^T sont les résultats d'une SVD appliquée à la matrice de covariance entre les deux

nuages de points $\{x_i\}$ et $\{y_i\}$, μ_x et μ_y sont les vecteurs moyens des nuages, σ_x^2 et σ_y^2 sont les variances de chaque nuage autour de son vecteur moyen, et S est une matrice d'identité de taille $m \times m$. Pour éviter les réflexions dans la transformation, S peut se définir par l'équation (2.5) ci-dessous.

$$S = \begin{cases} I, & \text{if } \det(U) \det(V) = -1 \\ \text{diag}(1,1, \dots, 1, -1), & \text{if } \det(U) \det(V) = 1 \end{cases} \quad (2.5)$$

Une fois les paramètres trouvés, la transformation est appliquée à un nuage de points P par l'équation suivante :

$$P' = cRP + T \quad (2.6)$$

2.3.5 Iterative Closest Point

L'algorithme *Iterative Closest Point* (ICP) permet d'approcher itérativement les points d'un objet source aux points d'un objet cible. Pour pouvoir employer une ICP, il faut que les deux objets soient d'abord pré-positionnés. C'est-à-dire qu'il faut d'abord avoir une première estimation de la pose relative avant de lancer l'itération. La solution est améliorée par la reprise itérative des étapes suivantes :

- L'application d'une transformation rigide à l'objet source.
- La mise en correspondance de paires de points.
- La minimisation de la métrique d'erreur. Cette métrique peut être une distance par moindres carrés ou une différence en couleur d'un pixel, par exemple (Rusinkiewicz et Levoy, 2001).

2.4 Analyse en composantes principales

Une fois les objets alignés, une base de données peut être utilisée dans une analyse en composantes principales (ACP) pour y extraire des informations sur la variabilité de forme. L'ACP permet de trouver les principaux modes de variation d'un ensemble de variables sous

la forme de composantes principales (CP) (Jolliffe, 2002). Ces composantes principales consistent à des vecteurs propres v_i et des valeurs propres λ_i correspondantes.

Considérons une base de N objets 3D, dans laquelle un objet X peut être représenté par le vecteur suivant de dimension $3 \times n$, où n est le nombre de sommets dans l'objet :

$$x_i = \{x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2, \dots, x_n, y_n, z_n\}$$

Le modèle moyen \bar{x} de la base peut donc être calculé par l'équation (2.7), et la matrice de covariance S de dimension $3n \times 3n$ par l'équation (2.8)

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.7)$$

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(x_i - \bar{x})^T \quad (2.8)$$

Lorsqu'un ACP est calculé à partir de la matrice de covariance, ses résultats sont liés à la méthode SVD. Selon la méthode SVD, la matrice de covariance $X^T X$ est égale à VD^2V^T ($X^T X = VD^2V^T$). La matrice V^T contient les vecteurs propres, et la matrice D^2 contient les valeurs propres correspondants (Wall, Rechtsteiner et Rocha, 2003 ; Zhang, 2016). Ces vecteurs et valeurs propres définissent les principaux modes de variations de la forme des objets dans la base (Figure 2-1). En choisissant les plus grands modes, nous pouvons générer un nouvel objet par une combinaison linéaire des vecteurs et valeurs propre, et générer ainsi des formes représentatives à partir d'un nombre réduit de variables.

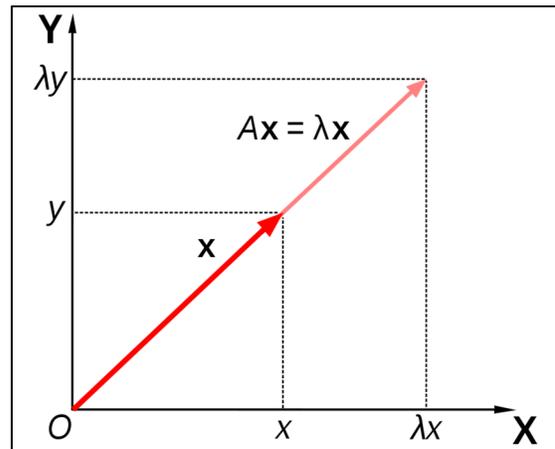


Figure 2-1 Une représentation géométrique d'un vecteur propre X et de la valeur propre correspondante λ pour un objet simple, le vecteur A
Tirée de Wikipédia (2022)

2.4.1 Les fonctions intégrées de Matlab pour calculer un ACP

Le logiciel Matlab a des fonctions intégrées qui permettent de calculer l'ACP d'une base de données. Les fonctions PCA et PCACOV calculent toutes les deux les composantes principales (CP) d'un ensemble de données sous la forme de matrices de vecteurs propres (V) et de valeurs propres (E), ainsi que le pourcentage de variation expliqué (exp) par chaque vecteur. Ces fonctions sont très similaires, mais révèlent quand même quelques différences.

La fonction PCA prend les données directement en entrée, sous la forme de matrice de taille $N \times p$, où N est le nombre d'observations (ex. : sujets) et p est le nombre de variables (ex. : sommets). Elle utilise la fonction SVD intégrée de Matlab pour calculer les CP. La matrice de vecteurs propres résultante est de taille $N-1 \times p$ à cause d'un indice « Economy » dans la fonction SVD, qui limite le nombre de vecteurs calculés lorsque le degré de liberté $d = N-1$ est plus petit que le nombre de variables p ($N \ll p$). Elle permet également de calculer les vecteurs propres et les valeurs propres d'une matrice non-carrée, et exécute un centrage des données (soustraction de la moyenne de chaque colonne) avant l'analyse.

La fonction PCACOV prend les covariances des données en entrée, sous la forme de matrice de taille $p \times p$. La matrice de covariance doit être carrée. PCACOV est une fonction plus

ancienne, introduite avant la version 2006 du logiciel, contrairement à PCA, qui a été introduite dans la version 2012. Elle utilise la fonction SVD aussi, mais elle n'a pas l'option d'utiliser l'indice « Economy » et calcule une matrice de vecteurs propres de taille $p \times p$. Elle ne standardise pas les données et ne peut pas traiter des données d'une matrice non-carrée.

Une évaluation des différences en résultats de PCA et PCACOV sur les mêmes données est disponible dans l'ANNEXE I.

Une autre fonction intégrée de Matlab pour le calcul de vecteurs et valeurs propres qui n'a pas été considéré ici est la fonction EIG.

2.5 Techniques de déformation

Les techniques de déformation sont utilisées pour changer la forme d'un objet (Schaefer, McPhail et Warren, 2006 ; Cuno *et al.*, 2007). Une fois alignés dans un même référentiel, deux objets sont mis en correspondance, et l'objet cible peut être utilisé pour déformer l'objet source jusqu'à atteindre la forme voulue. Prenant le même exemple de la reconstruction 2D/3D, les informations présentes dans les radiographies 2D vont définir les transformations nécessaires pour déformer un modèle moyen 3D et obtenir un modèle personnalisé. Le recalage, présenté dans la section 2.3, est une manière de déformer un modèle.

2.5.1 Moving Least Squares

La technique *Moving Least Squares* (MLS) permet de déformer un objet selon des poignées de déformation. Ces poignées sont des primitives géométriques définies sur l'objet (voir section 2.2.2), qui peuvent être déplacé(croissances anormales d'os) s manuellement ou automatiquement, et qui vont guider les déformations. Les déformations, dites *aussi-rigide-que-possible*, permettent de transformer l'objet localement de manière fluide et lisse. Cela se fait en trouvant la transformation $l_v(x)$ qui minimise l'équation (2.9), où $\{p_i\}$ est un ensemble de points sources, $\{q_i\}$ est un ensemble de points cibles, et w_i sont des poids (Schaefer, McPhail et Warren, 2006 ; Cuno *et al.*, 2007).

$$\sum_i w_i |l_v(p_i) - q_i|^2 \quad (2.9)$$

2.6 La méthode de reconstruction de Cheng Zhang

2.6.1 Introduction

La méthode de reconstruction 2D/3D de l'épaule proposée par Cheng Zhang a été développée avec le but d'augmenter l'automatisation et de diminuer le temps de manipulation d'une méthode antérieure proposée au LIO par Pierre-Yves Lagacé, pour permettre son utilisation en milieu clinique et améliorer la précision et la fiabilité des reconstructions (Lagacé, 2012 ; Zhang, 2016). Cela a été fait principalement en réduisant le nombre de radiographies EOS nécessaires à la méthode de sept paires à une seule.

2.6.2 Modèles moyens

La méthode de Zhang repose sur la déformation de modèles moyens surfaciques de la scapula et de l'humérus pour obtenir un modèle personnalisé de l'épaule d'un patient. Ces modèles moyens ont été générés à partir de deux bases de données de modèles surfaciques issus des images CT de 40 scapulas sèches et 16 humérus secs.

Tout d'abord, les maillages des modèles ont été alignés dans un même repère selon des points correspondants choisis sur chaque modèle. Les scapulas ont été alignées selon 3 points de repère choisis manuellement : l'angle inférieure (AI), le trigonum spina scapula (TS), et le centre géométrique de la glène (CG). Les humérus ont été alignés selon 3 points : les épicondyles médial et latéral, choisis manuellement, et le centre de la tête humérale, défini comme le centre de la sphère par moindres carrés de la région.

Ensuite, le maillage de chaque modèle a été rééchantillonné pour uniformiser les surfaces et corriger des erreurs d'échantillonnage. Cela se fait en projetant un maillage de référence sur chaque maillage cible. Enfin, la moyenne des coordonnées des sommets (x,y,z) des modèles a

été calculée pour donner un modèle moyen surfacique (Figure 2-2). On appelle désormais les modèles moyens de l'humérus et de la scapula ensemble « le modèle moyen », mais se sont en fait deux modèles séparés puisqu'ils proviennent de deux bases de données distinctes.

D'après ce modèle moyen surfacique, deux autres modèles moyens sont générés : le modèle moyen réduit aux contours (modèle aux contours), et le modèle moyen paramétré.

Le modèle aux contours correspond à 3 contours de la scapula (le bord latéral, le bord médial et la ligne inférieure de la fosse sus-épineuse de la scapula), 2 points de la scapula (les points inférieur et supérieur du bord de la glène) et 3 points de l'humérus (l'axe de la diaphyse) extraits depuis la régionalisation manuelle sur le modèle moyen surfacique (Figure 2-2). Cela se fait selon une combinaison de rétroprojections et de calculs de centres de cercles inscrits par moindres carrés.

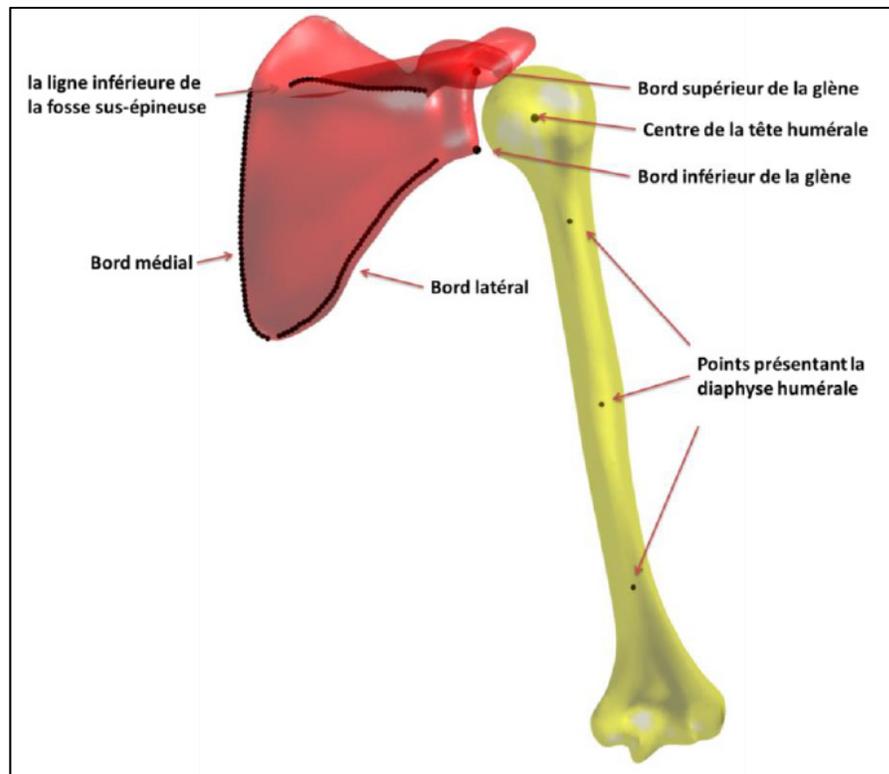


Figure 2-2 Le modèle moyen surfacique de la scapula (en rouge) et de l'humérus (en jaune), et le modèle aux contours (en noir) superposé
Tirée Zhang (2016, p. 90)

Le modèle paramétré est composé de primitives géométriques (Figure 2-3) qui jouent le rôle de poignées de déformation, et qui permettent de calculer automatiquement des paramètres cliniques après la reconstruction. Les régions anatomiques correspondantes peuvent donc être personnalisées par une déformation.

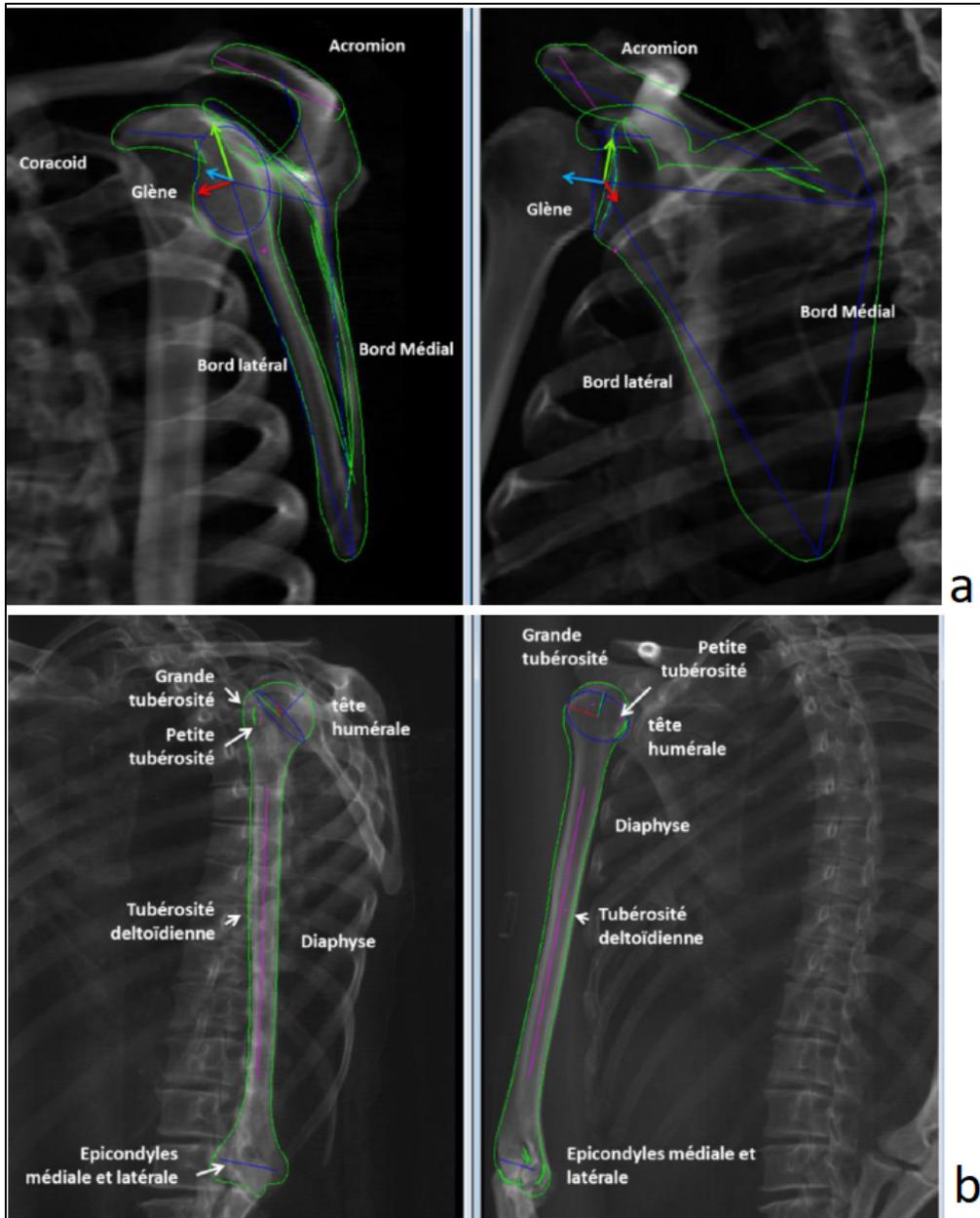


Figure 2-3 Les primitives géométriques utilisés dans le modèle paramétré de la scapula (a) et de l'humérus (b)

Tirée de Zhang (2016, p. 91)

2.6.3 Étapes de la reconstruction

On résume ici les plus grandes étapes de la méthode de reconstruction de Cheng Zhang. Voir la Figure 2-4 pour un schéma de ce résumé.

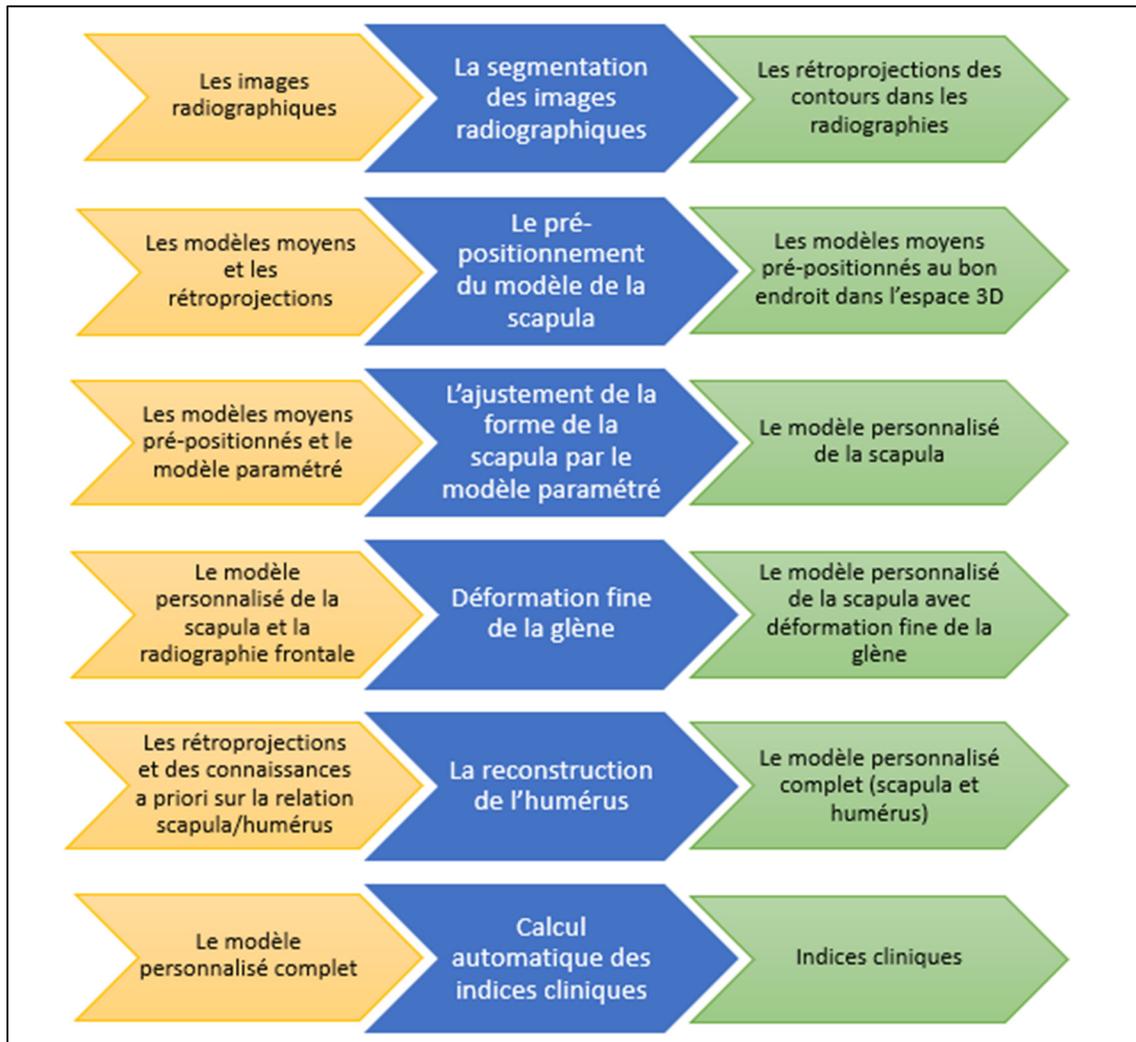


Figure 2-4 Schéma illustrant les étapes (en bleu) de la méthode de Zhang. Les données d'entrée sont en jaune à gauche, et les données de sortie sont en vert à droite

La segmentation des images radiographiques

Quatre contours et deux points sont segmentés manuellement sur les images radiographiques (Figure 2-5). Ces repères aideront dans le pré-positionnement du modèle moyen aux contours.

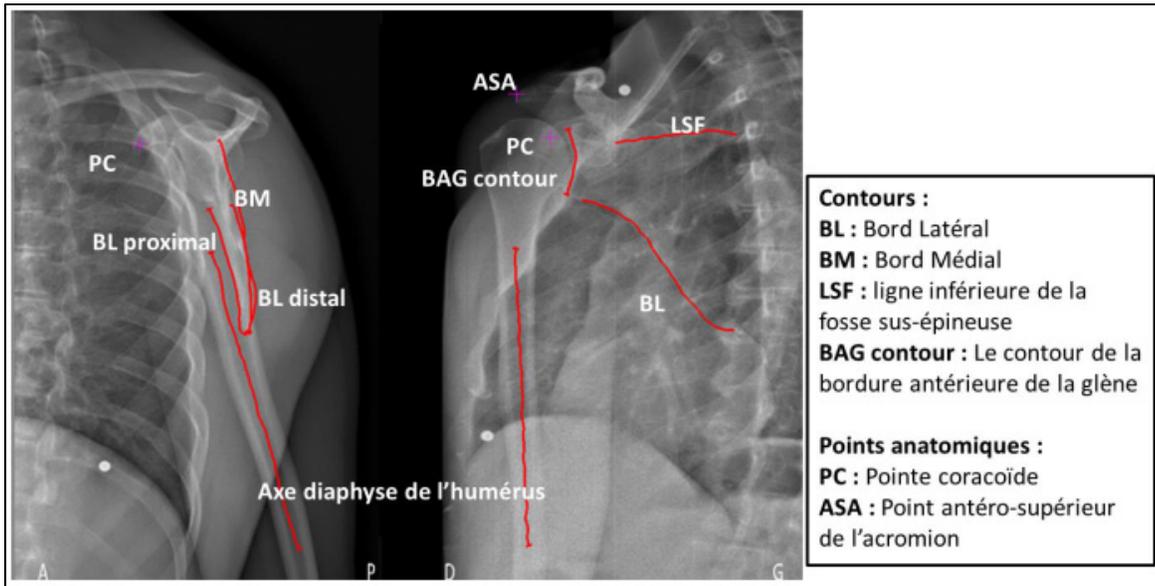


Figure 2-5 La segmentation manuelle sur une paire de radiographies EOS
 Tirée de Zhang (2016, p. 93)

Le pré-positionnement du modèle de la scapula

La segmentation manuelle des contours sur les images va permettre de générer des points ou lignes de rétroprojection. L'analyse de Procruste est employée pour minimiser la distance entre ces rétroprojections et les points correspondants du modèle moyen aux contours, positionnant ainsi le modèle au bon endroit dans l'espace 3D. Une fois le modèle aux contours pré-positionné, la même transformation obtenue par l'analyse de Procruste est appliquée pour pré-positionner le modèle moyen surfacique.

L'ajustement de la forme de la scapula par le modèle paramétré

Le modèle paramétré est ajusté sur le modèle moyen selon des points anatomiques correspondants prédéfinis. La rétroprojection du modèle sur les images radiographiques permet ensuite de faire des ajustements manuels de la coracoïde, l'acromion et le bord latéral en utilisant les poignées de déformation du modèle paramétré (Figure 2-3) et la méthode MLS. Un modèle personnalisé de la scapula est ainsi obtenu.

Déformation fine de la glène

La rétroprojection du modèle surfacique personnalisé sur l'image frontale permet d'appliquer des déformations fines sur le bord de la glène. Ces déformations permettent de modéliser plus précisément des participants atteints de l'arthrose de la glène, ou d'autres pathologies qui déforment l'anatomie naturelle des os.

La reconstruction de l'humérus

Des connaissances à priori sur la relation entre la scapula et l'humérus sont utilisées pour initialiser le modèle de l'humérus. Ces connaissances consistent en un positionnement relatif de l'humérus par rapport à la glène dans une paire d'images radiographiques de référence (un sujet asymptomatique en position de repos).

Une rotation autour de la tête humérale est appliquée pour minimiser la distance par moindres carrés entre l'axe diaphysaire de l'humérus (segmenté manuellement) et les 3 points de la diaphyse du modèle aux contours. Le modèle moyen surfacique est positionné selon la même transformation.

Ensuite, des translations, rotations, et mises à échelle sont appliquées directement pour assurer un bon positionnement du modèle. Enfin, le modèle paramétré est utilisé pour déformer l'humérus par la méthode MLS à l'aide des poignées. Le modèle personnalisé est ainsi complété.

Calcul automatique des indices cliniques

Des indices cliniques (voir Tableau 2-1) sont calculés automatiquement à la fin de la reconstruction d'après des repères anatomiques marqués sur le modèle personnalisé.

Tableau 2-1 Indices cliniques calculés dans la méthode de Zhang

Indices cliniques
Hauteur de la glène
Largeur de la glène
Inclinaison positionnelle de la glène
Inclinaison morphologique de la glène
Version de la glène
Angle critique de l'épaule en 3D
Distance sous-acromiale
Angle entre épine de la scapula et racine de la coracoïde
Offset de la tête humérale par rapport à la glène
Distance entre l'acromion et la grande tubérosité
Distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne
Rayon de la tête humérale
Inclinaison de la tête humérale par rapport à l'axe diaphysaire
Longueur du col de la scapula

2.6.4 Discussion de la méthode

La méthode de reconstruction 2D/3D de Zhang a été validée selon sa fiabilité et sa répétabilité en utilisant les indices cliniques calculés. En termes de justesse, la méthode de Zhang a eu des résultats assez proches de ceux de la méthode de Lagacé selon l'erreur point surface au niveau de la scapula et de la glène (Ex. : pour la scapula global, « Root Mean Square » (RMS) = 3.1, Max = 11.4; et pour la glène, RMS = 1.9, Max = 4.7) (Zhang, 2016). D'après Zhang, l'épine de la scapula et la partie supérieure du bord médial sont les régions avec le plus grand nombre d'erreurs, dû à une faible visibilité de ces régions dans les images radiographiques, ce qui fait que « seul le modèle moyen a été utilisé, sans utiliser des informations de formes qui pourraient

aider à déformer le modèle en respectant la corrélation de positionnement des points » (Zhang, 2016).

De plus, la méthode n'a aucune déformation fine de la tête humérale et bien qu'elle permette une déformation fine de la glène, cette déformation est limitée à la partie antérieure de celle-ci, ce qui limite énormément la capacité de la méthode à reconstruire des cas d'épaules arthrosiques (Zhang, 2016). Cela dit, la plupart des indices avait une fiabilité assez bonne (biais entre -0.9 mm et 1.0 mm, ou entre -0.6° et 2°) et une reproductibilité proche de ce qui est documenté dans la littérature (Zhang, 2016). Les résultats de l'évaluation de la méthode sont présentés au complet dans l'ANNEXE II.

D'autre part, la reconstruction personnalisée par la méthode reste quand-même très longue. La méthode utilise une seule vue radiographique dans le but de réduire le temps et d'augmenter la reproductibilité, mais cela semble nuire à sa précision. Zhang suggère donc l'ajout d'au moins une vue supplémentaire (paire de radiographies) ou des inférences statistiques à la méthode pour améliorer sa fiabilité (Zhang, 2016).

2.7 Conclusion

La reconstruction 2D/3D est une alternative à la reconstruction 3D qui utilise des modalités d'imagerie en trois dimensions telles l'IRM ou le CT. Une méthode de reconstruction basée sur une ou quelques paires de radiographies EOS permet de diminuer significativement le taux d'irradiation auquel le patient est exposé et de modéliser en plus les structures osseuses en position fonctionnelle (debout). Pour apporter des informations *à priori* sur les structures évaluées, il faut mettre en place des modèles génériques qui permettent de définir la forme générale des structures.

Nous avons présenté dans la section 2.6 l'exemple de la méthode de Zhang, qui a permis de démontrer qu'une reconstruction personnalisée de l'épaule reposant uniquement sur deux images radiographiques EOS et quelques modèles moyens pouvait être relativement précise.

D'après l'évaluation de sa méthode, « [s]a justesse est acceptable ... et [s]a reproductibilité ... est similaire à ce qui est présenté dans la littérature » (Zhang, 2016).

En revanche, alors que l'évaluation de la justesse a donné de bons résultats pour la comparaison des modèles reconstruits par la méthode à ceux issus de CT scans, il est difficile de savoir si la méthode permettra une reconstruction fiable pour des patients ayant une arthrose gléno-humérale (Zhang, 2016). L'arthrose gléno-humérale est un cas très important en clinique qui affecte beaucoup la forme de la glène et de la tête humérale. Elle affecte environ 20% d'adultes et est une des plus grandes raisons pour la pose de prothèse (Ricchetti et Ramsey, 2009). Cependant, comme les sujets cadavériques utilisés lors de l'évaluation étaient des sujets sans arthrose gléno-humérale ayant une variation inter-individuelle très faible, on ne peut pas émettre de conclusions sur la capacité de la méthode à reconstruire des épaules pathologiques.

Enfin, la méthode de reconstruction de Zhang n'emploie pas un modèle statistique autre que le modèle moyen. On peut comparer cela avec la méthode antérieure de Pierre-Yves Lagacé, qui elle, intègre un modèle statistique dans la reconstruction, mais qui utilisait sept vues radiographiques et était beaucoup trop complexe et longue pour utiliser en milieu clinique. Ce modèle statistique consistait en des inférences statistiques issus de modèles de régression, et a été remplacé dans la méthode de Zhang par le modèle moyen surfacique. Le modèle aux contours a été ajouté surtout pour simplifier l'étape de positionnement initial du modèle moyen. Nous n'avons pas accès au modèle statistique utilisé par Lagacé, et en effet, ce modèle n'est pas mentionné dans l'analyse de sa méthode réalisée par Zhang dans sa thèse.

CHAPITRE 3

PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSE, ET OBJECTIFS

3.1 Problématique clinique

La reconstruction 3D des structures osseuses de l'épaule est un outil très important en clinique, surtout pour la planification chirurgicale. Alors qu'il existe actuellement des méthodes de reconstruction 2D/3D basées sur la radiographie par le système EOS, elles ne sont pas utilisables en clinique, dû à un manque de fiabilité et de reproductibilité. La méthode de Zhang est un exemple particulier d'une méthode qui bénéficierait d'inférences statistiques additionnelles pour améliorer ses résultats, surtout pour des cas pathologiques (ex. : arthrose gléno-humérale). L'ajout d'un modèle statistique à cette méthode apporterait des informations importantes sur la variabilité des structures osseuses de l'épaule et augmenterait ainsi la fiabilité de la reconstruction. Par contre, un tel modèle n'existe pas à l'heure actuelle.

3.2 Problématique technique

Dans ce projet, nous disposons de trois bases de données de modèles 3D de l'épaule. La première base consiste en 28 sujets asymptomatiques, qui n'ont aucune rupture dans la coiffe des rotateurs. La deuxième base consiste en 52 sujets atteints d'une rupture de la coiffe. Les modèles des deux premières bases ont été reconstruits à partir d'images radiographiques EOS avec la méthode de Zhang (2016). La troisième base est une base de 85 patients hospitalisés pour diverses pathologies ou blessures de l'épaule. Les modèles de cette base ont été reconstruits à partir d'images CT scans. Le problème technique est d'appliquer une ACP sur ces trois bases pour créer des modèles statistiques. Pour se faire, les données devront être alignées dans un même repère et leurs maillages rééchantillonnées pour homogénéiser le nombre de sommets dans chaque modèle avant d'être analysées. Enfin, les modèles statistiques devront être validés selon la compacité, la généralisation et la spécificité.

3.3 Objectifs et hypothèse

L'objectif de ce travail est de caractériser des modèles moyens statistiques à être intégrés dans une méthode de reconstruction 3D. L'utilisation de données provenant de différentes bases (et différentes sévérités de pathologies) permettra de comparer les principales modes de variation dans différentes populations, et de mieux comprendre les déformations nécessaires pour reconstruire un modèle de l'épaule de différents sujets.

CHAPITRE 4

TRAVAIL PERSONNEL PARTIE I : LA MISE EN PLACE DE MODÈLES STATISTIQUES

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons dans un premier temps trois bases de données qui ont été préparées pour un ACP et les étapes de préparation de celles-ci. Dans un deuxième temps, nous présentons les résultats de l'ACP, et nous mettons en relation ces résultats avec ce qui se trouve dans la revue de littérature sur la morphologie de la scapula et l'humérus.

4.2 Matériel et méthodes

4.2.1 Les bases de données

Trois bases de données ont été utilisées dans la création des modèles statistiques. Ces bases de données ont été utilisées dans le cadre des certificats d'éthique 09.261 et 20.423 émis par le Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM).

Les deux premières bases de données proviennent d'une même étude, et contiennent au total 80 modèles 3D de la scapula et 80 modèles 3D de l'humérus. Ces modèles surfaciques ont été générés par la méthode de reconstruction de Zhang, à partir d'images EOS d'épaules de sujets asymptomatiques (28) et de sujets atteints d'au moins une rupture transfixiante du supra-épineux (52), collectés pour un projet de développement d'indices cliniques pour l'évaluation du niveau fonctionnel de l'épaule (Bascans, 2018). On va désormais appeler ces deux bases la base A (asymptomatique) et P (pathologique). Selon les critères d'exclusion de l'étude (Tableau 4-1), il est possible que les bases A et P contiennent des sujets atteints d'autres pathologies de l'épaules, mais si ceci est le cas, elles ne sont pas visibles dans les modèles. De façon générale, la forme des structures osseuses des modèles de ces deux bases n'est pas

sévèrement touchée par la présence de pathologie, et on y remarque seulement des petites translations de la tête humérale par rapport à la glène.

Tableau 4-1 Description des bases de données A et P
Tiré de Bascans (2018, p. 52)

	population pathologique	population asymptomatique
Nombre de sujets	52	28
Proportion Hommes / Femmes (%)	32 (62) / 20 (38)	15 (54) / 13 (46)
Âge moyen H/F	56 +/- 7	56 +/- 7
Critère d'inclusion	rupture du supra-épineux	aucun symptôme de douleur à l'épaule
Critère d'exclusion	pas de rupture du supra-épineux	au moins une rupture transfixiante

La troisième base de données provient de la compagnie FH Ortho (Pixee Medical), et contient 85 modèles 3D de la scapula et 85 modèles 3D de l'humérus. Ces modèles ont été générés à partir de CT-scan de patients hospitalisés, ayant des épaules atteintes de diverses pathologies (ex. : arthrose, translation gléno-humérale, luxation, etc...). Des informations supplémentaires sur les patients (âge, sexe, pathologie exacte) ne sont pas disponibles. On va désormais appeler cette base, la base H (hospitalisé). 4 modèles ont été exclus à cause d'une luxation complète de la tête humérale. Contrairement aux bases A et P, la base H comprend des modèles avec des déformations sévères (Figure 4-1), notamment de la glène ou de la tête humérale, ce qui fait que plusieurs autres modèles de cette base ont été exclus au cours des analyses détaillées ci-dessous.

Voir le Tableau 4-3 pour un résumé des données des trois bases.

4.2.2 L'alignement des modèles

Dans un premier temps, l'ensemble des modèles ont été alignés dans un même référentiel. Cela s'est fait en recalant rigide ment chaque modèle vers un même modèle de référence.

Le modèle de référence est un modèle de la base de données A. Les modèles des bases A et P ont tous la même topologie et le même nombre de sommets (14394 pour les humérus et 5039 pour les scapulas) car ils ont été créés en déformant un même modèle générique. Cela a permis leur recalage par la méthode d'Umeyama présentée dans la section 2.3.4 de la revue de littérature (Umeyama, 1991). Cette méthode applique une translation, une rotation, et une mise à l'échelle lors de l'alignement, ainsi qu'une réflexion aux épaules gauches pour pouvoir les aligner au modèle de référence (droit).

Pour aligner les modèles de la base H, qui sont issus de reconstructions par des images CT et qui ont donc une topologie et un nombre différents de sommets (9890-75975 pour les humérus et 15749-118958 pour les scapulas), les modèles ont été recalés un-par-un vers le modèle de référence à l'aide de quelques points repères choisis manuellement sur les modèles (Tableau 4-2). Une réflexion initiale par symétrie a été faite pour les épaules gauches. Les méthodes de réflexion et d'alignement utilisées pour ce faire sont des méthodes intégrées dans le logiciel Meshlab (v2020.12). La méthode d'alignement utilise 4 (ou plus) points correspondants pour aligner deux modèles selon l'algorithme ICP présenté dans la section 2.3.5.

Tableau 4-2 Repères utilisés pour l'alignement des modèles H avec la référence

Modèle	Points repères utilisés
Scapula	<ul style="list-style-type: none"> • L'angle inférieur de la scapula (AI) • Le trigonum spina scapula (TS) • Bord supérieur de la glène (BSG) • Bord inférieur de la glène (BIG)
Humérus	<ul style="list-style-type: none"> • Petite tubérosité (PT) • Grande tubérosité (GT) • Tubérosité deltoïdienne (TD) (<i>lorsque visible</i>) • Point médial de jonction entre la tête humérale et la diaphyse (<i>au besoin</i>) • Point supérieur de la tête humérale (<i>au besoin</i>)

Les diaphyses des modèles d'humérus de la base H ne sont pas tous de la même longueur à cause du champ d'acquisition des images CT originales. Ainsi, des repères communément utilisés n'étaient pas toujours visibles sur chaque modèle, d'où l'utilisation des deux derniers repères (Tableau 4-2) au besoin pour permettre un bon alignement.

Lors de l'alignement, 1 scapula et 6 humérus de plus ont été exclus. Le modèle de la scapula était incomplet (coupé à cause des bords du CT-scan), et les humérus avaient des têtes complètement explosées (Figure 4-1).

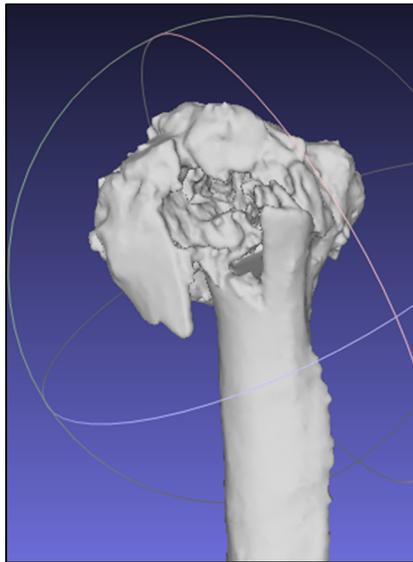


Figure 4-1 Exemple d'un modèle H ayant une tête humérale complètement explosée (fracturée)

4.2.3 Rééchantillonnage et uniformisation de la base H

Pour permettre une analyse plus approfondie des modèles dans la base de données H et la possibilité de comparaison entre les deux bases, un rééchantillonnage des modèles H a été appliqué pour réduire le nombre de sommets et uniformiser la topologie aux mêmes que ceux des modèles des bases A et P.

Avant de pouvoir recalibrer les sommets des humérus de la base H vers les sommets du modèle de référence, toutes les diaphyses des humérus (incluant la référence) ont été coupées à un même niveau. Cela a été fait par l'exclusion des sommets en-dessous d'une région d'intérêt, définie selon le niveau sur l'axe y où s'arrête le modèle d'humérus le plus court de la base H (Figure 4-2). De cette façon, la partie de la diaphyse comprise dans les modèles était uniforme. Le modèle de référence de l'humérus avait alors 4950 sommets.

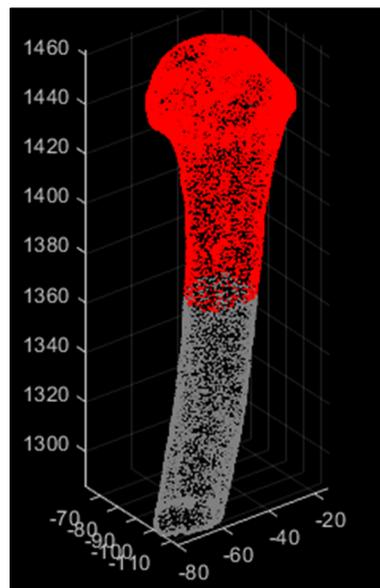


Figure 4-2 Les sommets en gris sont en-dessous de la région d'intérêt, donc ils sont exclus

Le rééchantillonnage des modèles s'est fait selon la méthode de Ted Julien Tchinde Fostin présentée dans sa thèse (Tchinde Fostin, 2021), qui intègre un algorithme ICP (voir section 2.3.5), et consiste à un remaillage qui augmente le nombre de sommets d'un modèle et redéfinit les dimensions de ses arêtes (Figure 4-3), un premier recalage rigide et un deuxième recalage non-rigide du modèle source vers le modèle de référence (modèle cible).

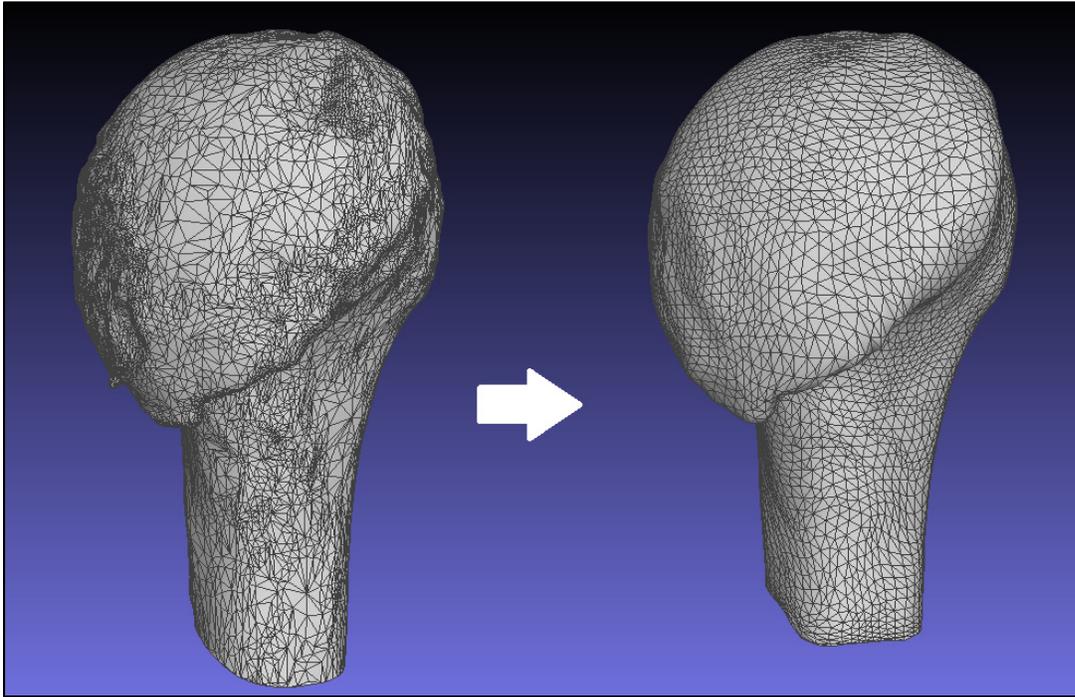


Figure 4-3 Exemple du remaillage d'un modèle

Une dernière étape de contrôle de qualité a permis de choisir les modèles qui ont été bien rééchantillonnés. 18 modèles de scapulas et 17 modèles d'humérus ayant des croissances majeures d'ostéophytes ou des déformations majeures issues du rééchantillonnage (non-anatomiques) ont été exclus (*Figure 4-4* et *Figure 4-5*).

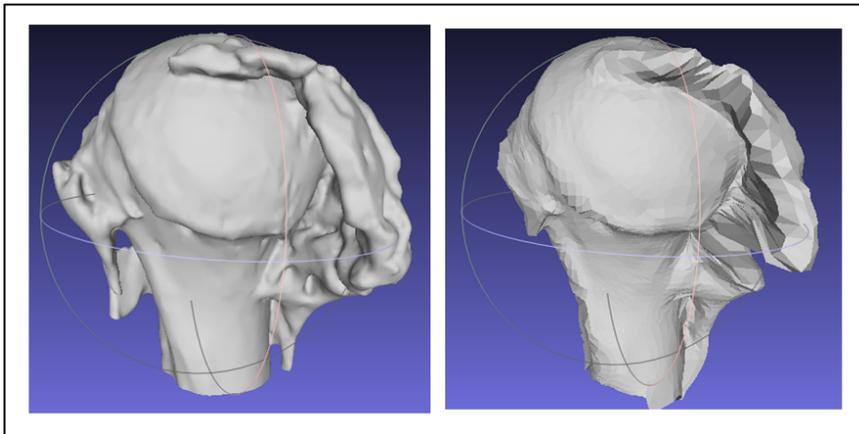


Figure 4-4 Exemple d'un modèle exclu de la base H ayant une tête humérale avec une croissance majeure d'ostéophytes (gauche) et le rééchantillonnage résultant (droite)

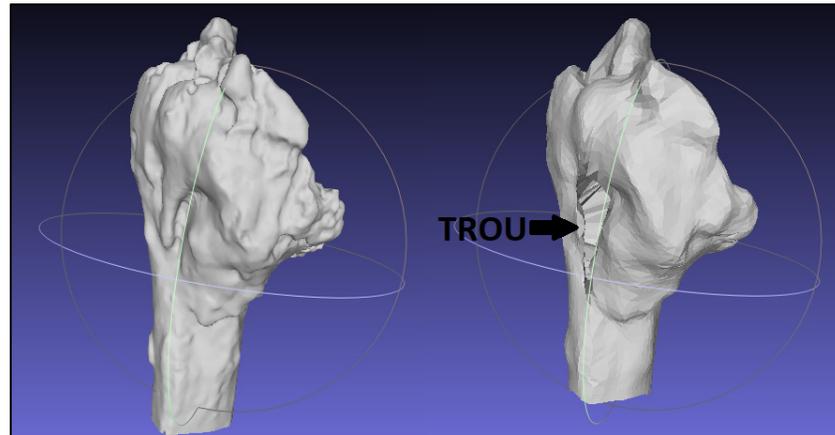


Figure 4-5 Exemple d'un modèle exclu de la base H pour lequel le rééchantillonnage a créé des artefacts majeurs dans le maillage

4.2.4 Calcul des modèles statistiques par l'analyse en composantes principales

Une ACP a été menée sur les trois bases de données pour mettre en place des modèles statistiques. Les humérus et les scapulas de chaque base ont été considérés séparément, pour donner deux modèles statistiques par base.

Tableau 4-3 Nombre de sujets dans chaque base

Base de données		Total original	Exclus	Total utilisé
Base A	Scapula	28	0	28
	Humérus	28	0	28
Base P	Scapula	52	0	52
	Humérus	52	0	52
Base H	Scapula	85	19	62
	Humérus	85	27	58

Il convient de noter que les scapulas et humérus de la base H ne proviennent pas nécessairement des mêmes sujets. 43 modèles « complets » (c'est à dire, qui incluent l'humérus et la scapula d'un même sujet) de la base H originale ont été inclus dans le total utilisé. Les autres humérus

et scapulas de cette base sont des os individuels, pour lesquels les os correspondants ont été exclus pour les raisons énumérées plus haut.

L'ACP a été calculée pour chaque base de données selon la fonction PCA de Matlab (vR2021a) décrite dans la section 2.4.1.

4.3 Résultats

Les résultats de l'ACP ont révélé plusieurs informations sur la variabilité des structures morphologiques de la scapula et de l'humérus. On voit dans le Tableau 4-4 que le nombre de composantes principales (CP) nécessaires pour expliquer une grande partie de la variance était plus large dans les populations plus pathologiques. La signification de ce nombre pour les modèles statistiques résultants est discuté plus en détail dans le CHAPITRE 5.

Tableau 4-4 Nombre de composantes principales (CP) pour chaque base de données

Base de données		Nombre de CP expliquant plus de 85% de la variance
Humérus	Base A	5
	Base P	6
	Base H	8
Scapula	Base A	7
	Base P	8
	Base H	18

On présente plus bas une partie des CP résultant de l'ACP pour chaque base de données, et on présente une synthèse plus détaillée dans le Tableau 4-5.

4.3.1 La base A

Pour les humérus de la base asymptomatique, 5 composantes permettent d'expliquer plus de 85% de la variation de forme (Figure 4-6). En plus de la variation globale de taille (CP1), il y

a surtout des variations de la taille des petite et grande tubérosités (CP2 et CP3), de l'inclinaison de la tête humérale (CP3) et de la courbure de la diaphyse (CP4 et CP5).

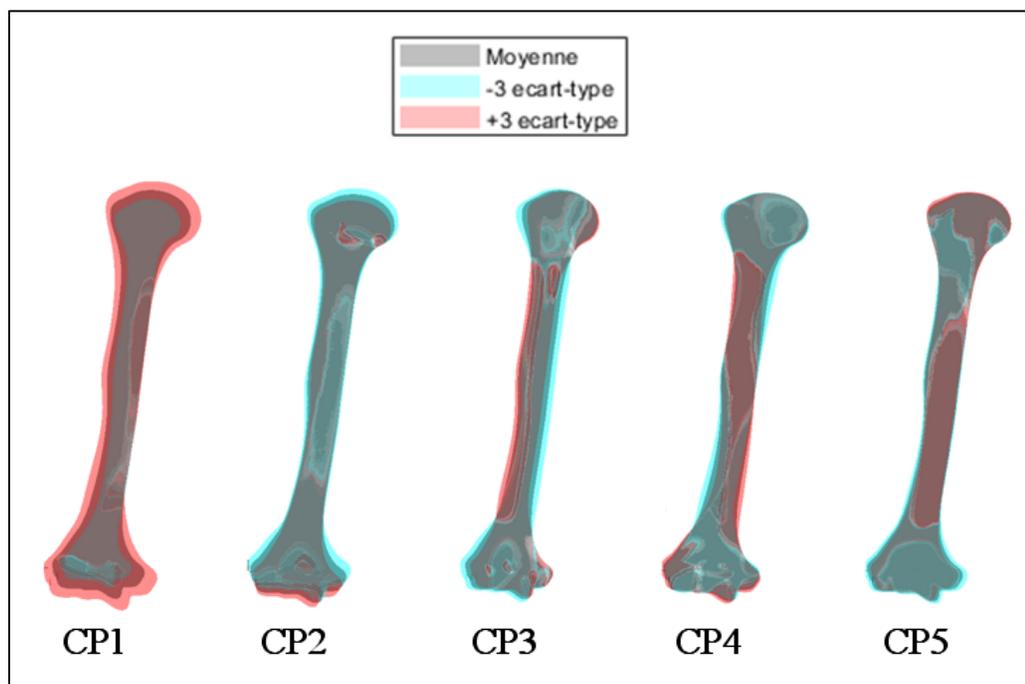


Figure 4-6 La variation de forme de la base A-humérus sur 5 composantes principales

Pour les scapulas de la base asymptotique, 7 composantes permettent d'expliquer plus de 85% de la variation de forme (Figure 4-7 et Figure 4-8). Ces composantes correspondent à des variations dans la taille de l'angle inférieure, de l'épine de la scapula, et de l'acromion (CP1 et CP7) ou la position de celles-ci par rapport à la glène (CP2, CP3, et CP4), ainsi qu'à des variations dans l'orientation de l'angle supérieure de la scapula (CP1 et CP3). On peut voir aussi des variations de la forme de l'acromion, plus ou moins courbée (CP4 et CP7). La forme et taille de la glène sont aussi très variables (CP1 et CP2). Pour la coracoïde on constate une variation dans sa position latéral-médial en CP2, sa position supérieur-inférieur en CP3 et CP6, et de sa taille en CP4, CP5, et CP7.

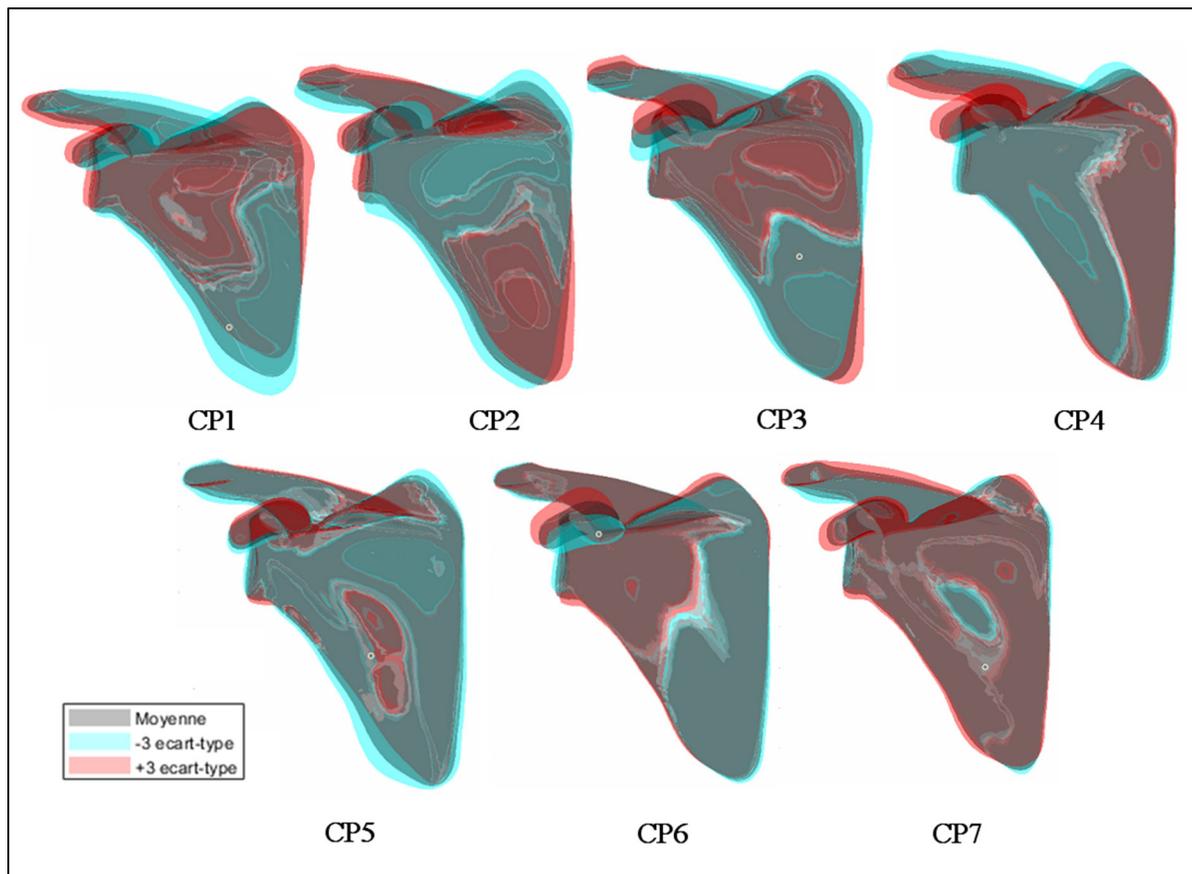


Figure 4-7 La variation de forme de la base A-scapula sur 7 composantes principales

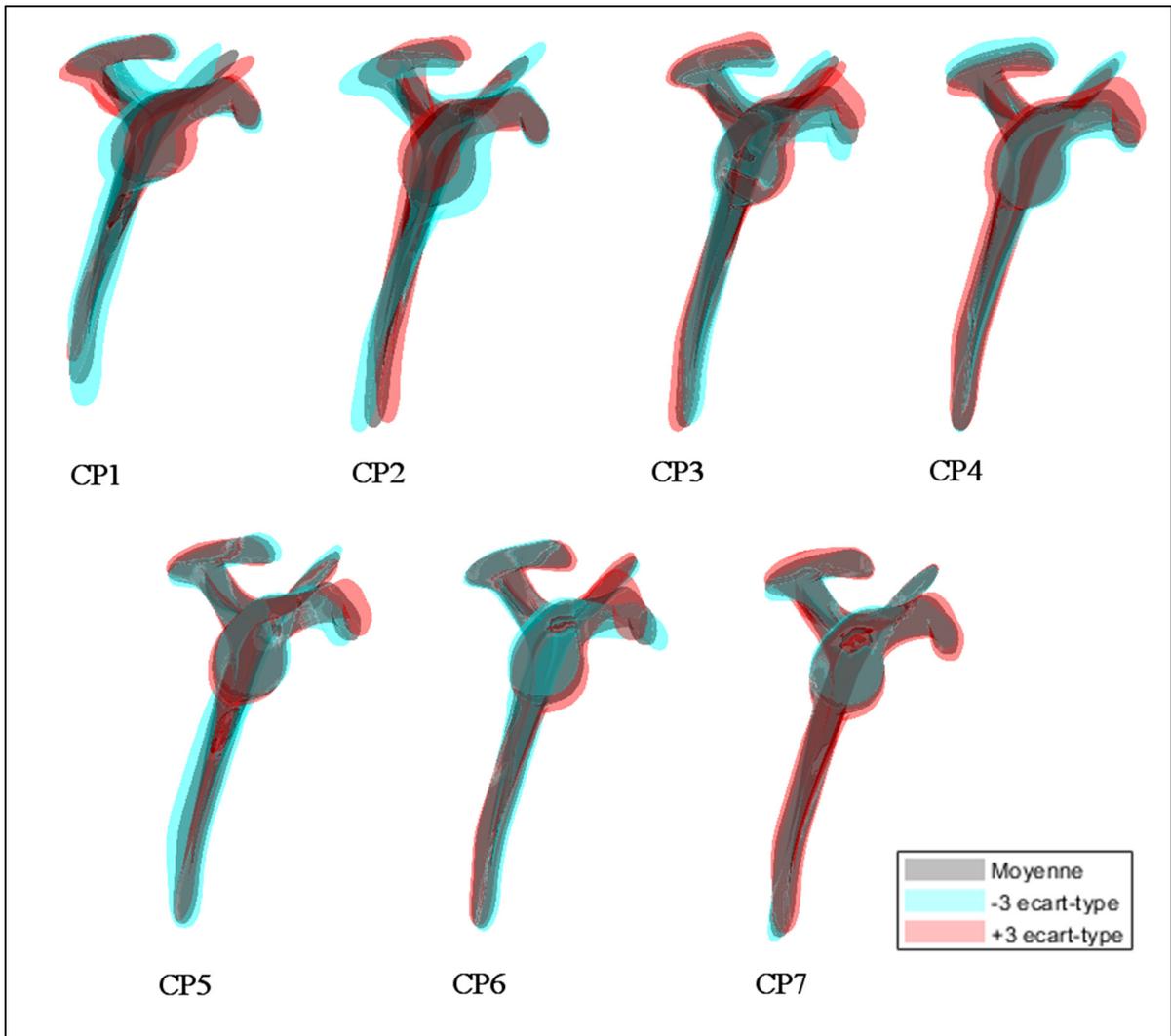


Figure 4-8 La variation de forme de la base A-scapula sur 7 composantes principales en vue sagittale

4.3.2 La base P

Dans les humérus de la base pathologique, 6 composantes permettent d'expliquer plus de 85% de la variation de forme (Figure 4-9). En plus de la variation globale de taille (CP1), il y a surtout des variations de la courbure de la diaphyse (CP2, CP3, et CP4), de l'inclinaison de la tête humérale (CP3 et CP3) et de la position des épicondyles (CP3 et CP6).

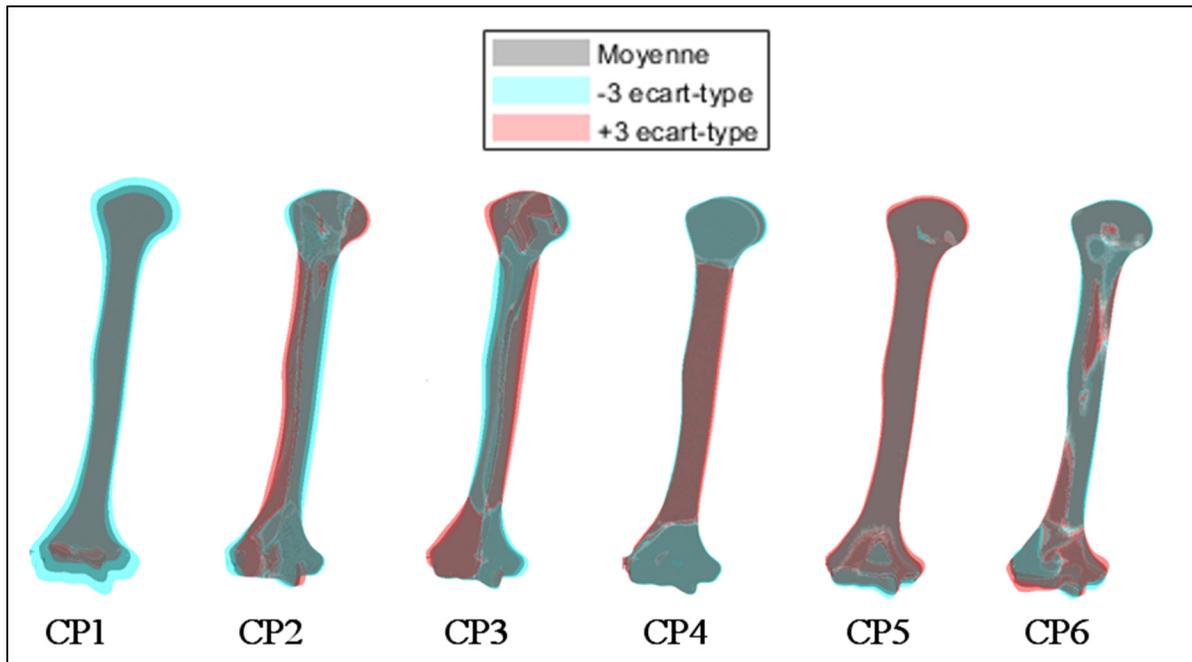


Figure 4-9 La variation de forme de la base P-humérus sur 6 composantes principales

Dans les scapulas de la base pathologique, 8 composantes permettent d'expliquer plus de 85% de la variation de forme (Figure 4-10 et Figure 4-11). De même que pour la base asymptomatique, on voit des variations dans la position de l'angle inférieur (CP1), de la position de l'acromion (CP1, CP2, et CP3) ainsi que sa forme (CP2 et CP7), et de la forme de la glène (CP1, CP2, et CP8). On voit aussi des variations similaires de la coracoïde : sa position latéral-médial en CP4, sa position supérieur-inférieur en CP2, CP3 et CP5, et sa taille en CP1.

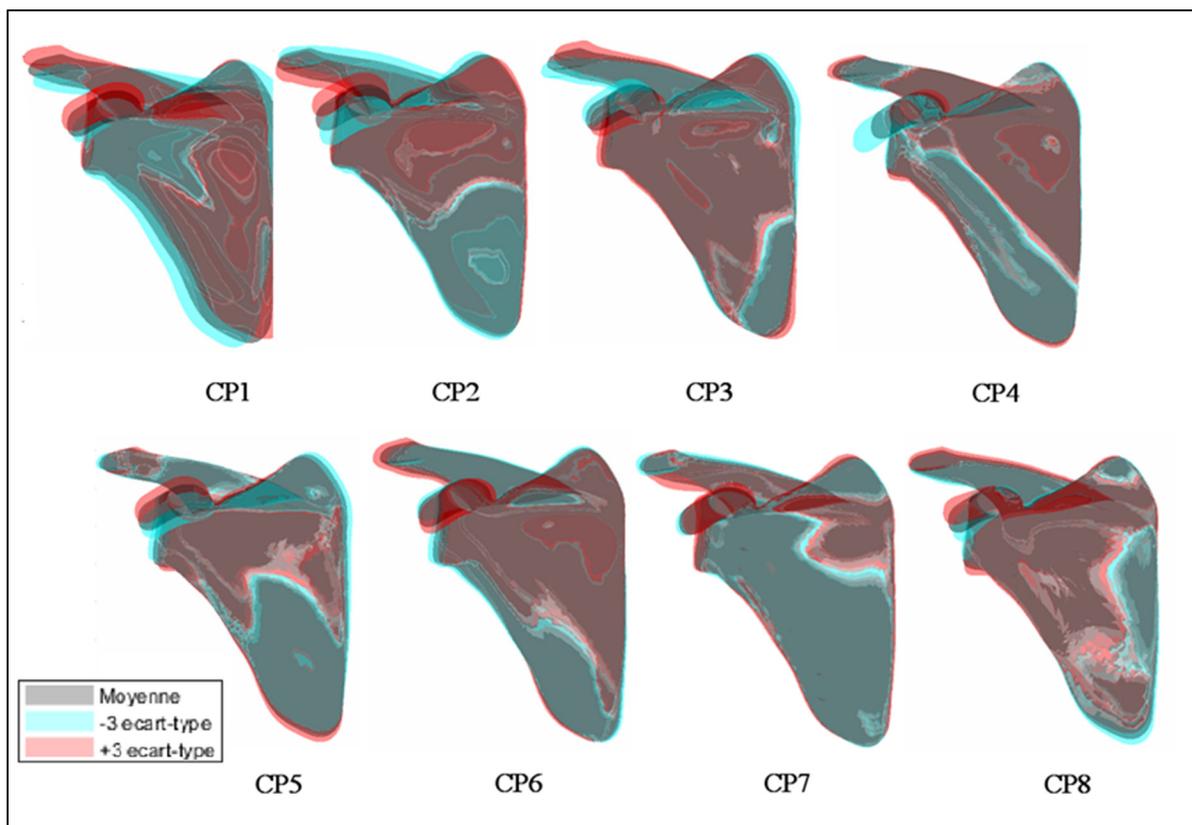


Figure 4-10 La variation de forme de la base P-scapula sur 8 composantes principales

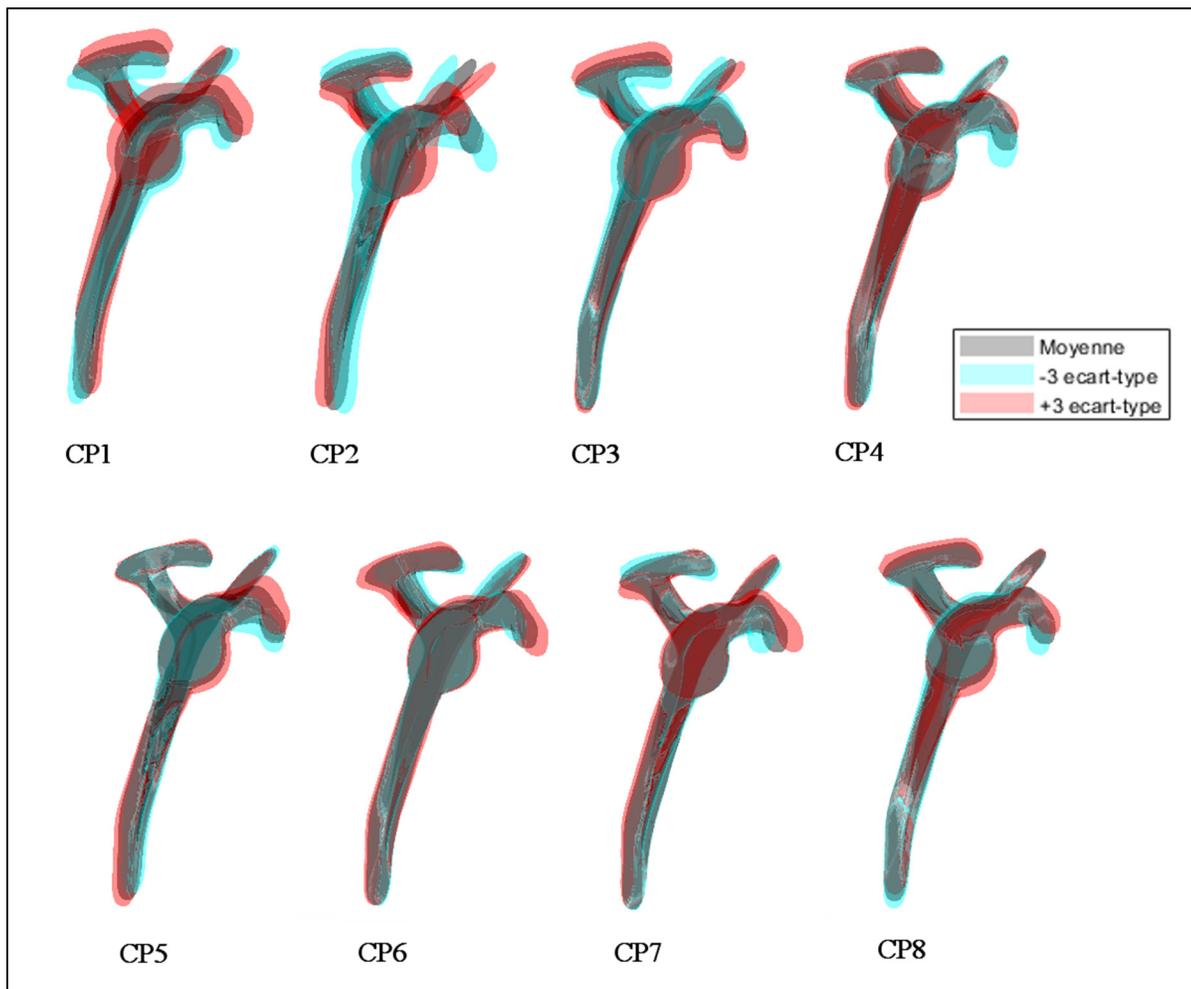


Figure 4-11 La variation de forme de la base P-scapula sur 8 composantes principales en vue sagittale

4.3.3 La base H

Pour les humérus de la base hospitalisée, 8 composantes permettent d'expliquer plus de 85% de la variation de forme (Figure 4-12 et Figure 4-13). Encore une fois, on voit la variation globale de la taille de l'humérus (CP1). On voit en plus une variation importante de la taille de la tête humérale par rapport à la diaphyse (CP2), qui n'est pas aussi remarquable dans les autres bases. De plus, il y a des variations de la taille des petite et grande tubérosités (CP4 et CP7) et de l'inclinaison de la tête humérale (CP5). On peut aussi noter une variation importante de la forme générale de la tête, qui est plus ou moins écrasée, ou qui a une surface bosselée plutôt qu'homogène (CP2, CP4, CP7 et CP8).

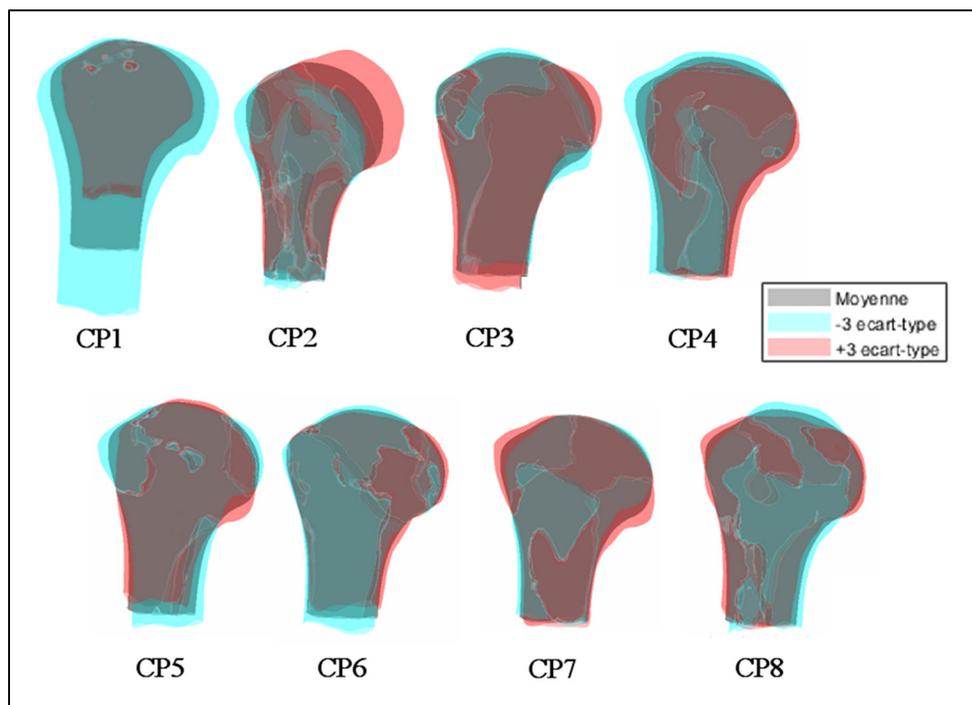


Figure 4-12 La variation de forme de la base H-humérus sur 8 composantes principales

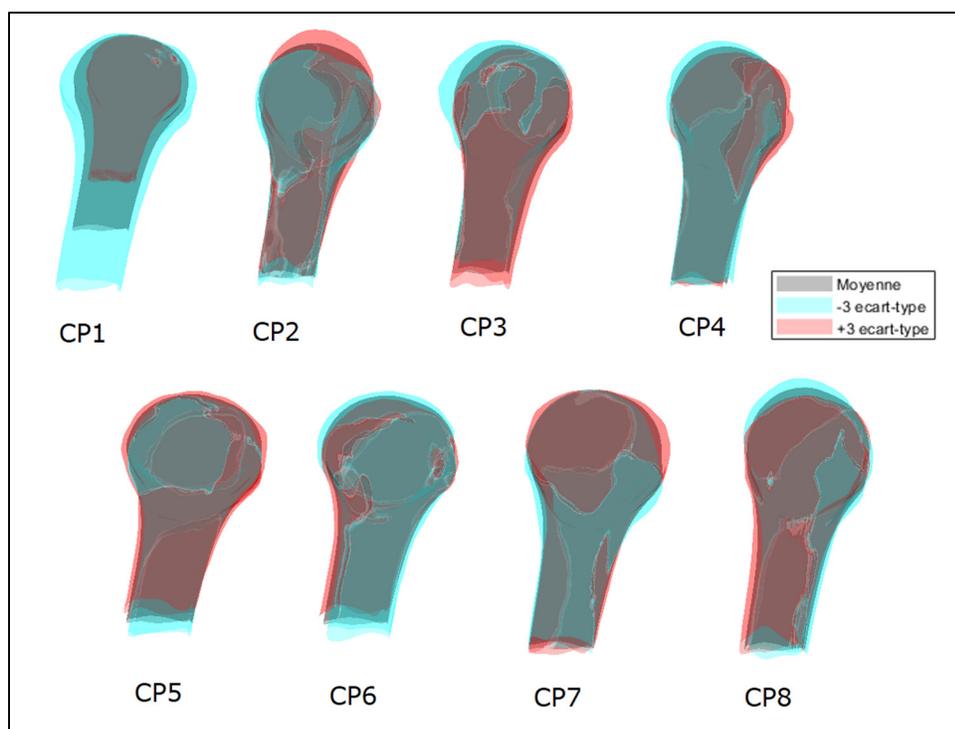


Figure 4-13 La variation de forme de la base H-humérus sur 8 composantes principales en vue sagittale

Pour les scapulas de la base hospitalisée, il faut considérer 18 composantes pour expliquer plus de 85% de la variation de forme. Les premières 10 CP sont illustrées dans la Figure 4-14 et la Figure 4-15. La composante la plus importante consiste en la largeur de la scapula (CP1). On remarque aussi des variations plus importantes dans la position de l'acromion par rapport à l'épine (CP2 et CP3) comparé aux bases A et P. La forme de l'acromion semble moins varier par rapport aux bases A et P, mais on voit quand même des variations (CP5 et CP9). De plus, on voit encore une variation de l'orientation de l'angle supérieure (CP2 et CP4). Quant à la glène, on peut voir une variation de la longueur de son col (CP1, CP2, et CP6, CP15) et de sa version (CP5 et CP9). Enfin, on revoit encore des variations similaires de la coracoïde : sa position supérieur-inférieur en CP1, CP5, CP6, et CP9, et sa taille en CP2. Les composantes 11-18 démontrent beaucoup plus de petites variations dans les surfaces antérieures et postérieurs de la scapula, et beaucoup moins dans les sous-structures (Figure 4-16).

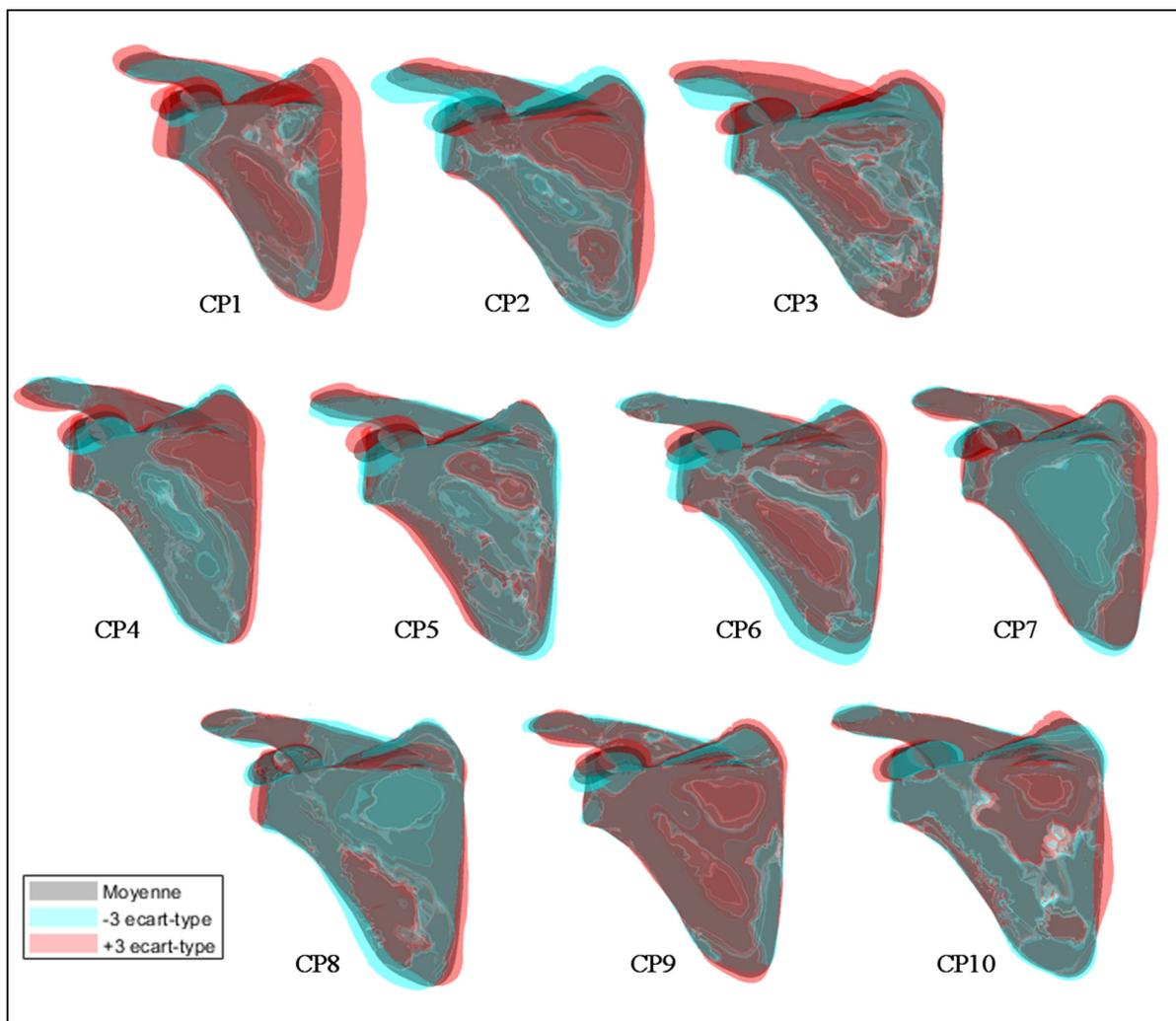


Figure 4-14 La variation de forme de la base H-scapula sur 10 composantes principales

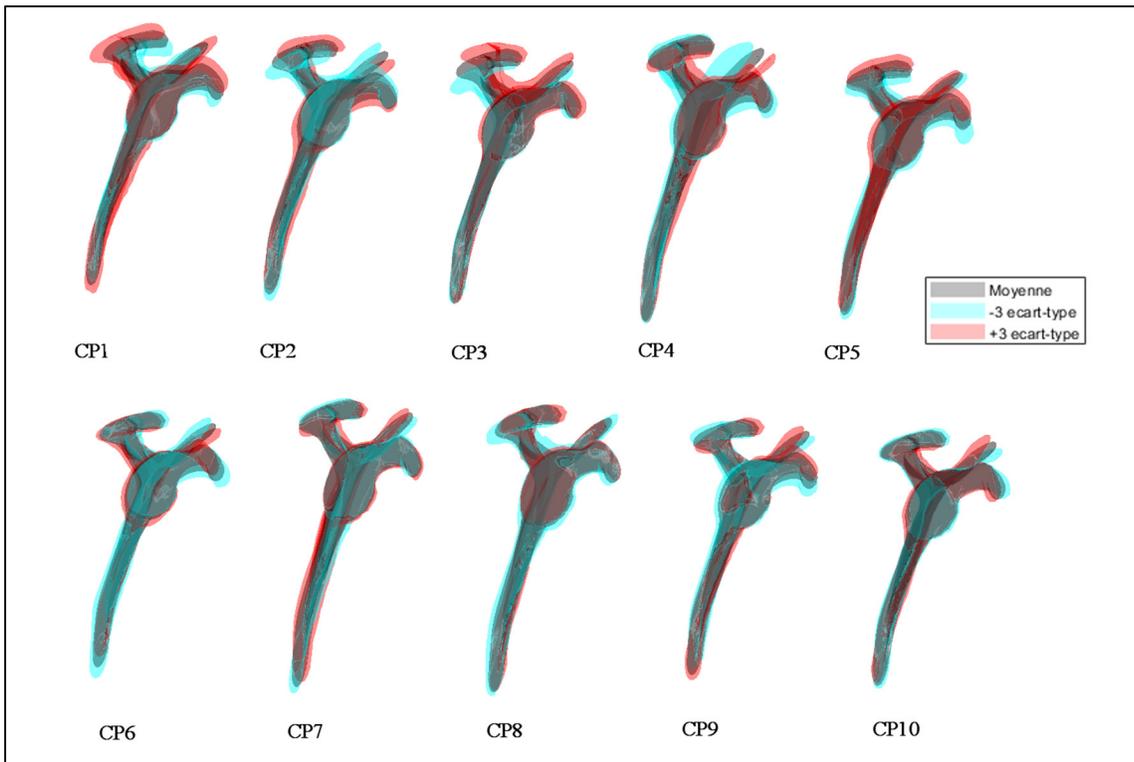


Figure 4-15 La variation de forme de la base H-scapula sur 10 composantes principales en vue sagittale

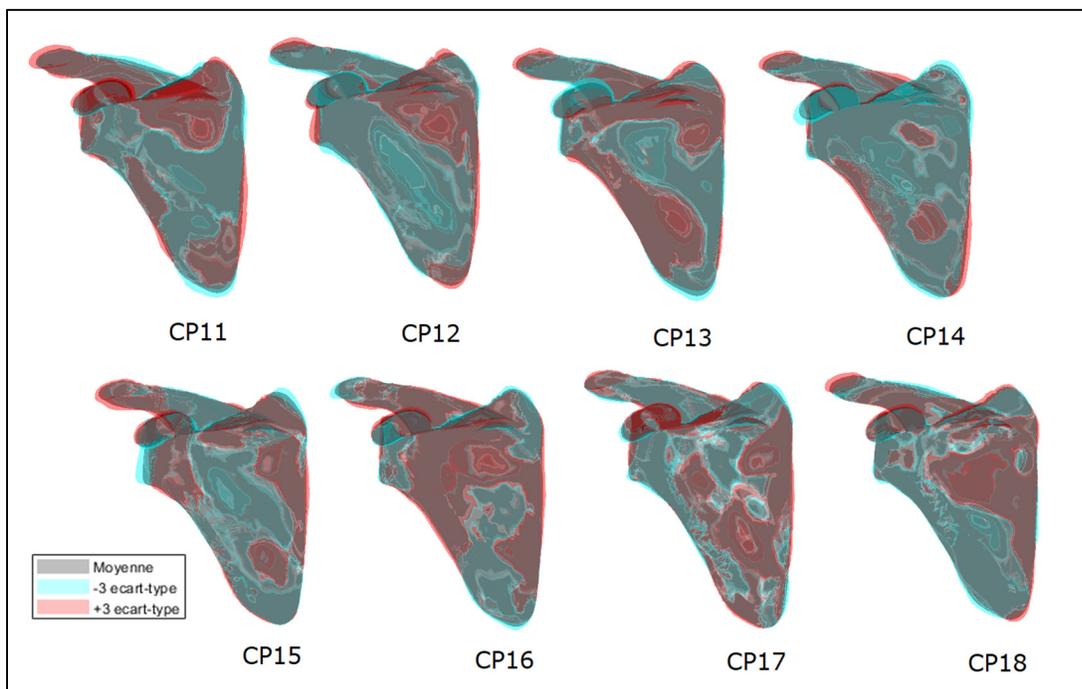


Figure 4-16 La variation de forme de la base H-scapula sur les CP 11 à 18

Les résultats pour toutes les bases de données sont résumés dans le tableau suivant.

Tableau 4-5 Synthèse des variations trouvées dans les CP des bases de données

Bases de données		Variations
Humérus	Base A	<ul style="list-style-type: none"> • Taille globale • Taille de la petite et la grande tubérosité • L'inclinaison de la tête humérale • Courbure de la diaphyse
	Base P	<ul style="list-style-type: none"> • Taille globale • L'inclinaison de la tête humérale • Courbure de la diaphyse • Position des épicondyles
	Base H	<ul style="list-style-type: none"> • Taille globale • Taille de la tête humérale par rapport à la diaphyse • Taille de la petite et la grande tubérosité • Inclinaison de la tête humérale • Forme générale de la tête <ul style="list-style-type: none"> ○ Plus ou moins écrasée ○ Surface bosselée ou homogène
Scapula	Base A	<ul style="list-style-type: none"> • Position et taille de l'angle inférieure • Position et taille de l'épine de la scapula • Position, taille, et forme de l'acromion • Orientation de l'angle supérieure • Forme et taille de la glène • Position de la coracoïde
	Base P	<ul style="list-style-type: none"> • Orientation et taille de l'angle inférieure • Position, taille, et forme de l'acromion • Forme et taille de la glène • Position de la coracoïde

Tableau 4-5 Synthèse des variations trouvées dans les CP des bases de données (suite)

Bases de données		Variations
Scapula	Base H	<ul style="list-style-type: none"> • Largeur de la scapula • Position, taille, et forme de l'acromion • Forme et taille de la glène • Longueur du col de la glène • Version de la glène • Position de la coracoïde • Orientation de l'angle supérieure • Variations dans la surface antérieure et postérieure

4.4 Discussion

L'analyse des bases d'humérus A et P apporte plusieurs informations sur les variations de la position et la taille de la tête humérale par rapport à la diaphyse, alors que celle de la base humérus H apporte plus de détails sur les variations de la forme (et la déformation) locale de la tête humérale.

Le rayon et l'inclinaison de la tête humérale sont des indices cliniques qui peuvent varier beaucoup d'un individu à un autre. Selon nos résultats, cela est le cas autant pour les individus sains que pour les individus atteints de pathologies de l'épaule. D'autre part, la rétroversion de la tête humérale semble être moins variable dans nos résultats. La rétroversion de la tête est beaucoup moins étudiée dans la littérature que le rayon ou l'inclinaison, mais des variations sont quand même documentées dans la littérature (Boileau et Walch, 1997 ; Oh, Kim et Cayetano, 2017 ; Nishida *et al.*, 2019). Ça se peut que notre population fût simplement trop petite pour voir ce type de variation, ou que ces informations ont été perdues lors de la modélisation, chose discutée plus bas en parlant de la version de la glène.

Les bases humérus et scapula H apportent aussi des informations sur les dommages subis par la tête humérale et la glène, et parfois même l'acromion, à cause d'une pathologie sévère. Les

modèles statistiques issus de ces bases pourraient donc permettre de mieux étudier et modéliser les patrons de détérioration dans des cas similaires.

D'autre part, toutes les trois bases scapulas apportent des informations sur les variations des angles inférieur et supérieur de la scapula, de la glène, de l'épine, de l'acromion, et de la coracoïde. On voit des variations dans la taille et l'orientation, ou la position de ces structures l'une par rapport à l'autre. En particulier, la base de scapulas H apporte ces mêmes informations, mais elle consiste aussi en plusieurs déformations plus petites, d'où le besoin de plus de CP pour expliquer le même pourcentage de variabilité.

La glène est une des structures les plus importantes de l'épaule à cause de son rôle dans l'articulation gléno-humérale et elle est souvent étudiée notamment en raison de sa vulnérabilité à être abimée par différentes pathologies. La hauteur, la largeur, et la forme de la glène sont des indices cliniques qu'on voit varier dans les trois bases de données (A, P, et H).

On voit une variation supplémentaire de la version de la glène dans la base H, chose qui affectera la fonction d'une prothèse de la même manière que pour la rétroversion de la tête humérale. Il est difficile de dire si cette variation de la version apparaît seulement dans la base H à cause de la présence de pathologies sévères, ou à cause de la méthode de modélisation de cette base, qui est différente de celle pour les bases A et P. Les bases A et P ont été reconstruites à partir de radiographies bi-planes et manquent donc en information sur les surfaces de la tête humérale et de la glène. Des variations de la version de la glène ou de la rétroversion de la tête humérale ont donc peut-être été perdues durant le processus de modélisation à partir de radiographies.

L'acromion, pour sa part, varie en position, en taille, et en forme dans les trois bases (A, P, et H). L'angle critique de l'épaule (CSA) et la distance sous-acromiale (DSA) sont des mesures reconnues de la position de l'acromion par rapport à la glène et la tête humérale, respectivement. Ces mesures peuvent non-seulement être des indicateurs de la prédisposition d'un individu à une pathologie, mais aussi des indicateurs d'une pathologie déjà présente,

comme la rupture de la coiffe des rotateurs. Enfin, on voit aussi quelques variations dans la forme de l'acromion, c'est-à-dire d'un acromion crochu ou courbé à un acromion plat.

Un résultat très important de cette analyse est la grande variabilité de la coracoïde présente dans toutes les bases. La coracoïde est moins étudiée que l'acromion et la glène. Pourtant, on voit ici que la coracoïde varie beaucoup, surtout dans sa position par rapport à la glène. La position de la coracoïde joue un rôle important dans la structure et la fonction de l'épaule, d'où les nombreuses propositions par différentes équipes de nouveaux systèmes de mesure de l'espace sous-acromiale. Un accès à des modèles statistiques ayant de l'information sur la variation de cette structure pourrait enrichir le processus de modélisation et aider à avoir un meilleur diagnostic et une meilleure planification chirurgicale.

Il est important de considérer ces variations anatomiques pour pouvoir bien restaurer la fonction d'une épaule lors d'une chirurgie. La pose d'une prothèse, par exemple, est une procédure que plusieurs individus de la base H ont sûrement subie d'après la sévérité de la déformation évidente dans les modèles de leurs épaules. Des indices comme le rayon et l'inclinaison de la tête, ou la forme de la glène et l'acromion, sont des indices importants à considérer lors d'une arthroplastie totale pour permettre la restauration d'une gamme complète du mouvement de l'épaule. En apportant plusieurs informations *à priori* sur de tels indices dans différentes populations, les modèles statistiques développés dans ce chapitre permettront de modéliser des variations pour plusieurs individus atteints de différents niveaux de sévérité de pathologie et mieux reconstruire les structures complexes de l'épaule, qui sont souvent les plus affectées par les pathologies et moins visibles dans les radiographies EOS utilisées dans la reconstruction 2D/3D.

Pourtant, d'autres indices, comme la version de la tête humérale, la distance entre l'acromion et la grande tubérosité, ou la distance entre la grande tubérosité et la tubérosité deltoïdienne, ne pourront pas facilement être mesurés avec les modèles issus des images CT que nous avons utilisées (la base H). L'utilisation de CT est limitée à cause du risque d'irradiation qu'il présente au patient, l'image est donc souvent limitée autour de la région touchée : l'articulation

gléno-humérale. Cela limite les informations apportées sur les indices calculés à partir des épicondyles ou des diaphyses, par exemple.

Une analyse plus approfondie des résultats est présentée dans le prochain chapitre pour bien caractériser chacun des modèles statistiques issus de l'ACP.

CHAPITRE 5

TRAVAIL PERSONNEL PARTIE II : LA VALIDATION DES MODÈLES STATISTIQUES

5.1 Introduction

Les résultats de l'ACP consistent en un modèle statistique qui doit être caractérisé selon trois métriques: la compacité, la généralisation et la spécificité.

La **compacité** est une mesure du nombre de composantes nécessaires pour bien représenter la variation des données. Un modèle plus compact a besoin d'un nombre plus petit de composantes (Dworzak *et al.*, 2010 ; Brunton *et al.*, 2014 ; Kimpe, 2018).

L'objectif de l'étude de la compacité est de trouver le nombre de composantes nécessaire pour expliquer une grande partie de la variabilité. Nous avons considéré que le résultat de cette analyse était le nombre de composantes qui expliquent plus de 85% de la variabilité (Tableau 5-19).

La **généralisation** est une mesure de la capacité du modèle à reconstruire des données de test (données qui n'ont pas été utilisées pour entraîner l'ACP). Cette métrique est souvent évaluée par des tests de validation croisée (« cross-validation »), comme la validation croisée d'un contre tous (« leave-one-out cross-validation ») (Corouge, 2003 ; Audenaert *et al.*, 2019). Ce test consiste à exclure un sujet de l'entraînement, de reconstruire ensuite ce sujet par le modèle ACP, et de calculer enfin la distance euclidienne entre les sommets de la reconstruction et de la source. Cela est fait pour tous les sujets, et puis la moyenne et l'écart-type des distances sont considérés (Dworzak *et al.*, 2010 ; Brunton *et al.*, 2014). Il est important d'évaluer la généralisation d'un modèle, car si le modèle est trop ajusté aux données d'entraînement, il ne pourrait pas se généraliser à des exemples qui n'ont pas été considérés dans l'entraînement (Reyneke *et al.*, 2019)

L'objectif de l'étude de la généralisation est de déterminer si le modèle statistique a la capacité de modéliser des instances de sujets qui n'étaient pas présents dans la population d'entraînement. La distance entre un sujet source et la reconstruction de ce sujet à partir du modèle statistique donne une idée du nombre de composantes nécessaires pour avoir un score de généralisation acceptable. Nous avons considéré que le résultat de cette analyse était le nombre de composantes nécessaires pour avoir une distance moyenne de moins de 1 pixel.

La **spécificité** est une mesure de la capacité du modèle à reconstruire des données de la classe spécifique de formes représentées par les modèles d'entraînement. C'est à dire qu'elle mesure à quel point le modèle est restreint. On peut évaluer la spécificité en mesurant la distance moyenne (et l'écart-type) entre un ensemble de distributions générées aléatoirement à partir du modèle et les sujets d'entraînement les plus proches (Dworzak *et al.*, 2010 ; Brunton *et al.*, 2014 ; Kimpe, 2018).

L'objectif de l'étude de la spécificité est de déterminer si les reconstructions du modèle statistique seront limitées à des instances réalistes des structures étudiées. C'est-à-dire, que les modèles générés aléatoirement à partir des bases de données ressembleront quand même à des scapulas et des humérus en forme. La distance entre un sujet généré aléatoirement et le sujet le plus proche de la population d'entraînement donne une idée du nombre de composantes nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable. Nous avons considéré que le résultat de cette analyse était le nombre de composantes nécessaires pour avoir une distance moyenne à peu près stable, c'est-à-dire qui augmente de moins en moins (<0.2 px d'augmentation entre composantes).

Par la suite, pour chacune des bases de données, nous avons tracé les figures représentant les études de la compacité, de la généralisation, et de la spécificité. Les données représentées dans chaque figure sont en plus présentées dans des tableaux correspondants, ainsi permettant de mettre en évidence le nombre de composantes nécessaire pour atteindre un score acceptable.

5.2 La base A

5.2.1 Le modèle statistique de A-humérus

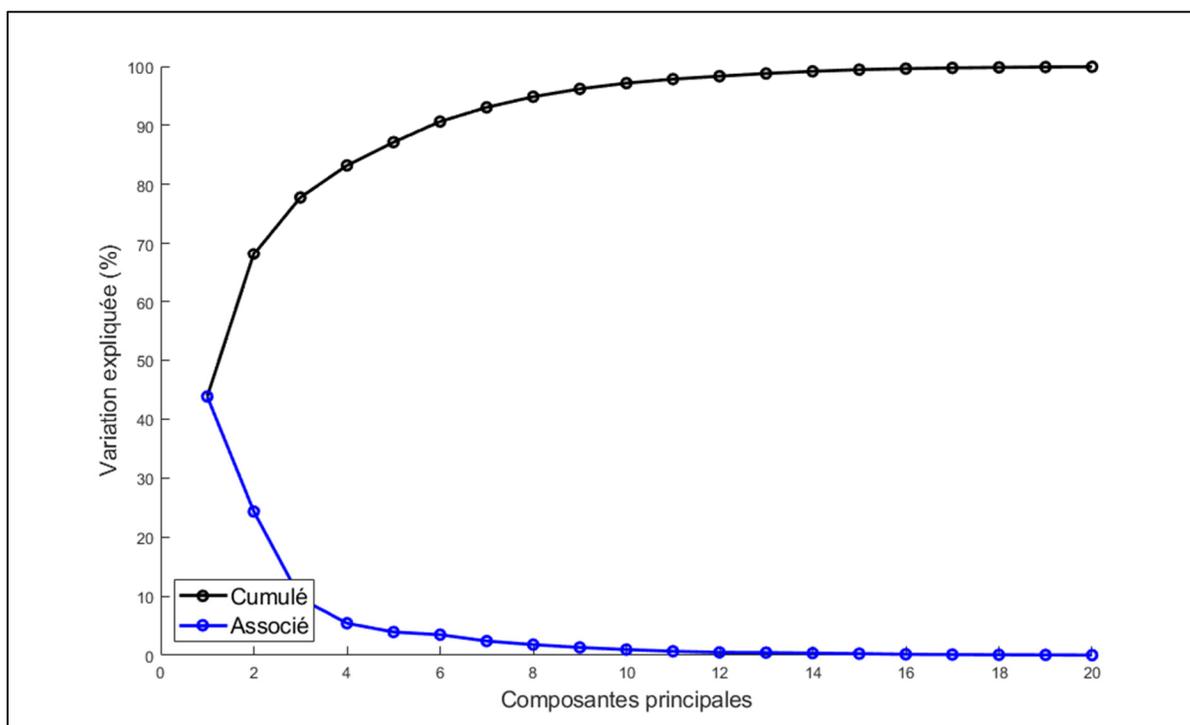
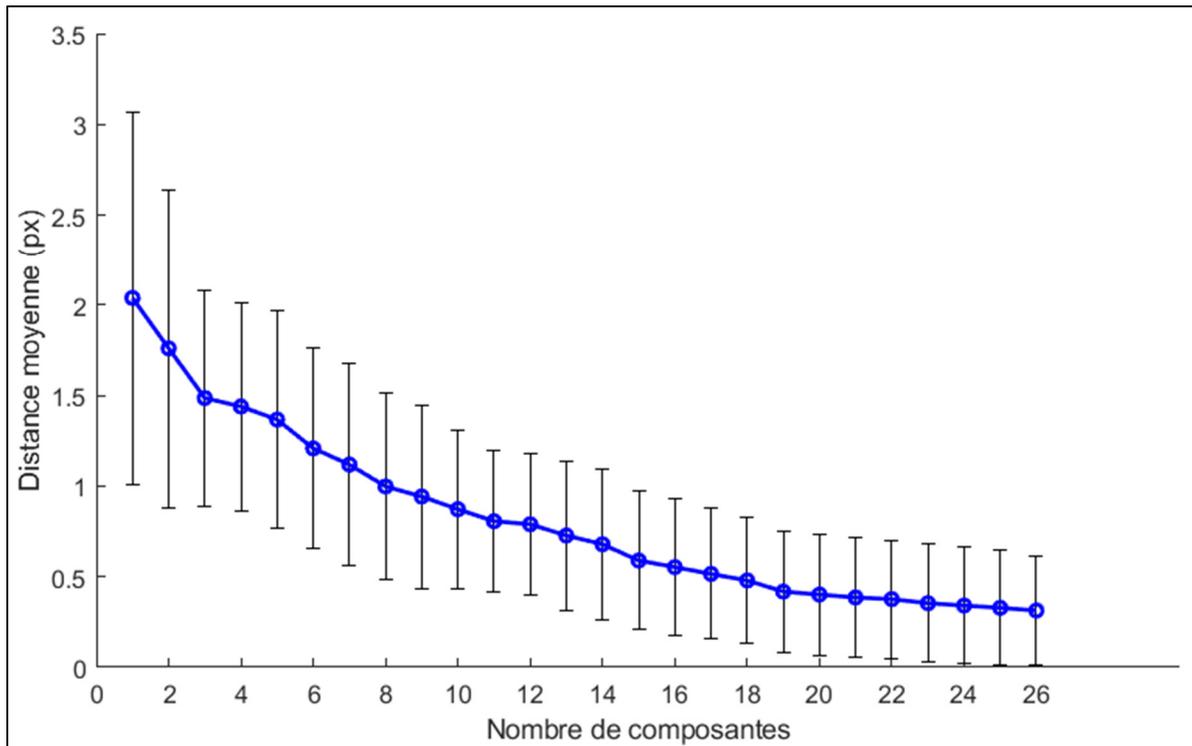


Figure 5-1 La compacité du modèle statistique de **A-humérus**. La ligne bleue représente la variation associée à chaque composante principale, et la ligne noire représente la variation cumulée expliquée par l'ajout consécutif de composantes

Tableau 5-1 La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de **A-humérus** (5 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)

Composante		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Variation expliquée (%)	Cumulé	43.84	68.16	77.80	83.23	87.17	90.65	93.06	94.86	96.19	97.16
	Associé	43.84	24.32	9.65	5.42	3.94	3.49	2.41	1.81	1.33	0.97

On constate d'après les résultats ci-dessus que plus de 85% de la variation de la base A-humérus peut être expliquée avec 5 composantes principales.

Figure 5-2 La généralisation du modèle statistique de **A-humérus**Tableau 5-2 La généralisation du modèle statistique de **A-humérus**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	2.04	1.76	1.49	1.44	1.37	1.21	1.12	1.00	0.94	0.87
	Écart-type	1.03	0.88	0.59	0.57	0.60	0.55	0.56	0.52	0.51	0.44
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	0.81	0.79	0.73	0.68	0.59	0.55	0.52	0.48	0.42	0.40
	Écart-type	0.39	0.39	0.41	0.42	0.38	0.37	0.36	0.35	0.33	0.33
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	0.39	0.38	0.35	0.34	0.33	0.31	-	-	-	-
	Écart-type	0.33	0.33	0.33	0.32	0.32	0.30	-	-	-	-

On constate d'après les résultats ci-dessus que 9 composantes principales de la base A-humérus sont nécessaires pour avoir un score de généralisation acceptable (une distance moyenne inférieure à 1 px).

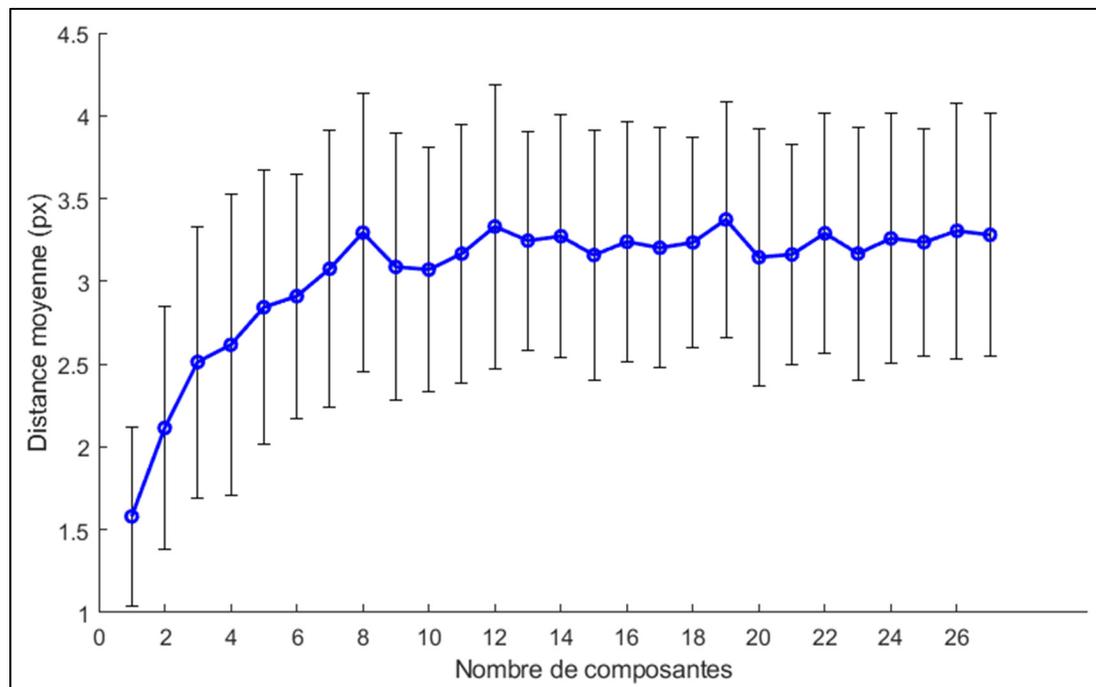


Figure 5-3 La spécificité du modèle statistique de **A-humérus**

Tableau 5-3 La spécificité du modèle statistique de **A-humérus**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	1.58	2.11	2.51	2.62	2.84	2.91	3.08	3.29	3.09	3.07
	Écart-type	0.54	0.73	0.82	0.91	0.83	0.74	0.84	0.84	0.80	0.73
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	3.17	3.33	3.25	3.27	3.16	3.24	3.20	3.23	3.37	3.15
	Écart-type	0.78	0.86	0.66	0.73	0.75	0.73	0.73	0.63	0.71	0.78
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	3.16	3.29	3.17	3.26	3.24	3.30	3.28	-	-	-
	Écart-type	0.66	0.72	0.76	0.75	0.69	0.77	0.74	-	-	-

On constate d'après les résultats ci-dessus que 11 composantes principales de la base A-humérus sont nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable. La 11^e composante marque une stabilisation de la distance moyenne autour de 3.15 à 3.37 px.

5.2.2 Le modèle statistique de A-scapula

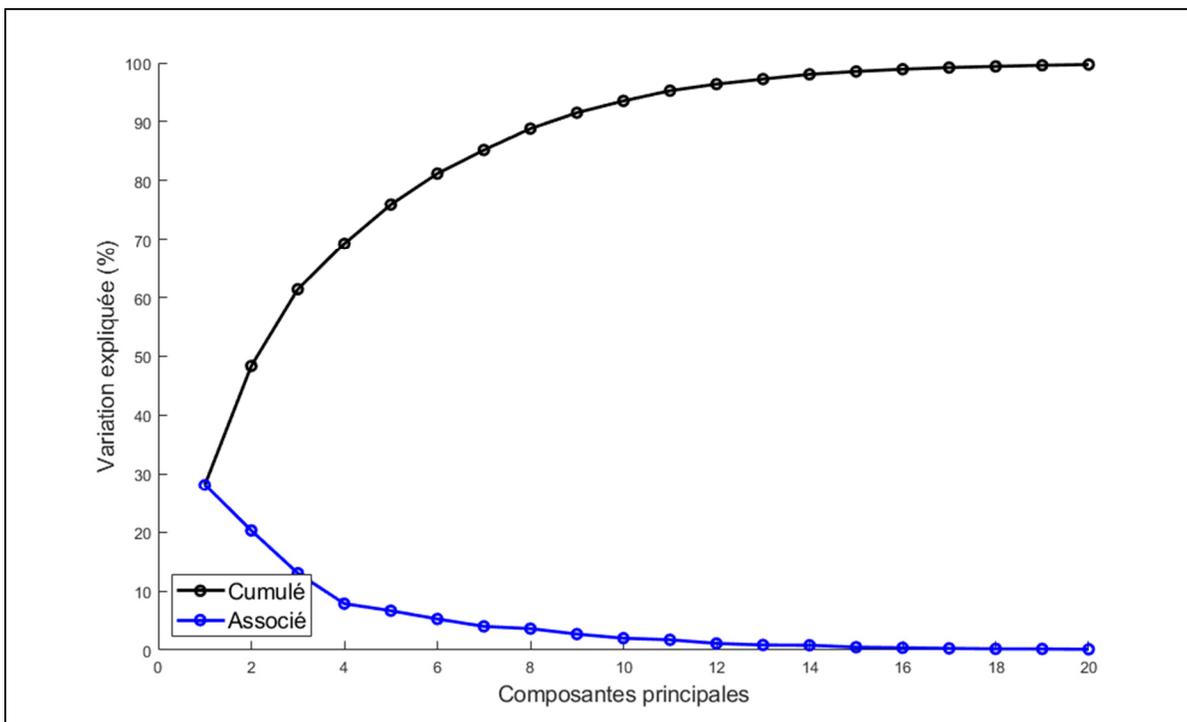


Figure 5-4 La compacité du modèle statistique de A-scapula

Tableau 5-4 La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de A-scapula (7 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)

Composante		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Variation expliquée (%)	Cumulé	28.09	48.36	61.39	69.25	75.92	81.19	85.20	88.82	91.52	93.53
	Associé	28.09	20.27	13.03	7.86	6.67	5.27	4.01	3.62	2.70	2.01

On constate d'après les résultats ci-dessus que plus de 85% de la variation de la base A-scapula peut être expliquée avec 7 composantes principales.

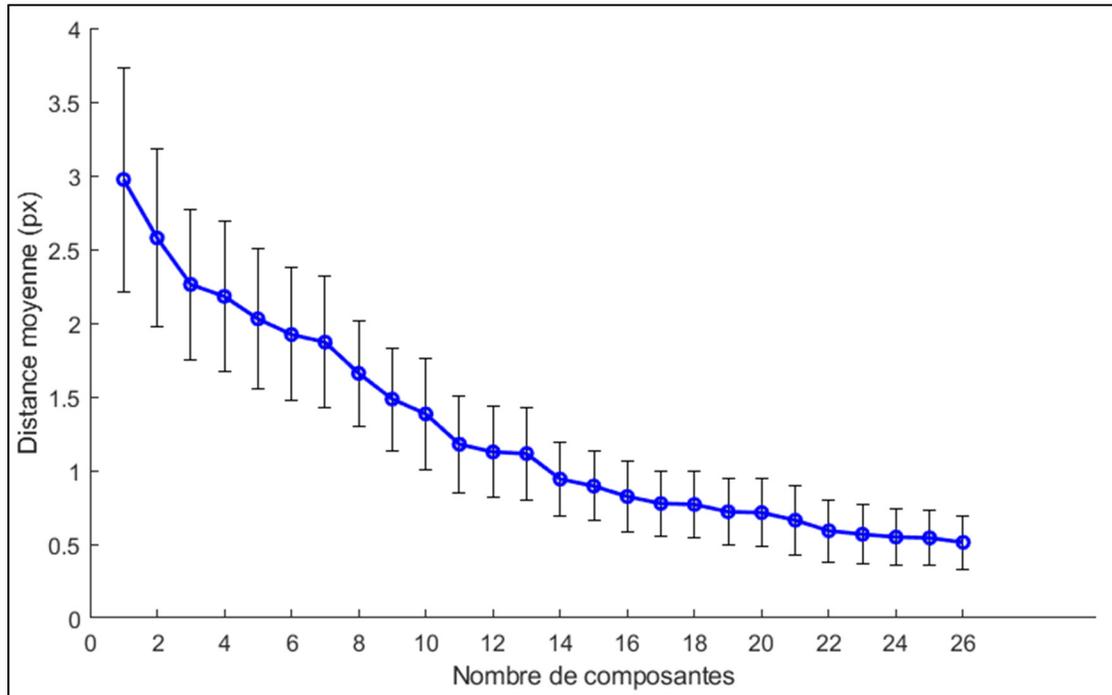


Figure 5-5 La généralisation du modèle statistique de **A-scapula**

Tableau 5-5 La généralisation du modèle statistique de **A-scapula**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	2.97	2.58	2.26	2.18	2.03	1.92	1.87	1.66	1.48	1.38
	Écart-type	0.76	0.60	0.51	0.51	0.48	0.45	0.45	0.36	0.35	0.38
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	1.18	1.13	1.11	0.94	0.89	0.82	0.78	0.77	0.72	0.71
	Écart-type	0.33	0.31	0.32	0.25	0.24	0.24	0.22	0.22	0.23	0.23
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	0.66	0.59	0.57	0.55	0.54	0.51	-	-	-	-
	Écart-type	0.24	0.21	0.20	0.19	0.18	0.18	-	-	-	-

On constate d'après les résultats ci-dessus que 14 composantes principales de la base A-scapula sont nécessaires pour avoir un score de généralisation acceptable (une distance moyenne inférieure à 1 px).

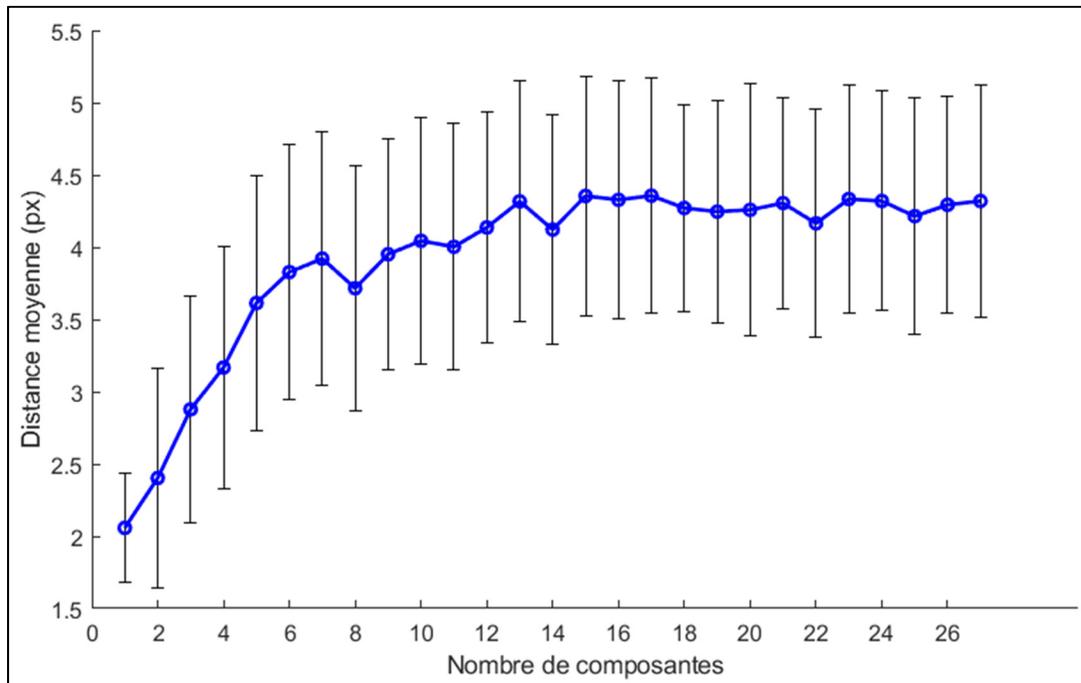


Figure 5-6 La spécificité du modèle statistique de **A-scapula**

Tableau 5-6 La spécificité du modèle statistique de **A-scapula**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	2.06	2.40	2.88	3.17	3.61	3.83	3.92	3.72	3.95	4.04
	Écart-type	0.38	0.76	0.78	0.84	0.88	0.88	0.88	0.85	0.79	0.85
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	4.00	4.14	4.32	4.12	4.35	4.33	4.36	4.27	4.25	4.26
	Écart-type	0.85	0.80	0.83	0.79	0.83	0.83	0.81	0.71	0.77	0.87
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	4.31	4.17	4.33	4.32	4.21	4.29	4.32	-	-	-
	Écart-type	0.73	0.79	0.79	0.76	0.82	0.75	0.81	-	-	-

On constate d'après les résultats ci-dessus que 15 composantes principales de la base A-humérus sont nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable. Le 15^e composante marque une stabilisation de la distance moyenne autour de 4.17 à 4.36 px.

5.3 La base P

5.3.1 Le modèle statistique de P-humérus

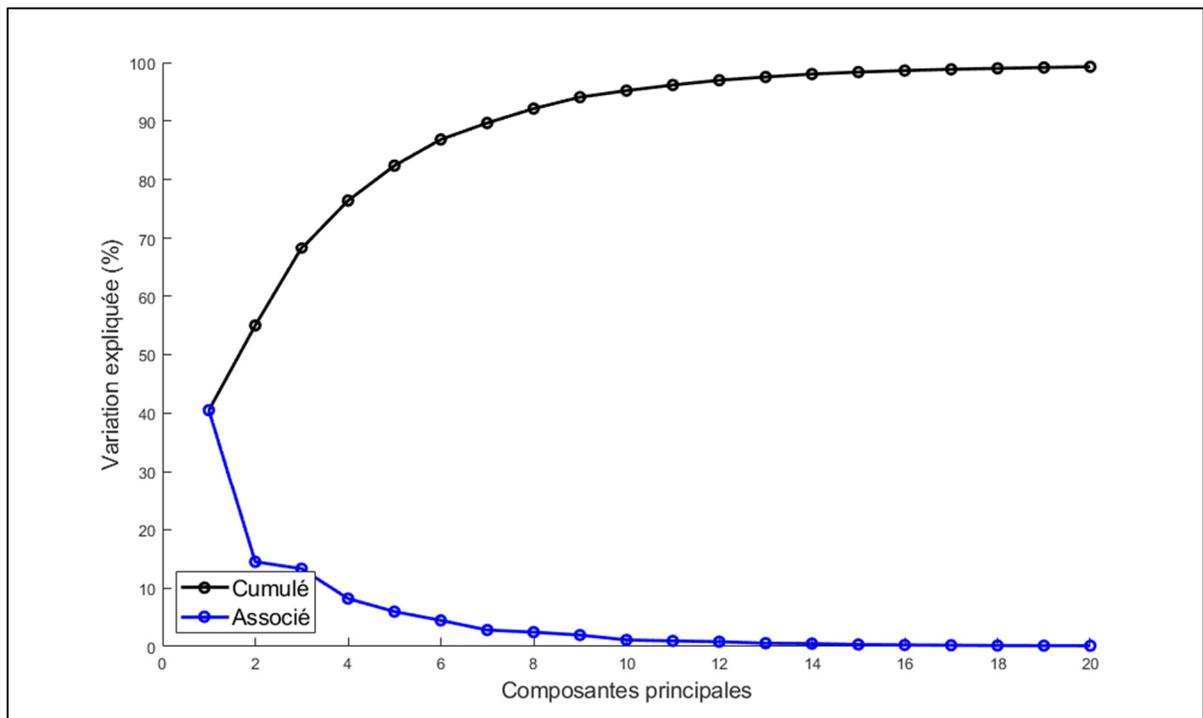


Figure 5-7 La compacité du modèle statistique de **P-humérus**

Tableau 5-7 La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de **P-humérus** (6 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)

Composante		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Variation expliquée (%)	Cumulé	40.51	54.98	68.27	76.45	82.41	86.87	89.69	92.13	94.09	95.20
	Associé	40.51	14.47	13.29	8.18	5.96	4.46	2.82	2.45	1.95	1.12

On constate d'après les résultats ci-dessus que 8 composantes principales de la base P-humérus sont nécessaires pour avoir un score de généralisation acceptable (une distance moyenne inférieure à 1 px).

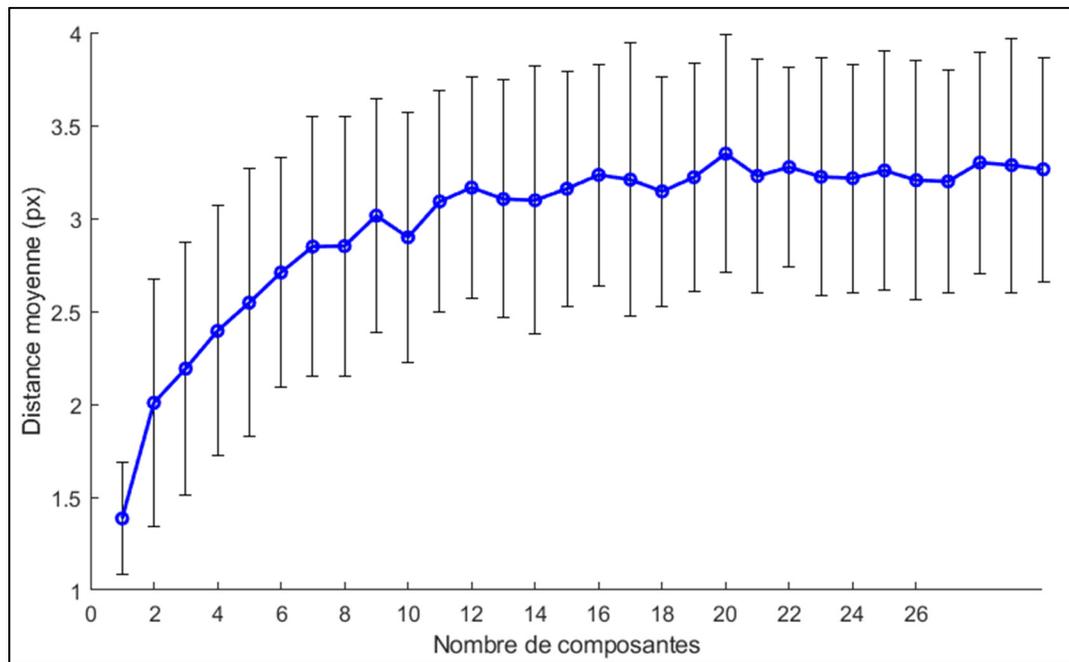


Figure 5-9 La spécificité du modèle statistique de **P-humérus**

Tableau 5-9 La spécificité du modèle statistique de **P-humérus**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	1.39	2.01	2.19	2.39	2.55	2.71	2.85	2.85	3.01	2.90
	Écart-type	0.30	0.67	0.68	0.67	0.72	0.62	0.70	0.70	0.63	0.68
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	3.09	3.17	3.10	3.10	3.16	3.23	3.21	3.14	3.22	3.35
	Écart-type	0.60	0.59	0.64	0.72	0.63	0.60	0.74	0.62	0.61	0.64
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	3.23	3.28	3.22	3.22	3.26	3.21	3.20	3.30	3.29	3.26
	Écart-type	0.63	0.54	0.64	0.61	0.64	0.64	0.60	0.59	0.68	0.60

On constate d’après les résultats ci-dessus que 15 composantes principales de la base P-humérus sont nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable. Le 15^e composante marque une stabilisation de la distance moyenne autour de 3.14 à 3.35 px.

5.3.2 Le modèle statistique de P-scapula

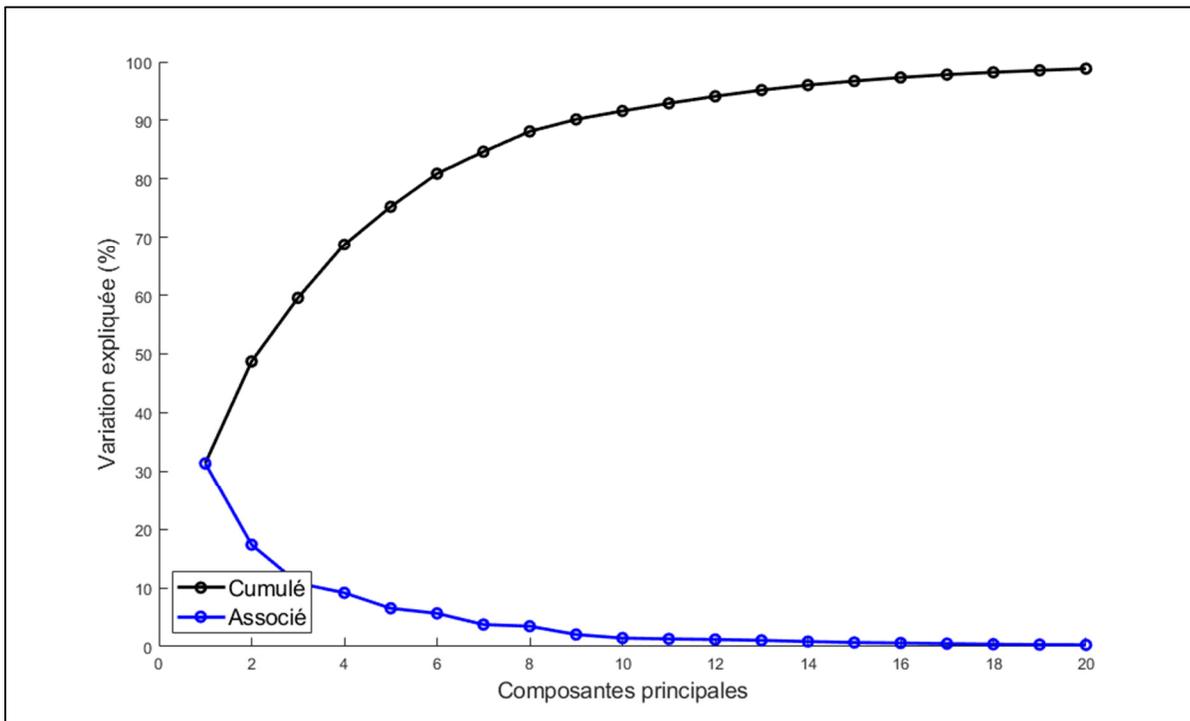


Figure 5-10 La compacité du modèle statistique de **P-scapula**

Tableau 5-10 La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de **P-scapula** (8 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)

Composante		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Variation expliquée (%)	Cumulé	31.36	48.73	59.55	68.70	75.23	80.89	84.64	88.11	90.17	91.61
	Associé	31.36	17.37	10.82	9.16	6.53	5.66	3.75	3.47	2.05	1.44

On constate d’après les résultats ci-dessus que plus de 85% de la variation de la base P-scapula peut être expliquée avec 8 composantes principales.

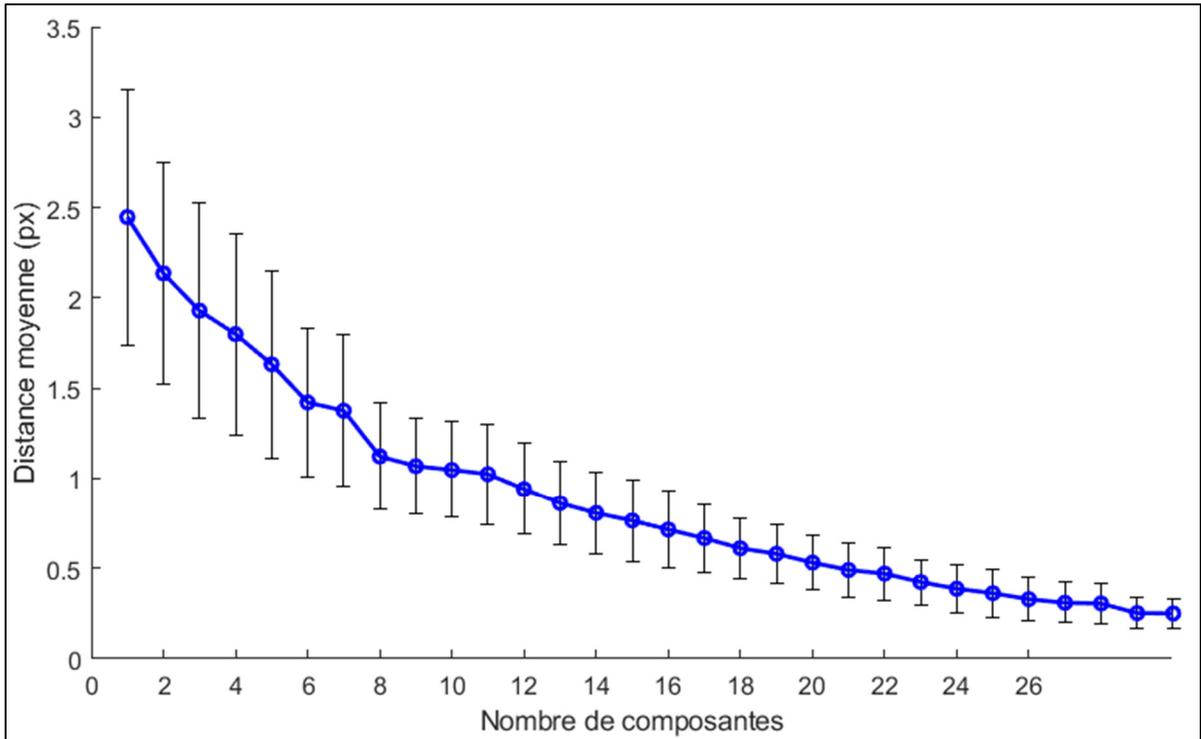


Figure 5-11 La généralisation du modèle statistique de **P-scapula**

Tableau 5-11 La généralisation du modèle statistique de **P-scapula**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	2.45	2.14	1.93	1.80	1.63	1.42	1.38	1.12	1.07	1.05
	Écart-type	0.71	0.62	0.59	0.56	0.52	0.41	0.42	0.30	0.27	0.27
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	1.02	0.94	0.86	0.81	0.76	0.71	0.67	0.61	0.58	0.53
	Écart-type	0.28	0.25	0.23	0.23	0.22	0.21	0.19	0.17	0.16	0.15
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	0.49	0.47	0.42	0.39	0.36	0.33	0.31	0.31	0.25	0.25
	Écart-type	0.15	0.15	0.13	0.13	0.13	0.12	0.11	0.11	0.08	0.08

On constate d'après les résultats ci-dessus que 12 composantes principales de la base P-scapula sont nécessaires pour avoir un score de généralisation acceptable (une distance moyenne inférieure à 1 px).

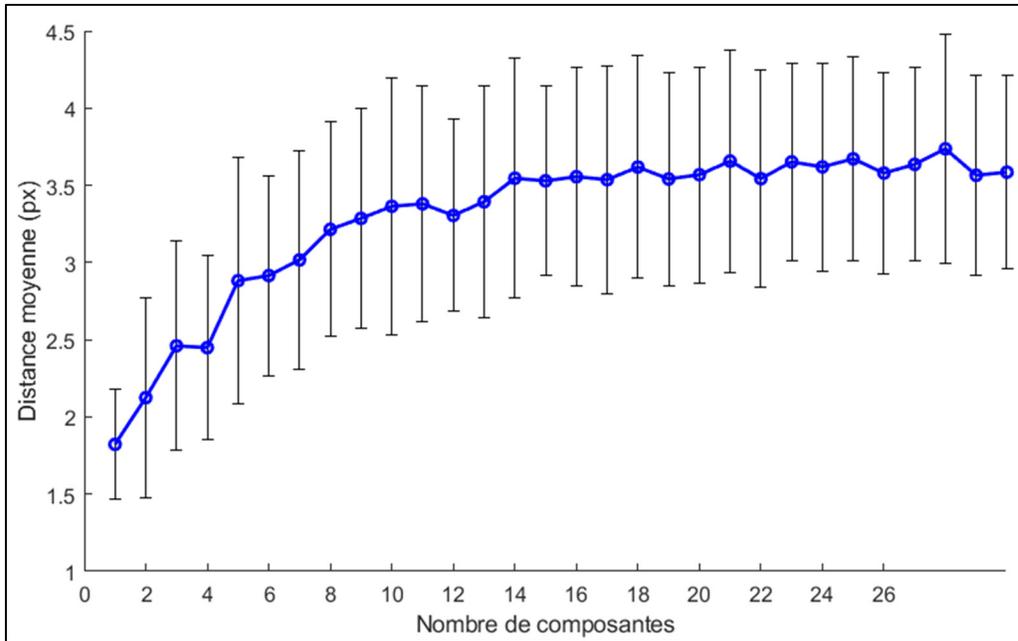


Figure 5-12 La spécificité du modèle statistique de **P-scapula**

Tableau 5-12 La spécificité du modèle statistique de **P-scapula**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	1.82	2.12	2.46	2.45	2.88	2.92	3.02	3.21	3.29	3.36
	Écart-type	0.36	0.65	0.68	0.60	0.80	0.65	0.70	0.69	0.71	0.83
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	3.38	3.30	3.39	3.55	3.53	3.56	3.54	3.62	3.54	3.57
	Écart-type	0.76	0.62	0.75	0.77	0.61	0.71	0.74	0.72	0.69	0.70
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	3.66	3.54	3.65	3.62	3.67	3.58	3.64	3.74	3.56	3.59
	Écart-type	0.72	0.70	0.64	0.67	0.66	0.65	0.63	0.74	0.65	0.63

On constate d'après les résultats ci-dessus que 14 composantes principales de la base P-scapula sont nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable. Le 14^e composante marque une stabilisation de la distance moyenne autour de 3.53 à 3.74 px.

5.4 La base H

5.4.1 Le modèle statistique de H-humérus

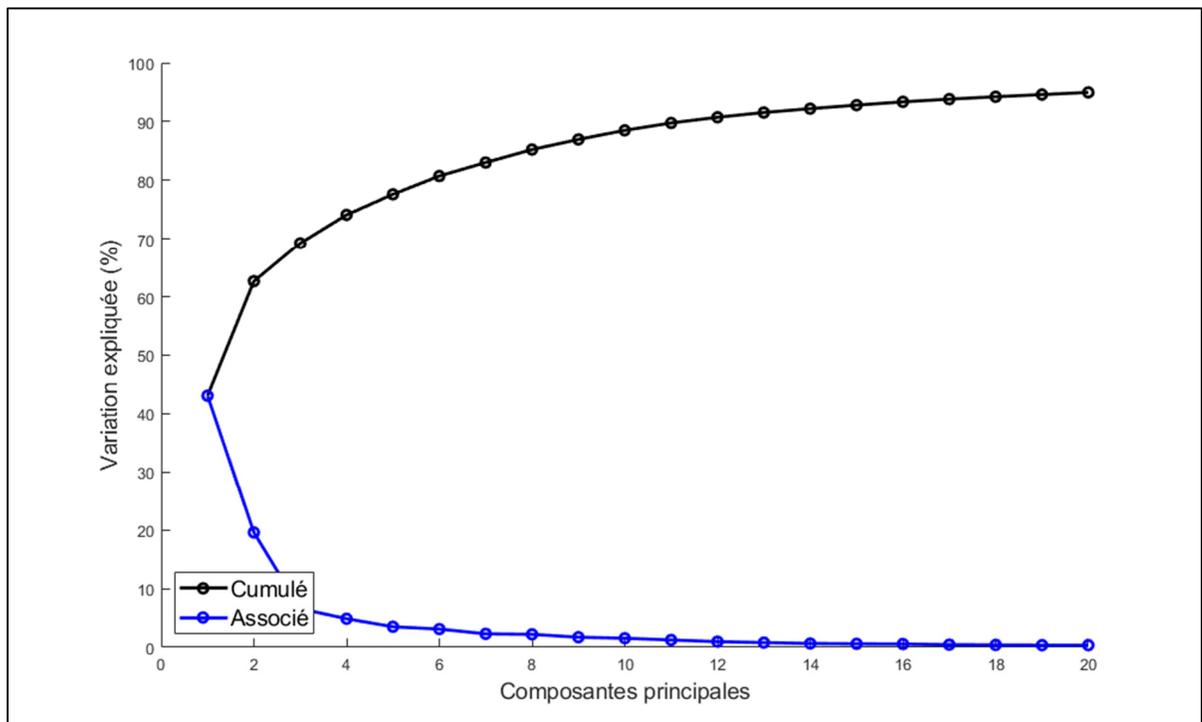


Figure 5-13 La compacité du modèle statistique de **H-humérus**

Tableau 5-13 La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de **H-humérus** (8 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)

Composante		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Variation expliquée (%)	Cumulé	43.09	62.66	69.25	74.12	77.62	80.73	83.03	85.24	86.96	88.51
	Associé	43.09	19.57	6.59	4.87	3.51	3.11	2.30	2.21	1.72	1.55

On constate d'après les résultats ci-dessus que plus de 85% de la variation de la base H-humérus peut être expliquée avec 8 composantes principales.

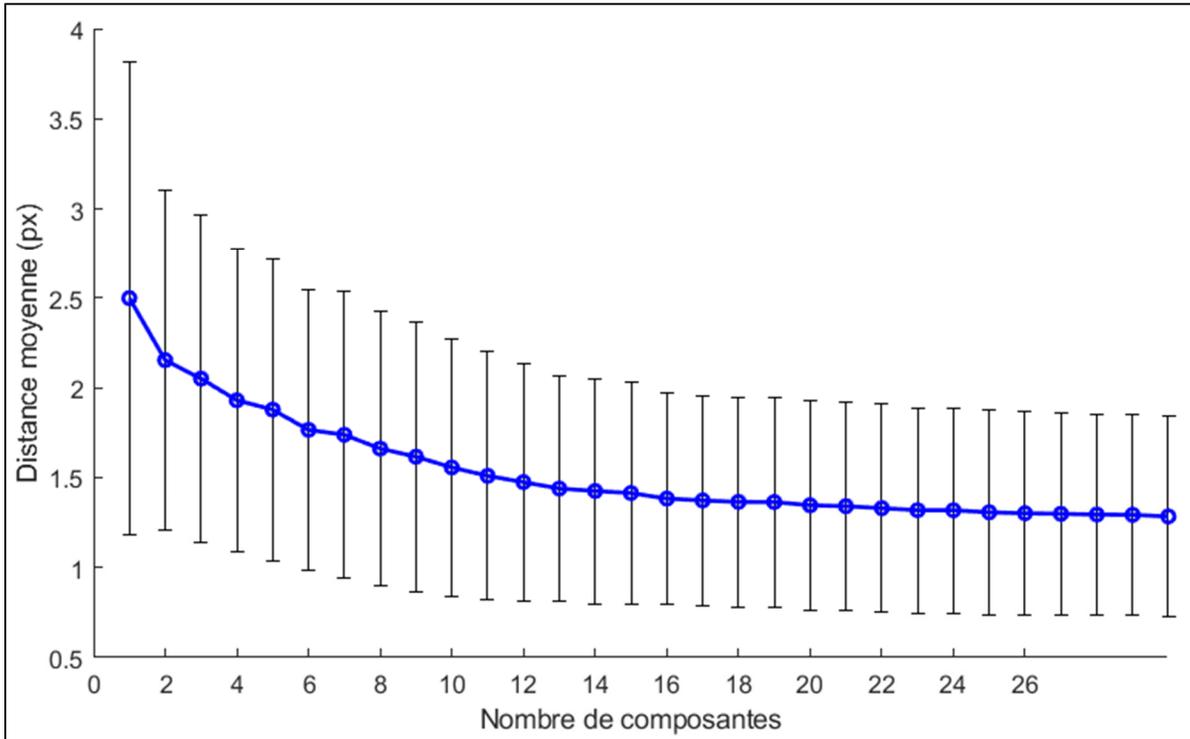


Figure 5-14 La généralisation du modèle statistique de **H-humérus**

Tableau 5-14 La généralisation du modèle statistique de **H-humérus**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	2.50	2.15	2.05	1.93	1.88	1.77	1.74	1.66	1.62	1.56
	Écart-type	1.32	0.95	0.91	0.84	0.84	0.78	0.79	0.76	0.75	0.72
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	1.51	1.47	1.44	1.43	1.41	1.38	1.37	1.36	1.36	1.35
	Écart-type	0.69	0.66	0.63	0.63	0.62	0.59	0.58	0.58	0.58	0.58
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	1.34	1.33	1.32	1.32	1.31	1.30	1.30	1.29	1.29	1.28
	Écart-type	0.58	0.58	0.57	0.57	0.57	0.56	0.56	0.56	0.56	0.56

On constate d'après les résultats ci-dessus que même 30 composantes principales de la base H-humérus ne sont pas assez pour atteindre un score de généralisation acceptable (une distance moyenne inférieure à 1 px).

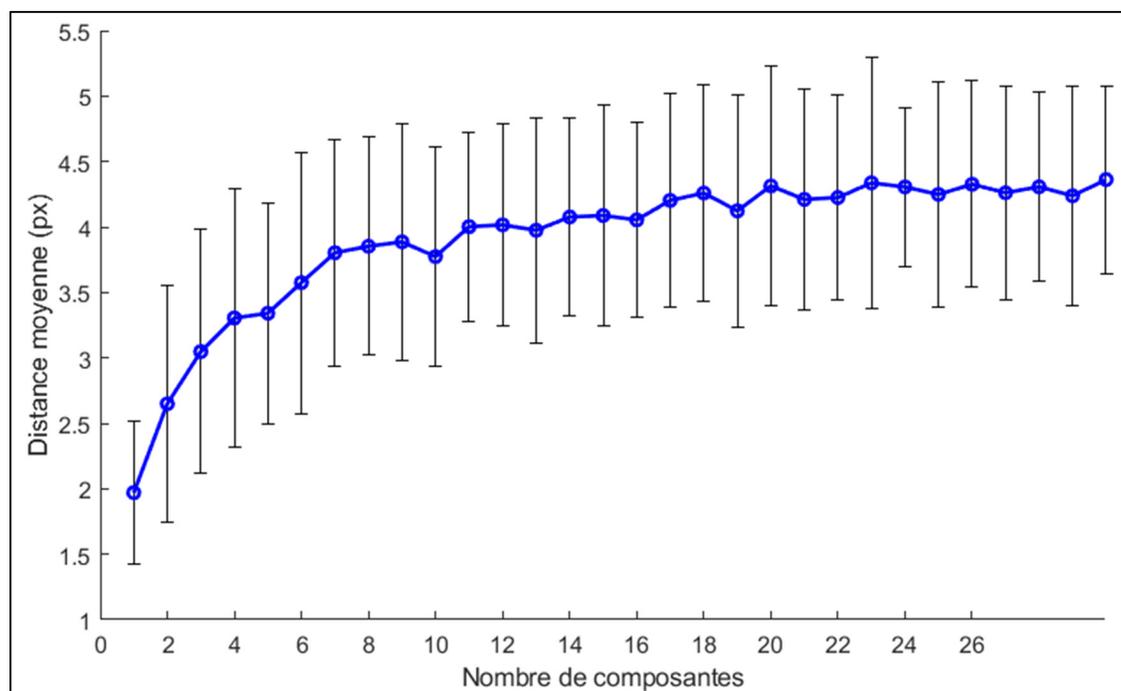


Figure 5-15 La spécificité du modèle statistique de **H-humérus**

Tableau 5-15 La spécificité du modèle statistique de **H-humérus**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	1.97	2.65	3.05	3.30	3.34	3.58	3.80	3.85	3.89	3.77
	Écart-type	0.54	0.91	0.93	0.98	0.84	1.00	0.86	0.83	0.91	0.84
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	4.00	4.02	3.97	4.08	4.09	4.05	4.20	4.26	4.12	4.31
	Écart-type	0.72	0.77	0.86	0.76	0.84	0.75	0.81	0.83	0.89	0.91
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	4.21	4.23	4.34	4.31	4.25	4.33	4.26	4.31	4.24	4.36
	Écart-type	0.84	0.79	0.96	0.61	0.86	0.79	0.82	0.72	0.84	0.72

On constate d’après les résultats ci-dessus que 20 composantes principales de la base H-humérus sont nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable. Le 20^e composante marque une stabilisation de la distance moyenne autour de 4.21 à 4.36 px.

5.4.2 Le modèle statistique de H-scapula

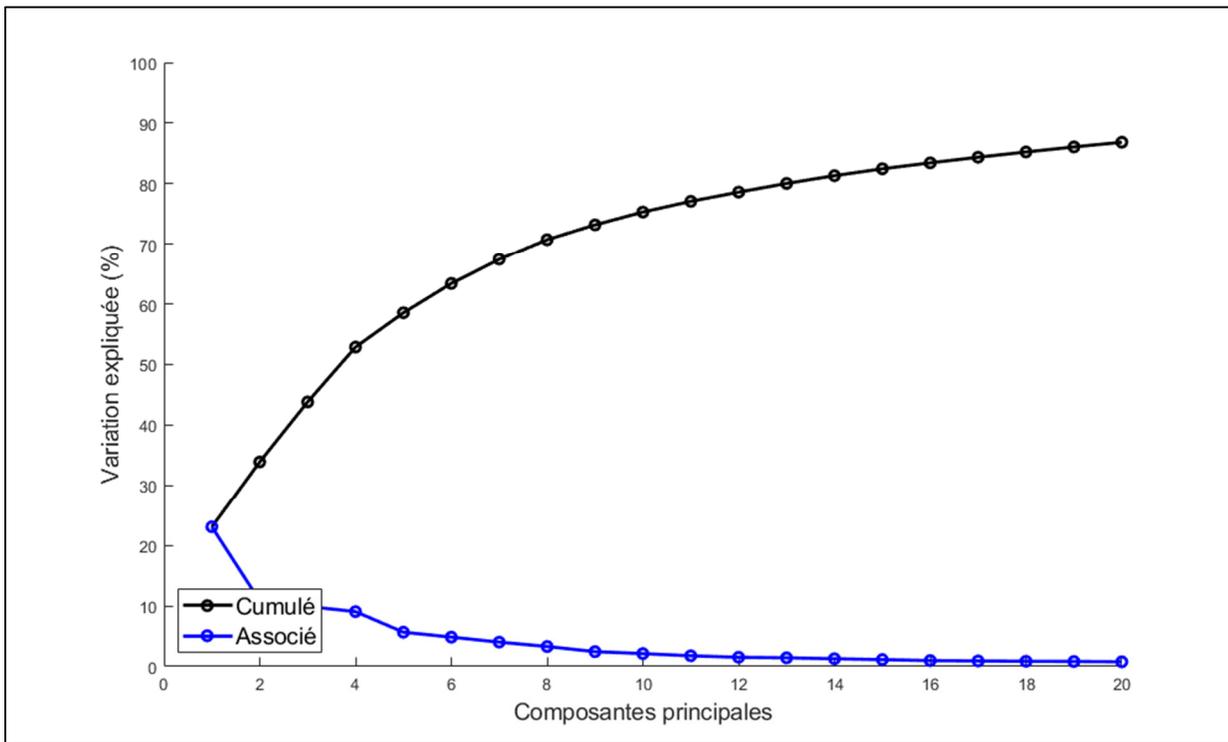


Figure 5-16 La compacité du modèle statistique de **H-scapula**

Tableau 5-16 La variation expliquée par chaque composante principale du modèle statistique de **H-scapula** (18 composantes sont nécessaire pour expliquer >85%)

Composante		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Variation expliquée (%)	Cumulé	23.07	33.90	43.82	52.88	58.55	63.40	67.42	70.72	73.18	75.31
	Associé	23.07	10.83	9.91	9.06	5.67	4.85	4.02	3.30	2.46	2.13
Composante (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Variation expliquée (%)	Cumulé	77.08	78.60	80.04	81.32	82.46	83.44	84.37	85.23	86.07	86.85
	Associé	1.77	1.52	1.44	1.28	1.14	0.98	0.92	0.87	0.83	0.78

On constate d'après les résultats ci-dessus qu'il faut au moins 18 composantes principales pour expliquer plus de 85% de la variation de la base H-scapula.

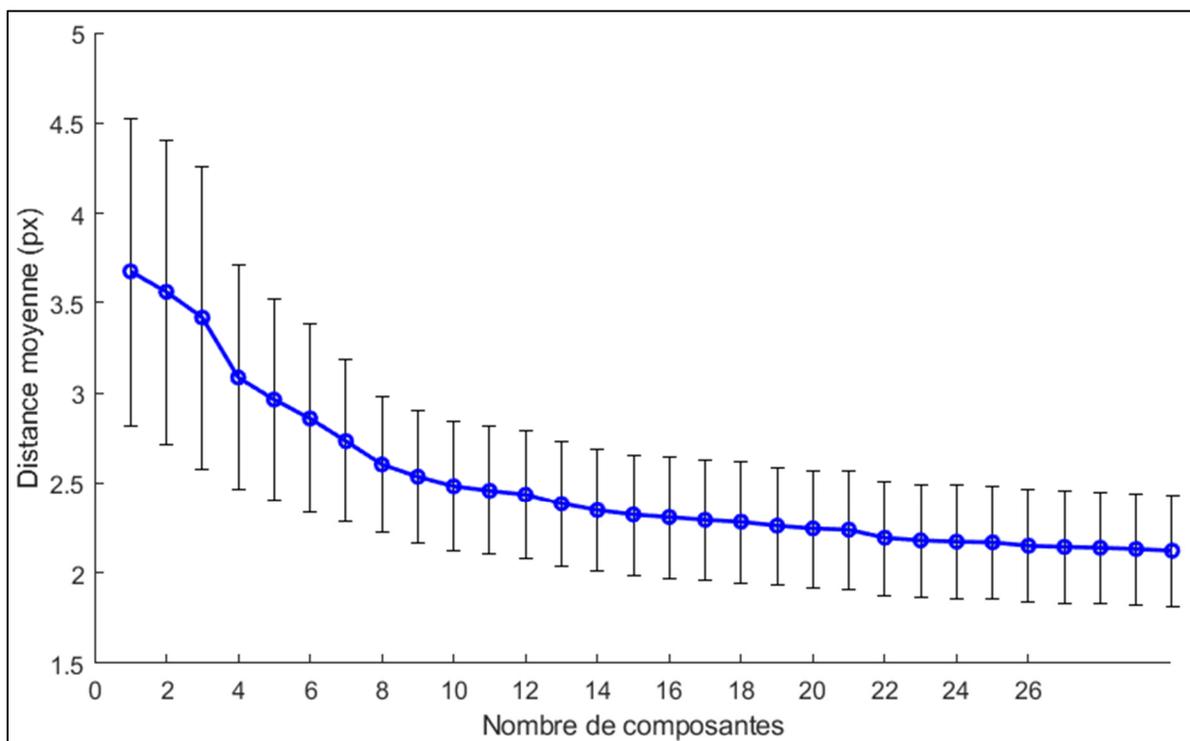


Figure 5-17 La généralisation du modèle statistique de **H-scapula**

Tableau 5-17 La généralisation du modèle statistique de **H-scapula**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	3.67	3.56	3.42	3.09	2.96	2.86	2.73	2.60	2.54	2.48
	Écart-type	0.85	0.85	0.84	0.62	0.56	0.53	0.45	0.38	0.37	0.36
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	2.46	2.44	2.38	2.35	2.32	2.31	2.29	2.28	2.26	2.25
	Écart-type	0.36	0.36	0.34	0.34	0.34	0.34	0.33	0.34	0.33	0.33
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	2.24	2.19	2.18	2.17	2.17	2.15	2.14	2.14	2.13	2.12
	Écart-type	0.33	0.32	0.31	0.31	0.32	0.31	0.31	0.31	0.31	0.31

On constate d'après les résultats ci-dessus que même 30 composantes principales de la base H-scapula ne sont pas suffisantes pour atteindre un score de généralisation acceptable (une distance moyenne inférieure à 1 px).

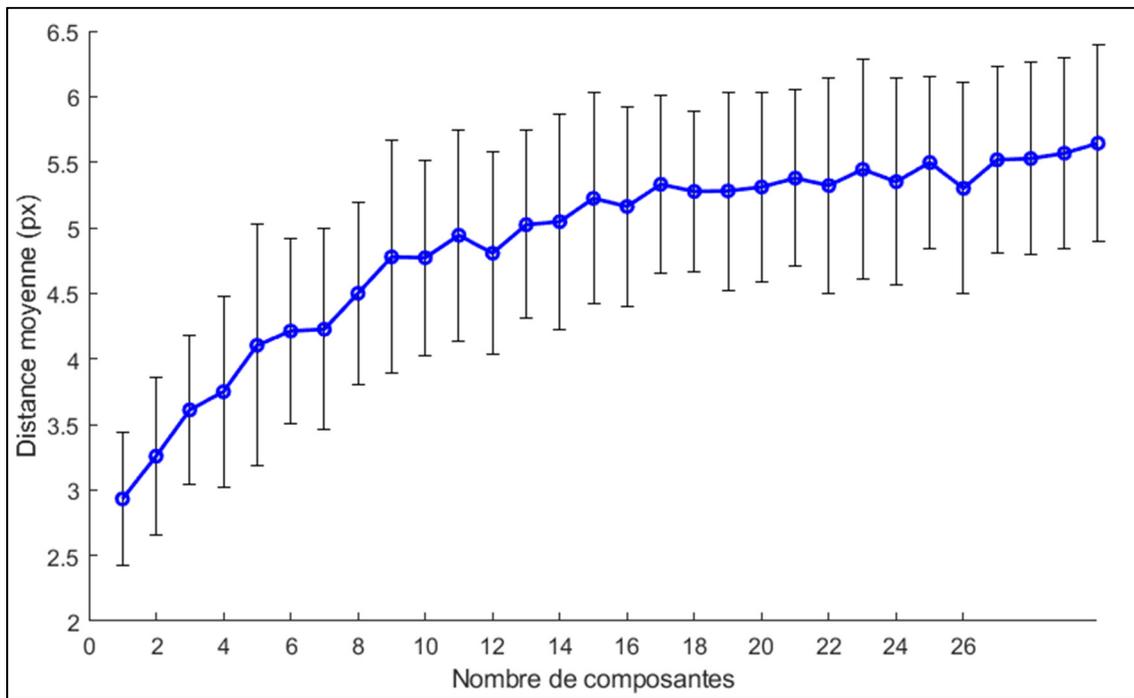


Figure 5-18 La spécificité du modèle statistique de **H-scapula**

Tableau 5-18 La spécificité du modèle statistique de **H-scapula**

Nombre de Composantes		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Distance (px)	Moyenne	2.93	3.26	3.61	3.75	4.10	4.21	4.23	4.50	4.78	4.77
	Écart-type	0.51	0.60	0.56	0.72	0.92	0.71	0.77	0.70	0.89	0.74
Nombre de Composantes (cont)		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Distance (px)	Moyenne	4.94	4.81	5.02	5.05	5.22	5.16	5.33	5.28	5.28	5.31
	Écart-type	0.81	0.78	0.72	0.82	0.80	0.76	0.67	0.61	0.75	0.72
Nombre de Composantes (cont)		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Distance (px)	Moyenne	5.38	5.32	5.44	5.35	5.50	5.30	5.52	5.53	5.57	5.64
	Écart-type	0.67	0.82	0.84	0.79	0.66	0.80	0.71	0.73	0.73	0.75

On constate d'après les résultats ci-dessus que 23 composantes principales de la base H-scapula sont nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable. Le 23^e composante marque un ralentissement de l'augmentation de la distance moyenne, entre 5.35 px et 5.64 px, même si elle semble continuer à augmenter peu à peu.

5.5 Discussion

L'étude de validation a permis d'analyser la compacité, la capacité de généralisation, et la spécificité de chaque modèle statistique calculé dans le travail personnel. Un bilan de l'étude de validation des 6 bases de données est présenté ci-dessous dans le Tableau 5-19. Les résultats complets de l'étude de la généralisation et de la spécificité sont aussi présentés dans l'ANNEXE III.

Tableau 5-19 Bilan de l'étude de validation pour tous les modèles statistiques

Modèle statistique	Nombre de composantes pour atteindre un score acceptable		
	Compacité	Généralisation	Spécificité
A-humérus	5	9	11
A-scapula	7	14	15
P-humérus	6	8	15
P-scapula	8	12	14
H-humérus	8	30+	20
H-scapula	18	30+	23

Pour la base asymptomatique, nous avons constaté que 11 composantes seront suffisantes pour avoir un modèle statistique valide de l'humérus. Avec 11 composantes, le score de spécificité est acceptable, avec une distance moyenne assez stable, la capacité de généralisation permet d'avoir une distance moyenne de moins de 0.81 px, et plus de 97% de la variation est expliquée. 15 composantes seront suffisantes pour avoir un modèle statistique valide de la scapula. Avec 15 composantes, le score de spécificité est acceptable, avec une distance moyenne assez stable,

la capacité de généralisation permet d'avoir une distance moyenne de moins de 0.89 px, et plus de 98% de la variation est expliquée.

D'autre part, pour la base pathologique, nous avons constaté que 15 composantes seront suffisantes pour avoir un modèle statistique valide de l'humérus. Avec 15 composantes, le score de spécificité est acceptable, avec une distance moyenne assez stable, la capacité de généralisation permet d'avoir une distance moyenne de moins de 0.48 px et plus de 98% de la variation est expliquée. 14 composantes seront suffisantes pour avoir un modèle statistique valide de la scapula. Avec 14 composantes, la score de spécificité est acceptable, avec une distance moyenne assez stable, la capacité de généralisation permet d'avoir une distance moyenne de moins de 0.81 px, et plus de 96% de la variation est expliquée.

Les modèles statistiques issus des bases A et P sont assez compacts, généralisables, et spécifiques. Cela veut dire que ces modèles peuvent être utilisés dans la reconstruction d'épaules qui ne sont pas dans la population d'entraînement, en restant toujours dans les limites des formes acceptable pour la scapula ou l'humérus, et sans avoir besoin de trop de composantes principales pour se faire.

D'autre part, pour le modèle statistique issu des humérus de la base hospitalisée, 20 composantes permettront d'avoir un score de spécificité acceptable, avec une distance moyenne assez stable et expliqueront plus de 94% de la variation. Pour le modèle statistique issu des scapulas de la base hospitalisée, 23 composantes sont nécessaires pour avoir un score de spécificité acceptable, où l'augmentation de la distance moyenne ralentit et devient de plus en plus stable. Cela permet d'expliquer plus de 88% de la variation. Ce sont des valeurs assez larges, comparés aux bases A et P, mais on a quand même réussi à atteindre l'objectif pour les scores de compacité et spécificité.

En revanche, nous avons constaté que la capacité de généralisation des modèles statistiques issus de la base H n'était pas assez bonne pour les utiliser comme support pour la reconstruction d'épaules qui ne sont pas dans la population d'entraînement. Les distance moyenne n'était pas

en-dessous de 1 px, même après l'ajout de toutes les composantes principales, soit 56 pour les humérus et 60 pour les scapulas. Avec 56 composantes, le modèle statistique des humérus a atteint une distance moyenne de 1.21 px. Avec 60 composantes, le modèle statistique des scapulas a atteint une distance moyenne de 1.96 px (Tableau A III-2).

Ces résultats pour la base H ne sont pas inattendus, puisque la base consiste en des cas très spécifiques de pathologie de l'épaule. Notamment, la plupart des patients de cette base étaient atteints d'une arthrose gléno-humérale très sévère, avec des croissances majeures d'ostéophytes sur la tête humérale, la glène et dans l'espace sous-acromiale. On peut donc constater que ces variations très spécifiques ne peuvent pas être généralisées à d'autres populations tel quel.

CONCLUSION

L'objectif principal de ce travail était de développer et valider des modèles statistiques de la scapula et de l'humérus. Cela consistait en une caractérisation statistique des structures de l'épaule, qui a permis d'analyser et de comparer les différentes variations anatomiques qui existent dans des populations asymptomatique, pathologique, et hospitalisée. En plus, les modèles issus de cette caractérisation pourraient être intégrés dans des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies bi-planes EOS. Ce faisant, nous apporterons des informations *à priori* supplémentaires pour obtenir à terme un modèle plus fiable et un processus de reconstruction plus rapide avec moins d'intervention de la part de l'utilisateur, qui pourrait donc être utilisé en milieu clinique.

Dans un premier temps, une analyse en composantes principales a été appliquée sur trois bases de données de modèles 3D d'épaules (asymptomatiques, pathologiques, et hospitalisés). Les résultats de cette ACP résultent en trois modèles statistiques d'humérus et trois modèles statistiques de scapulas. Les composantes principales de chaque modèle statistique ont été étudiées pour mieux comprendre où se trouvaient les différentes variations.

Les variations observées dans les modèles statistiques reflètent les indices cliniques trouvés dans l'étude de la littérature qui s'est penchée sur la morphologie de l'humérus proximal et de la scapula. Pour la plupart, ces indices mesurent la taille, la position, l'orientation, et la forme de plusieurs structures osseuses comme la tête humérale, l'acromion, la glène et la coracoïde. Pour la coracoïde en particulier, qui n'est pas étudiée aussi souvent que ces autres structures, nous avons pu démontrer des variations importantes dans les trois bases de données de la scapula. La présence de toutes ces variations dans les trois types d'épaules permettra à terme d'apporter des détails sur des régions de l'épaule qui sont plus complexes et souvent plus difficiles à voir dans les radiographies.

L'utilisation des radiographies bi-planes a des avantages par rapport à l'utilisation du CT : elle permet de prendre des images en position fonctionnelle (debout) et elle limite le taux

d'irradiation auquel le patient est exposé, notamment. Cependant, il y a des désavantages à utiliser uniquement des radiographies bi-planes. Dans une radiographie, les structures peuvent être cachées les unes derrière les autres : elles sont les projections dans un seul plan de structures complexes. Cela limite la possibilité d'avoir une forme très spécifique et c'est particulièrement apparent dans le cas de l'articulation gléno-humérale : les modèles issus de radiographies EOS (base A et P) ne démontraient pas beaucoup de variation dans les surfaces de l'humérus et de la glène, contrairement aux modèles issus d'images CT (base H).

C'est donc difficile de dire si les variations plus nombreuses dans la base H sont liées à la présence de pathologies, ou si des variations fines ne sont pas visibles sur les radiographies EOS dans les bases A et P. Pour répondre à cette question, une étude plus détaillée devrait être menée pour comparer des modèles statistiques issus d'une même population d'épaules modélisés avec des radiographies EOS et des CTs. De plus, des indices cliniques pourraient être mesurés directement dans les modèles statistiques, pour comparer les résultats d'un modèle à un autre et aux données présentes dans la littérature, ce qui pourrait révéler des différences plus subtiles qui ne sont pas visibles à l'œil nu.

Nous ne pouvons pas comparer les modèles issus de ce travail aux modèles moyens utilisés par Zhang dans sa méthode de reconstruction, car nous n'avons pas accès à ses modèles, mais nous pourrions comparer les indices mesurés dans nos modèles moyens aux mesures qui existent dans la littérature et aux mesures présentées dans sa thèse (Zhang, 2016). Cela permettra de voir si les nouveaux modèles apportent de l'information plus pertinente et utile. Bien entendu, une comparaison des modèles issus de la méthode de reconstruction avec et sans l'utilisation des nouveaux modèles statistiques serait aussi très importante pour évaluer la capacité de ces nouveaux modèles à atteindre l'objectif de ce travail.

Dans un deuxième temps, une étude de validation des modèles statistiques a été menée pour mieux comprendre les caractéristiques de chaque modèle. La compacité, la capacité de généralisation, et la spécificité de chaque modèle ont été évaluées. Les modèles A et P ont démontré des bons scores, et pourront donc être utilisés dans des méthodes de reconstruction

comme informations *à priori* sur des épaules asymptomatiques et pathologiques. Les modèles H, pourtant, ne démontraient pas une capacité de généralisation suffisante pour être utilisés comme information *à priori* pour des reconstructions d'épaules pathologiques. Cela n'est pas inattendu, puisque la base H comportait des os ayant plusieurs petites et parfois grandes déformations locales causées par les pathologies. Il pourrait être intéressant de développer des modèles statistiques à partir d'images CT de populations asymptomatiques et pathologiques (moins sévères) plutôt qu'à partir de radiographies de ces populations, pour permettre de conserver les variations plus fines sans trop diminuer la capacité de généralisation ou augmenter le nombre de cas.

En conclusion, les modèles statistiques développés dans le cadre de ce travail pourraient bien être inclus dans une méthode de reconstruction 2D/3D pour apporter des informations *à priori* (à l'exception des modèles issus de la base H), et ainsi améliorer la fiabilité des reconstructions sans exposer le patient à plus de radiation pour avoir des paires de radiographies en plus. Une fois les modèles statistiques implémentés, une étude devrait être menée pour évaluer en quelle mesure cela améliore la répétabilité et la justesse de la méthode. D'autre part, l'analyse statistique menée au cours de ce projet contribue à l'étude de l'anatomie de l'épaule et aux variations de ces structures. L'épaule est une articulation très complexe et très sujette aux pathologies. La caractérisation des variations anatomiques selon différents niveaux de pathologies est prometteuse non-seulement quant à son rôle possible dans les méthodes de reconstruction 3D, mais aussi par l'information qu'elle apporte à la littérature.

ANNEXE I

Comparaison des résultats de PCA et PCACOV pour les mêmes données d'entrée

Une comparaison des résultats de PCA et de PCACOV obtenues à partir des mêmes données d'entrée a été effectuée pour confirmer que le choix d'utiliser un plutôt que l'autre n'affecterait pas les conclusions de notre recherche.

Les données présentées dans le CHAPITRE 4 ont été utilisées pour effectuer cette évaluation. Quatre groupes de données ont été considérées :

- Les humérus de la base H
- Les scapulas de la base H
- Les humérus de la base AP (les bases A et P ensemble)
- Les scapulas de la base AP

La matrice de covariance S de chaque groupe a été calculée selon l'équation (A I-2) présentée par Cootes et al. (1992 ; 1995), et utilisée comme données d'entrées dans la fonction PCACOV.

$$dx_i = x_i - \bar{x} \quad (\text{A I-1})$$

$$S = \frac{1}{N_s} \sum_{i=1}^{N_s} dx_i dx_i^T \quad (\text{A I-2})$$

Dans les équations ci-dessus, \bar{x} est la forme moyenne de l'ensemble des objets (N_s en total) dans la base de données, et dx_i est la déviation de chaque objet x_i de cette moyenne.

Les résultats de PCACOV, désormais appelés X_{PCACOV} , ont été comparés aux résultats de PCA obtenues dans le CHAPITRE 4, désormais appelés X_{PCA} . Pour chaque groupe, quatre facteurs ont été comparés entre X_{PCACOV} et X_{PCA} (Tableau A I-1), soit une comparaison des :

- Vecteurs propres
- Valeurs propres

- Pourcentages de la variance expliquée par chaque vecteur propre
- Modèles issus des trois premières CP

Pour les premières trois facteurs, les valeurs absolues des différences entre les éléments correspondants de X_{PCACOV} et X_{PCA} ont été calculés. Seul les premières $N-1$ composantes de X_{PCACOV} ont été considérées. Ensuite, la moyenne de toutes les différences pour un groupe a été comparée à une tolérance. Si la valeur est plus petite que la tolérance, ça veut dire que la différence moyenne entre X_{PCACOV} et X_{PCA} est plus petite que la tolérance (équation (A I-3)).

$$\frac{1}{(N-1) * p} \sum_{i=1}^{N-1} |X_{PCA_{ij}} - X_{PCACOV_{ij}}| \sum_{j=1}^p |X_{PCA_{ij}} - X_{PCACOV_{ij}}| < \text{tolérance}$$

(A I-3)

Enfin, les modèles issus des trois premières CP ont été comparés à l'œil pour voir s'il y avait des différences importantes entre eux.

Tableau A I-1 Concordance entre les résultats des fonctions PCA et PCACOV pour les mêmes données d'entrée

Résultat comparé	H-hum.	H-scap.	AP-scap.	AP-hum.
Vecteurs propres *	OUI	OUI	OUI	N/A
Valeurs propres *	NON	NON	NON	N/A
Pourcentage de variation expliquée *	OUI	OUI	OUI	N/A
Modèles issus des trois premières CP	OUI	OUI	OUI	N/A

* Tolérance = 0.00000001

Les résultats pour les humérus de la base AP n'ont pas pu être comparés, car la fonction PCACOV n'a pas réussi à traiter la matrice énorme d'une taille d'environ $43,000 \times 43,000$, et a retourné l'erreur « out of memory » (mémoire insuffisante).

Les évaluations des trois autres groupes ont relevé les mêmes trouvailles. Les vecteurs et les pourcentages de variance expliquée par ceux-ci avaient une différence moyenne plus petite que 0.00000001. Aucune différence visible à l'œil a été remarquée dans les modèles représentant les trois premières CP. Ces différences peuvent donc être ignorées, et ces facteurs peuvent être considérées équivalentes, qu'elles soient calculées avec PCA ou PCACOV.

Les valeurs propres présentaient des différences dans l'ordre des centaines. Pourtant, cela peut être expliquée par la grande différence dans le nombre de CP calculé. Avec X_{PCA} , $N-1$ CP sont calculées, et toute la variance est expliquée par celles-ci. En comparaison, p CP sont calculés avec X_{PCACOV} , donc le pourcentage est réparti sur un nombre beaucoup plus grand de vecteurs. Pour référence, dans chacun des quatre groupes, N était entre 60 et 80, alors que p était entre environ 15,000 et 43,000. Cette différence, dû à l'indice « Economy » mentionné dans la section 2.4.1, permet aussi un calcul beaucoup plus rapide avec la fonction PCA. En effet, la fonction PCA retourne le même erreur « out of memory » pour les humérus de la base AP lorsque l'indice « Economy » est éteint.

ANNEXE II

Évaluation de la méthode de Cheng Zhang

Dans sa thèse, Cheng Zhang a évalué sa méthode de reconstruction 2D/3D selon deux métriques :

- Une comparaison du modèle issu de la reconstruction au modèle issu du CT scan, par l'erreur point-surface.
- La fiabilité des paramètres cliniques, par la justesse et la reproductibilité intra- et inter-observateur.

Les évaluations de justesse ont été faites avec 6 sujets d'épaules cadavériques. Un opérateur a appliqué 3 fois sur chaque sujet la méthode de reconstruction, en utilisant des radiographies simulées de façon digitale à partir des CT scans (« Digitally Reconstructed Radiographs », DRR).

Comparaison par l'erreur point-surface

L'erreur point-surface, ou l'erreur quadratique moyenne (« Root Mean Square », RMS), a été utilisé pour comparer le modèle de référence issu du CT scan aux modèles issus de la reconstruction avec les DRR. La moyenne des erreurs des 3 répétitions par rapport à la référence a été calculé pour chaque sujet, et les résultats sont présentés dans le Tableau A II-1 (Zhang, 2016).

Tableau A II-1 Le minimum, maximum, et moyenne de l'erreur point surface des 6 sujets

Valeur	Scapula				Humérus			
	Globale (mm)		Glène (mm)		Globale (mm)		Partie sup. (mm)	
	RMS	Max(VA)	RMS	Max(VA)	RMS	Max(VA)	RMS	Max(VA)
Min	2.1	8.8	1.3	2.7	2.1	6.7	1.8	4.1
Max	3.7	13.6	2.4	6.2	4.0	15.2	2.8	6.7
Moyenne	3.2	11.6	1.8	4.4	2.8	9.4	2.3	5.3

VA : valeur absolue; sup. : supérieure.

Cette même évaluation a été reproduite avec la méthode de reconstruction antécédente de Lagacé, pour comparer les résultats des deux méthodes sur les mêmes données. Les résultats se sont montrés très proches pour les deux méthodes (Ex. : Pour la scapula global, RMS = 3.1, Max = 11.4; et pour la glène, RMS = 1.9, Max = 4.7). Les méthodes ont donc été considérées équivalentes du point de vue de la justesse.

Fiabilité des paramètres cliniques

Ensuite, le biais, calculé comme la différence entre la mesure faite sur le modèle de référence issu du CT scan et celle faite sur la reconstruction avec les DRR, permet d'évaluer la justesse des paramètres cliniques calculés automatiquement par la méthode. La moyenne des biais des 3 répétitions par rapport à la référence a été calculé pour chaque sujet, et les résultats sont présentés dans le Tableau A II-2.

La reproductibilité a été évaluée selon des reconstructions de 12 sujets *in vivo*, effectués par deux observateurs deux fois chacun. Une variance de reproductibilité globale a été calculée, et les résultats sont présentés dans le Tableau A II-2.

Tableau A II-2 Résultats de justesse et de la reproductibilité pour chaque indice clinique. La justesse est mesurée par le biais de mesure (moyen, minimal, et maximal) pour les 6 sujets cadavérique. La reproductibilité est mesurée par l'intervalle de confiance à 95%

Indice clinique	Justesse (biais)			95% IC (Norme ISO)
	Moyenne	Min	Max	
Longueur glène (mm)	0.4	-0.8	2	2.77
Largeur glène (mm)	0.2	-2.1	3.4	1.97
Inclinaison glène positionnelle (°)	1.2	-3.4	3.6	4.69
Inclinaison glène morphologique (°)	-0.5	-7.9	5.6	4.67
Version Glène (°)	1.5	-0.6	3.1	0.90
Angle critique de l'épaule (°)	1	-2.5	4.6	4.28
Épine coracoïde angle (°)	-1.8	-5.9	3.6	5.22
Distance sous acromiale (mm)	-0.3	-1.9	2.7	2.75
Offset tête humérale (mm)	2.1	-3.4	9.3	2.52
Distance acromion-GT (mm)	-2.7	-6	1.3	4.96
Distance GT-TD (mm)	-0.2	-1.5	2.4	6.48
Rayon tête humérale (mm)	-0.3	-1.1	0.2	1.28
Inclinaison tête humérale (°)	-3.3	-7.3	-0.7	1.44
Longueur col scapula (mm)	-0.7	-1.4	0.3	1.84

GT : grande tubérosité; TD : tubérosité deltoïdienne

ANNEXE III

Résultats de l'étude de validation

Voir Tableau A III-1, Tableau A III-2, et Tableau A III-3 sur les pages suivantes pour une liste de tous les résultats de l'étude de la validation des modèles statistiques.

Tableau A III-1 Les résultats de l'étude de la compacité de tous les modèles statistiques

	Variation expliquée (%)	Nombre de composantes principales														
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
A-hum	Cumulé	43.84	68.16	77.80	83.23	87.17	90.65	93.06	94.86	96.19	97.16	97.84	98.34	98.79	99.16	99.44
	Associé	43.84	24.32	9.65	5.42	3.94	3.49	2.41	1.81	1.33	0.97	0.68	0.50	0.45	0.37	0.28
A-scap	Cumulé	28.09	48.36	61.39	69.25	75.92	81.19	85.2	88.82	91.52	93.53	95.27	96.38	97.24	98.05	98.53
	Associé	28.09	20.27	13.03	7.86	6.67	5.27	4.01	3.62	2.70	2.01	1.74	1.12	0.85	0.81	0.48
P-hum	Cumulé	40.51	54.98	68.27	76.45	82.41	86.87	89.69	92.13	94.09	95.20	96.16	96.98	97.53	98.03	98.37
	Associé	40.51	14.47	13.29	8.18	5.96	4.46	2.82	2.45	1.95	1.12	0.96	0.82	0.56	0.49	0.34
P-scap	Cumulé	31.36	48.73	59.55	68.70	75.23	80.89	84.64	88.11	90.17	91.61	92.91	94.11	95.17	96.03	96.72
	Associé	31.36	17.37	10.82	9.16	6.53	5.66	3.75	3.47	2.05	1.44	1.30	1.20	1.06	0.86	0.69
H-hum	Cumulé	43.09	62.66	69.25	74.12	77.62	80.73	83.03	85.24	86.96	88.51	89.77	90.73	91.54	92.20	92.80
	Associé	43.09	19.57	6.59	4.87	3.51	3.11	2.30	2.21	1.72	1.55	1.26	0.97	0.81	0.66	0.60
H-scap	Cumulé	23.07	33.90	43.82	52.88	58.55	63.40	67.42	70.72	73.18	75.31	77.08	78.60	80.04	81.32	82.46
	Associé	23.07	10.83	9.91	9.06	5.67	4.85	4.02	3.30	2.46	2.13	1.77	1.52	1.44	1.28	1.14
		16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
A-hum	Cumulé	99.61	99.74	99.82	99.89	99.93	99.95	99.97	99.98	99.99	100.0	100.0	100.0	-	-	-
	Associé	0.17	0.12	0.08	0.07	0.04	0.03	0.02	0.01	0.01	0.00	0.00	0.00	-	-	-
A-scap	Cumulé	98.91	99.19	99.39	99.58	99.7	99.81	99.89	99.93	99.96	99.98	99.99	100	-	-	-
	Associé	0.39	0.28	0.20	0.19	0.12	0.11	0.08	0.04	0.03	0.02	0.01	0.01	-	-	-
P-hum	Cumulé	98.63	98.84	99.00	99.15	99.27	99.39	99.49	99.55	99.61	99.66	99.70	99.74	99.77	99.80	99.82
	Associé	0.26	0.21	0.16	0.14	0.13	0.12	0.10	0.06	0.06	0.05	0.04	0.04	0.03	0.03	0.03
P-scap	Cumulé	97.32	97.82	98.21	98.54	98.84	99.06	99.24	99.41	99.53	99.63	99.72	99.78	99.83	99.88	99.90
	Associé	0.61	0.49	0.39	0.33	0.29	0.22	0.18	0.16	0.13	0.10	0.08	0.06	0.05	0.05	0.03
H-hum	Cumulé	93.36	93.82	94.23	94.60	94.96	95.29	95.60	95.88	96.13	96.38	96.60	96.81	97.01	97.20	97.39
	Associé	0.56	0.46	0.41	0.37	0.37	0.33	0.31	0.28	0.25	0.25	0.22	0.21	0.20	0.19	0.19
H-scap	Cumulé	83.44	84.37	85.23	86.07	86.85	87.58	88.29	88.92	89.49	90.04	90.58	91.08	91.56	92.02	92.47
	Associé	0.98	0.92	0.87	0.83	0.78	0.73	0.71	0.63	0.58	0.55	0.54	0.50	0.48	0.46	0.45

Tableau A III-3 Les résultats de l'étude de la spécificité de tous les modèles statistiques

	Distance (px)	Nombre de composantes principales														
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
A-hum	Moyenne	1.58	2.11	2.51	2.62	2.84	2.91	3.08	3.29	3.09	3.07	3.17	3.33	3.25	3.27	3.16
	Écart-Type	0.54	0.73	0.82	0.91	0.83	0.74	0.84	0.84	0.80	0.73	0.78	0.86	0.66	0.73	0.75
A-scrap	Moyenne	2.06	2.40	2.88	3.17	3.61	3.83	3.92	3.72	3.95	4.04	4.00	4.14	4.32	4.12	4.35
	Écart-Type	0.38	0.76	0.78	0.84	0.88	0.88	0.88	0.85	0.79	0.85	0.85	0.80	0.83	0.79	0.83
P-hum	Moyenne	1.39	2.01	2.19	2.39	2.55	2.71	2.85	2.85	3.01	2.90	3.09	3.17	3.10	3.10	3.16
	Écart-Type	0.30	0.67	0.68	0.67	0.72	0.62	0.70	0.70	0.63	0.68	0.60	0.59	0.64	0.72	0.63
P-scrap	Moyenne	1.82	2.12	2.46	2.45	2.88	2.92	3.02	3.21	3.29	3.36	3.38	3.30	3.39	3.55	3.53
	Écart-Type	0.36	0.65	0.68	0.60	0.80	0.65	0.70	0.69	0.71	0.83	0.76	0.62	0.75	0.77	0.61
H-hum	Moyenne	1.97	2.65	3.05	3.30	3.34	3.58	3.80	3.85	3.89	3.77	4.00	4.02	3.97	4.08	4.09
	Écart-Type	0.54	0.91	0.93	0.98	0.84	1.00	0.86	0.83	0.91	0.84	0.72	0.77	0.86	0.76	0.84
H-scrap	Moyenne	2.93	3.26	3.61	3.75	4.10	4.21	4.23	4.50	4.78	4.77	4.94	4.81	5.02	5.05	5.22
	Écart-Type	0.51	0.60	0.56	0.72	0.92	0.71	0.77	0.70	0.89	0.74	0.81	0.78	0.72	0.82	0.80
		16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
A-hum	Moyenne	3.24	3.20	3.23	3.37	3.15	3.16	3.29	3.17	3.26	3.24	3.30	3.28	-	-	-
	Écart-Type	0.73	0.73	0.63	0.71	0.78	0.66	0.72	0.76	0.75	0.69	0.77	0.74	-	-	-
A-scrap	Moyenne	4.33	4.36	4.27	4.25	4.26	4.31	4.17	4.33	4.32	4.21	4.29	4.32	-	-	-
	Écart-Type	0.83	0.81	0.71	0.77	0.87	0.73	0.79	0.79	0.76	0.82	0.75	0.81	-	-	-
P-hum	Moyenne	3.23	3.21	3.14	3.22	3.35	3.23	3.28	3.22	3.22	3.26	3.21	3.20	3.30	3.29	3.26
	Écart-Type	0.60	0.74	0.62	0.61	0.64	0.63	0.54	0.64	0.61	0.64	0.64	0.60	0.59	0.68	0.60
P-scrap	Moyenne	3.56	3.54	3.62	3.54	3.57	3.66	3.54	3.65	3.62	3.67	3.58	3.64	3.74	3.56	3.59
	Écart-Type	0.71	0.74	0.72	0.69	0.70	0.72	0.70	0.64	0.67	0.66	0.65	0.63	0.74	0.65	0.63
H-hum	Moyenne	4.05	4.20	4.26	4.12	4.31	4.21	4.23	4.34	4.31	4.25	4.33	4.26	4.31	4.24	4.36
	Écart-Type	0.75	0.81	0.83	0.89	0.91	0.84	0.79	0.96	0.61	0.86	0.79	0.82	0.72	0.84	0.72
H-scrap	Moyenne	5.16	5.33	5.28	5.28	5.31	5.38	5.32	5.44	5.35	5.50	5.30	5.52	5.53	5.57	5.64
	Écart-Type	0.76	0.67	0.61	0.75	0.72	0.67	0.82	0.84	0.79	0.66	0.80	0.71	0.73	0.73	0.75

RÉFÉRENCES

- Andrade, Natan, Fabio Augusto Faria et Fabio Augusto Menocci Cappabianco. 2018. « A Practical Review on Medical Image Registration: From Rigid to Deep Learning Based Approaches ». In *2018 31st SIBGRAPI Conference on Graphics, Patterns and Images (SIBGRAPI)*. (Parana, octobre 2018), p. 463-470. IEEE. <<https://doi.org/10.1109/SIBGRAPI.2018.00066>>. Consulté le 26 mai 2020.
- Anon. 2017. « Anatomie fonctionnelle de l'épaule ». *Medicine Key*. <<https://clemedicine.com/5-anatomie-fonctionnelle-de-lepaule/>>. Consulté le 22 décembre 2021.
- Aragão, José Aderval, Leonardo Passos Silva, Francisco Prado Reis et Camilla Sá dos Santos Menezes. 2014. « Analysis on the acromial curvature and its relationships with the subacromial space and types of acromion ». *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 49, n° 6, p. 636-641. <<https://doi.org/10.1016/j.rboe.2013.10.005>>.
- Arun, K. S., T. S. Huang et S. D. Blostein. 1987. « Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. PAMI-9, n° 5, p. 698-700. <<https://doi.org/10.1109/TPAMI.1987.4767965>>.
- Audenaert, E. A., C. Pattyn, G. Steenackers, J. De Roeck, D. Vandermeulen et P. Claes. 2019. « Statistical Shape Modeling of Skeletal Anatomy for Sex Discrimination: Their Training Size, Sexual Dimorphism, and Asymmetry ». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 7, p. 302. <<https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00302>>.
- Avendaño Cervantes, Guillermo. 2016. *Technical fundamentals of radiology and CT*. Coll. « IOP expanding physics ». Bristol : IOP Publishing, 385 p. <<https://iopscience.iop.org/book/978-0-7503-1212-7>>.
- Baka, N., M. de Bruijne, T. van Walsum, B. L. Kaptein, J. E. Giphart, M. Schaap, W. J. Niessen et B. P. F. Lelieveldt. 2012. « Statistical Shape Model-Based Femur Kinematics From Biplane Fluoroscopy ». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 31, n° 8, p. 1573-1583. <<https://doi.org/10.1109/TMI.2012.2195783>>.
- Bascans, Clarisse. 2018. « Évaluation morpho-fonctionnelle de l'épaule ». Montréal, École de technologie supérieure; Université de Québec.
- Bhatia, Deepak N., Joe F. de Beer et Donald F. du Toit. 2007. « Coracoid process anatomy: Implications in radiographic imaging and surgery ». *Clinical Anatomy*, vol. 20, n° 7, p. 774-784. <<https://doi.org/10.1002/ca.20525>>.
- Bigliani, L.U., D. S. Morrison et E. W. April. 1986. « The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears ». *Orthop Trans*, vol. 10, n° 2, p. 216-228.

- Boileau, P. et G. Walch. 1997. « The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, vol. 79, n° 5, p. 857-865. <<https://doi.org/10.1302/0301-620x.79b5.7579>>.
- Brunton, Alan, Augusto Salazar, Timo Bolkart et Stefanie Wuhler. 2014. « Review of statistical shape spaces for 3D data with comparative analysis for human faces ». *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 128, p. 1-17. <<https://doi.org/10.1016/j.cviu.2014.05.005>>.
- Bueno, Rogerio Serpone, Roberto Yukio Ikemoto, Luis Gustavo Prata Nascimento, Luiz Henrique de Oliveira Almeida, Eric Strose et Joel Murachovsky. 2012. « Correlation of Coracoid Thickness and Glenoid Width: An Anatomic Morphometric Analysis ». *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, n° 7, p. 1664-1667. <<https://doi.org/10.1177/0363546512445997>>.
- Bulkmans, Kristof, Ian Peeters, Lieven De Wilde et Alexander Van Tongel. 2020. « The relationship of the acromion to the distal clavicle in normal and symptomatic degenerated acromioclavicular joints ». *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 140, n° 4, p. 465-472. <<https://doi.org/10.1007/s00402-019-03258-9>>.
- van de Bunt, Fabian, Michael L. Pearl, Eric K. Lee, Lauren Peng et Paul Didomenico. 2015. « Glenoid version by CT scan: an analysis of clinical measurement error and introduction of a protocol to reduce variability ». *Skeletal Radiology*, vol. 44, n° 11, p. 1627-1635. <<https://doi.org/10.1007/s00256-015-2207-4>>.
- Cabezas, Andres F., Kristi Krebes, Michael M. Hussey, Brandon G. Santoni, Hyuong Sik Kim, Mark A. Frankle et Joo Han Oh. 2016. « Morphologic Variability of the Shoulder between the Populations of North American and East Asian ». *Clinics in Orthopedic Surgery*, vol. 8, n° 3, p. 280-287. <<https://doi.org/10.4055/cios.2016.8.3.280>>.
- Castro Franco, Angel Daniel, Ismael Mendoza-Muñoz, A. González-Angeles, Samantha Cruz Sotelo, Ana Castañeda et Miriam Siqueiros. 2020. « Trends in the Characterization of the Proximal Humerus in Biomechanical Studies: A Review ». *Applied Sciences*, vol. 10, p. 6514. <<https://doi.org/10.3390/app10186514>>.
- Chalmers, Peter N., Matt Miller, John C. Wheelwright, Jun Kawakami, Heath B. Henninger et Robert Z. Tashjian. 2021. « Acromial and glenoid morphology in glenohumeral osteoarthritis: a three-dimensional analysis ». *JSES International*, vol. 5, n° 3, p. 398-405. <<https://doi.org/10.1016/j.jseint.2021.01.006>>.
- Cho, B. P. et H. S. Kang. 1998. « Articular facets of the coracoclavicular joint in Koreans ». *Acta Anatomica*, vol. 163, n° 1, p. 56-62. <<https://doi.org/10.1159/000046446>>.
- Cockshott, W. P. 1979. « The coracoclavicular joint ». *Radiology*, vol. 131, n° 2, p. 313-316. <<https://doi.org/10.1148/131.2.313>>.

- Colegate-Stone, T., R. Allom, R. Singh, D. A. Elias, S. Standring et J. Sinha. 2010. « Classification of the morphology of the acromioclavicular joint using cadaveric and radiological analysis ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 92-B, n° 5, p. 743-746. <<https://doi.org/10.1302/0301-620X.92B5.22876>>.
- Cootes, T. F., C. J. Taylor, D. H. Cooper et J. Graham. 1992. « Training Models of Shape from Sets of Examples ». In *British Machine Vision Conference 1992*. (Leeds, 1992), p. 2.1-2.10. Springer-Verlag London Limited. <<https://doi.org/10.5244/C.6.2>>. Consulté le 13 octobre 2021.
- Cootes, T.F., C.J. Taylor, D.H. Cooper et J. Graham. 1995. « Active Shape Models-Their Training and Application ». *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 61, n° 1, p. 38-59. <<https://doi.org/10.1006/cviu.1995.1004>>.
- Corouge, Isabelle. 2003. « Modélisation statistique de formes en imagerie cérébrale ». L'université de rennes.
- Coskun, Nigar, Kamil Karaali, Can Cevikol, Bahadir M. Demirel et Muzaffer Sindel. 2006. « Anatomical basics and variations of the scapula in Turkish adults ». *Saudi Medical Journal*, vol. 27, n° 9, p. 1320-1325.
- Crönlein, Moritz, Lukas Postl, Marc Beirer, Dominik Pförringer, Jennifer Lang, Frederik Greve, Michael Müller, Peter Biberthaler et Chlodwig Kirchhoff. 2018. « Analysis of the bony geometry of the acromio-clavicular joint ». *European Journal of Medical Research*, vol. 23. <<https://doi.org/10.1186/s40001-018-0348-3>>. Consulté le 21 septembre 2020.
- Cuno, Alvaro, Claudio Esperanca, Antonio Oliveira et Paulo Roma Cavalcanti. 2007. « 3D As-Rigid-As-Possible Deformations Using MLS ». p. 8.
- Dworzak, Jalda, Hans Lamecker, Jens von Berg, Tobias Klinder, Cristian Lorenz, Dagmar Kainmüller, Heiko Seim, Hans-Christian Hege et Stefan Zachow. 2010. « 3D reconstruction of the human rib cage from 2D projection images using a statistical shape model ». *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 5, n° 2, p. 111-124. <<https://doi.org/10.1007/s11548-009-0390-2>>.
- El-Din, Wael Amin Nasr et Mona Hassan Mohammed Ali. 2015. « A Morphometric Study of the Patterns and Variations of the Acromion and Glenoid Cavity of the Scapulae in Egyptian Population ». *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, vol. 9, n° 8, p. AC08-11. <<https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/14362.6386>>.
- EOS imaging. 2022. « EOS imaging ». <<https://www.eos-imaging.com>>. Consulté le 10 janvier 2022.

- Epstein, R. E., M. E. Schweitzer, B. G. Frieman, J. M. Fenlin et D. G. Mitchell. 1993. « Hooked acromion: prevalence on MR images of painful shoulders ». *Radiology*, vol. 187, n° 2, p. 479-481. <<https://doi.org/10.1148/radiology.187.2.8475294>>.
- Farley, Kevin X., Jacob M. Wilson, Anjali Kumar, Michael B. Gottschalk, Charles Daly, Joaquin Sanchez-Sotelo et Eric R. Wagner. 2021. « Prevalence of Shoulder Arthroplasty in the United States and the Increasing Burden of Revision Shoulder Arthroplasty ». *JBJS Open Access*, vol. 6, n° 3, p. e20.00156. <<https://doi.org/10.2106/JBJS.OA.20.00156>>.
- Farley, T. E., C. H. Neumann, L. S. Steinbach et S. A. Petersen. 1994. « The coracoacromial arch: MR evaluation and correlation with rotator cuff pathology ». *Skeletal Radiology*, vol. 23, n° 8, p. 641-645. <<https://doi.org/10.1007/BF02580386>>.
- Fathi, Manal, Pike-See Cheah, Umar Ahmad, M. Nizlan Nasir, Aye Aye San, Ezamin Abdul Rahim, Paisal Hussin, Rozi Mahmud et Fauziah Othman. 2017. « Anatomic Variation in Morphometry of Human Coracoid Process among Asian Population ». *BioMed Research International*, vol. 2017. <<https://doi.org/10.1155/2017/6307019>>. Consulté le 25 mars 2021.
- Garnett, Richard. 2020. « A comprehensive review of dual-energy and multi-spectral computed tomography ». *Clinical Imaging*, vol. 67, p. 160-169. <<https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2020.07.030>>.
- Goswami, Baishali et Santanu Kr. Misra. 2015. « 3D Modeling of X-Ray Images: A Review ». *International Journal of Computer Applications*, vol. 132, n° 7, p. 40-46. <<https://doi.org/10.5120/ijca2015907566>>.
- Gumina, S., F. Postacchini, L. Orsina et G. Cinotti. 1999. « The morphometry of the coracoid process – its aetiologic role in subcoracoid impingement syndrome ». *International Orthopaedics*, vol. 23, n° 4, p. 198-201. <<https://doi.org/10.1007/s002640050349>>.
- Gumina, S, M Salvatore, P De Santis, L Orsina et F Postacchini. 2002. « Coracoclavicular joint: osteologic study of 1020 human clavicles ». *Journal of Anatomy*, vol. 201, n° 6, p. 513-519. <<https://doi.org/10.1046/j.1469-7580.2002.00115.x>>.
- Herman, Gabor T. et Gabor T. Herman. 2009. *Fundamentals of computerized tomography: image reconstruction from projections*, 2nd ed. Coll. « Advances in pattern recognition ». Dordrecht ; New York : Springer, 297 p. <<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2F978-1-84628-723-7.pdf>>.
- Hosseinian, S. et H. Arefi. 2015. « 3D Reconstruction from Multi-view Medical X-ray Images – Review and Evaluation of Existing Methods ». *ISPRS - International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, vol. XL-1-W5, p. 319-326. <<https://doi.org/10.5194/isprsarchives-XL-1-W5-319-2015>>.

- Iannotti, J., J. Gabriel, S. Schneck, B. Evans et S. Misra. 1992. « The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. » *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 74, n° 4, p. 491-500.
- Jeong, Jinyoung, Jason Bryan et Joseph P. Iannotti. 2009. « Effect of a Variable Prosthetic Neck-Shaft Angle and the Surgical Technique on Replication of Normal Humeral Anatomy ». *JBJS*, vol. 91, n° 8, p. 1932-1941. <<https://doi.org/10.2106/JBJS.H.00729>>.
- Jia, Yaofei, Na He, Jiabin Liu, Guangrui Zhang, Jianping Zhou, Ding Wu, Baomin Wei et Xiangdong Yun. 2020. « Morphometric analysis of the coracoid process and glenoid width: a 3D-CT study ». *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 15. <<https://doi.org/10.1186/s13018-020-01600-1>>. Consulté le 24 mars 2021.
- Jolliffe, I. T. 2002. *Principal component analysis*, 2nd ed. Coll. « Springer series in statistics ». New York : Springer, 487 p.
- Jung, Hong Jun, Tae-Seok Nam, Daewon Park et In-Ho Jeon. 2020. « Three-Dimensional Morphometric Analysis of Penetrative Depth and Size of Nonarthritic and Degenerative Arthritic Glenoids: Implications for Glenoid Replacement in Shoulder Arthroplasty ». *Clinics in Orthopedic Surgery*, vol. 12, n° 2, p. 224-231. <<https://doi.org/10.4055/cios19088>>.
- Khan, Moin, Bashar Alolabi, Nolan Horner, Asheesh Bedi, Olufemi R. Ayeni et Mohit Bhandari. 2019. « Surgery for shoulder impingement: a systematic review and meta-analysis of controlled clinical trials ». *Canadian Medical Association Open Access Journal*, vol. 7, n° 1, p. E149-E158. <<https://doi.org/10.9778/cmajo.20180179>>.
- Khan, R., K.S. Satyapal, L. Lazarus et N. Naidoo. 2020. « An anthropometric evaluation of the scapula, with emphasis on the coracoid process and glenoid fossa in a South African population ». *Heliyon*, vol. 6, n° 1, p. e03107. <<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2019.e03107>>.
- Kim, Jung-Han et Young-Kyoung Min. 2018. « Relationship of Intraoperative Anatomical Landmarks, the Scapular Plane and the Perpendicular Plane with Glenoid for Central Guide Insertion during Shoulder Arthroplasty ». *Clinics in Shoulder and Elbow*, vol. 21, n° 3, p. 113-119. <<https://doi.org/10.5397/cise.2018.21.3.113>>.
- Kimpe, Stevy. 2018. *Validation des Analyses en Composantes Principales*. Coll. « Lecture Notes in Computer Science ». Consulté le 16 septembre 2021.
- Knowles, Nikolas K., Melanie P. Columbus, Kilian Wegmann, Louis M. Ferreira et George S. Athwal. 2020. « Revision shoulder arthroplasty: a systematic review and comparison of North American vs. European outcomes and complications ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 29, n° 5, p. 1071-1082. <<https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.12.015>>.

- Lagacé, Pierre-Yves. 2012. « Développement et validation d'une méthode d'évaluation des translations glénohumérales 3D sous EOS ». Montréal, École de technologie supérieure; Arts et métiers paristech.
- Linaker, CH et K Walker-Bone. 2015. « SHOULDER DISORDERS AND OCCUPATION ». *Best practice & research. Clinical rheumatology*, vol. 29, n° 3, p. 405-423. <<https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.04.001>>.
- Markelj, P., D. Tomaževič, B. Likar et F. Pernuš. 2012. « A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions ». *Medical Image Analysis*, vol. 16, n° 3, p. 642-661. <<https://doi.org/10.1016/j.media.2010.03.005>>.
- Matsumura, Noboru, Yoshitake Yamada, Satoshi Oki, Yuki Yoshida, Yoichi Yokoyama, Minoru Yamada, Takeo Nagura et Masahiro Jinzaki. 2020. « Three-dimensional alignment changes of the shoulder girdle between the supine and standing positions ». *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 15, p. 411. <<https://doi.org/10.1186/s13018-020-01934-w>>.
- McLean, Andrew et Fraser Taylor. 2019. « Classifications in Brief: Bigliani Classification of Acromial Morphology ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 477, n° 8, p. 1958-1961. <<https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000000770>>.
- Melhem, Elias, Ayman Assi, Rami El Rachkidi et Ismat Ghanem. 2016. « EOS biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations ». *Journal of Children's Orthopaedics*, vol. 10, n° 1, p. 1-14. <<https://doi.org/10.1007/s11832-016-0713-0>>.
- Naidoo, N., L. Lazarus, K.S. Satyapal, L. De Wilde et A. Van Tongel. 2016. « The morphometric anatomy of the delto-fulcral triangle: A 3D CT-based reconstruction study ». *Journal of Orthopaedics*, vol. 14, n° 1, p. 62-67. <<https://doi.org/10.1016/j.jor.2016.10.024>>.
- Nalla, S et R Asvat. 1995. « Incidence of the coracoclavicular joint in South African populations. » *Journal of Anatomy*, vol. 186, n° Pt 3, p. 645-649.
- Nishida, Naoya, Shogo Hayashi, Fujiyasu Kakizaki, Taiichi Koseki, Shinichi Kawata, Kou Sakabe et Masahiro Itoh. 2019. « Humeral Head Morphometry Can Predict the Presence of Subacromial Spurs: Measurements of Dried Bones from Human Shoulder Girdles ». *Tokai Journal of Experimental and Clinical Medicine*, vol. 44, n° 1, p. 9-14.
- Oh, Joo Han, Woo Kim et Angel A. Cayetano. 2017. « Measurement Methods for Humeral Retroversion Using Two-Dimensional Computed Tomography Scans: Which Is Most Concordant with the Standard Method? » *Clinics in Orthopedic Surgery*, vol. 9, n° 2, p. 223. <<https://doi.org/10.4055/cios.2017.9.2.223>>.

- Okoro, T., V. R. M. Reddy et Ashvin Pimpelnarkar. 2009. « Coracoid impingement syndrome: a literature review ». *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 2, n° 1, p. 51-55. <<https://doi.org/10.1007/s12178-009-9044-9>>.
- Owaydhah, Wejdan H., Mohammad A. Alobaidy, Abdulrahman S. Alraddadi et Roger W. Soames. 2017. « Three-dimensional analysis of the proximal humeral and glenoid geometry using MicroScribe 3D digitizer ». *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 39, n° 7, p. 767-772. <<https://doi.org/10.1007/s00276-016-1782-y>>.
- Park, T. S., D. W. Park, S. I. Kim et T. H. Kweon. 2001. « Roentgenographic assessment of acromial morphology using supraspinatus outlet radiographs ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, vol. 17, n° 5, p. 496-501. <<https://doi.org/10.1053/jars.2001.23579>>.
- Pearl, Michael L. et Alberf G. Volk. 1996. « Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 5, n° 4, p. 320-326. <[https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(96\)80060-7](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(96)80060-7)>.
- Prescher, Andrea et Thomas Klümpen. 1997. « The glenoid notch and its relation to the shape of the glenoid cavity of the scapula ». *Journal of Anatomy*, vol. 190, n° Pt 3, p. 457-460. <<https://doi.org/10.1046/j.1469-7580.1997.19030457.x>>.
- Ram, MN SREE, MALAY JOSHI, J DEBNATH et SK KHANNA. 1998. « 3 DIMENSIONAL CT ». *Medical Journal, Armed Forces India*, vol. 54, n° 3, p. 239-242. <[https://doi.org/10.1016/S0377-1237\(17\)30553-1](https://doi.org/10.1016/S0377-1237(17)30553-1)>.
- Reyneke, Cornelius Johannes Frederik, Marcel Luthi, Valerie Burdin, Tania S. Douglas, Thomas Vetter et Tinashe E. M. Mutsvangwa. 2019. « Review of 2-D/3-D Reconstruction Using Statistical Shape and Intensity Models and X-Ray Image Synthesis: Toward a Unified Framework ». *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 12, p. 269-286. <<https://doi.org/10.1109/RBME.2018.2876450>>.
- Ricchetti, Eric T. et Matthew L. Ramsey. 2009. « CHAPTER 6 - Total Shoulder Arthroplasty ». In *Gowned and Gloved Orthopaedics: Introduction to Common Procedures*, sous la dir. de Sheth, Neil P. et Jess H. Lonner, p. 55-69. W.B. Saunders. <<https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-4820-6.50013-3>>. Consulté le 21 juin 2022.
- Robertson, D. D., J. Yuan, L. U. Bigliani, E. L. Flatow et K. Yamaguchi. 2000. « Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 82, n° 11, p. 1594-1602. <<https://doi.org/10.2106/00004623-200011000-00013>>.
- Roulot, Eric. 2020. « Anatomie épaule - Tendons, muscles et articulations ». *Professeur Eric Roulot - Chirurgien orthopédiste*. <<https://eric-roulot.com/epaule/anatomie-epaule/>>. Consulté le 22 décembre 2021.

- Rusinkiewicz, S. et M. Levoy. 2001. « Efficient variants of the ICP algorithm ». In *Proceedings Third International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*. (mai 2001), p. 145-152. <<https://doi.org/10.1109/IM.2001.924423>>.
- Sanders, Timothy G. et Sean L. Jersey. 2005. « Conventional Radiography of the Shoulder ». *Seminars in Roentgenology*, vol. 40, n° 3, p. 207-222. <<https://doi.org/10.1053/j.ro.2005.01.012>>.
- Schaefer, Scott, Travis McPhail et Joe Warren. 2006. « Image Deformation Using Moving Least Squares ». p. 8.
- Scheyerer, M.J., F.E. Brunner et C. Gerber. 2016. « The acromiohumeral distance and the subacromial clearance are correlated to the glenoid version ». *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 102, n° 3, p. 305-309. <<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.12.020>>.
- Sins, Lauranne. 2014. « Experimental and numerical analysis of anatomical total shoulder arthroplasties {Étude numérique et expérimentale des prothèse totales anatomiques de l'épaule} ».
- Sintini, Irene, William S. Burton II, Paul Sade Sr, Jason M. Chavarria et Peter J. Laz. 2018. « Investigating gender and ethnicity differences in proximal humeral morphology using a statistical shape model ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 36, n° 11, p. 3043-3052. <<https://doi.org/10.1002/jor.24070>>.
- Stehle, Jens, Susan M. Moore, Dimosthenis A. Alaseirlis, Richard E. Debski et Patrick J. McMahon. 2015. « A reliable method for classifying acromial shape ». *International Biomechanics*, vol. 2, n° 1, p. 36-42. <<https://doi.org/10.1080/23335432.2015.1014847>>.
- Tchinde Fotsin, Ted Julien. 2021. « Reconstruction 3D du genou ostéophytique à partir de radiographies bi-planes ». Montréal, École de technologie supérieure; Université du Québec.
- Terry, Glenn C. et Thomas M. Chopp. 2000. « Functional Anatomy of the Shoulder ». *Journal of Athletic Training*, vol. 35, n° 3, p. 248-255.
- Umeyama, S. 1991. « Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 13, n° 4, p. 376-380. <<https://doi.org/10.1109/34.88573>>.
- Urist, M. R. 1946. « Complete dislocations of the acromioclavicular joint; the nature of the traumatic lesion and effective methods of treatment with an analysis of forty-one cases ». *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 28, n° 4, p. 813-837.

- US Food & Drug Administration, Center for Devices and Radiological. 2018. « Medical Imaging ». In *FDA*. <<https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/radiation-emitting-products-and-procedures/medical-imaging>>. Consulté le 21 juin 2022.
- Vanarthos, W. J. et J. U. Monu. 1995. « Type 4 acromion: a new classification ». *Contemporary Orthopaedics*, vol. 30, n° 3, p. 227-229.
- Walch, Gilles, Roger Badet, Aziz Boulahia et Alfred Khoury. 1999. « Morphologic study of the Glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 14, n° 6, p. 756-760. <[https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(99\)90232-2](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(99)90232-2)>.
- Wall, Michael E., Andreas Rechtsteiner et Luis M. Rocha. 2003. « Singular Value Decomposition and Principal Component Analysis ». In *A Practical Approach to Microarray Data Analysis*, sous la dir. de Berrar, Daniel P., Werner Dubitzky et Martin Granzow, p. 91-109. Boston : Kluwer Academic Publishers. <https://doi.org/10.1007/0-306-47815-3_5>. Consulté le 10 décembre 2021.
- Wikipédia. 2022. *Valeur propre, vecteur propre et espace propre*. Wikipédia. <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Valeur_propre,_vecteur_propre_et_espace_propre&oldid=196952633>. Consulté le 5 octobre 2022.
- Wybier, Marc et Philippe Bossard. 2013. « Musculoskeletal imaging in progress: The EOS imaging system ». *Joint Bone Spine*, vol. 80, n° 3, p. 238-243. <<https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2012.09.018>>.
- Zhang, Cheng. 2016. « Contribution à la modélisation morphofonctionnelle 3D de l'épaule ». phd, Montréal, École de technologie supérieure, 144 p. <<http://espace.etsmtl.ca/1854/>>. Consulté le 1 novembre 2019.