

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/281283159>

# Validation d'un Nouveau Modèle Statistique de Scapula Augmenté de Marqueurs Anatomiques

Conference Paper · May 2015

CITATIONS

0

READS

71

5 authors, including:



**Enjie Ghorbel**

University of Luxembourg

14 PUBLICATIONS 23 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



**Bhushan Borotikar**

Université de Bretagne Occidentale

52 PUBLICATIONS 350 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



**Tinashe Mutsvangwa**

University of Cape Town (UCT); IMT-Atlantique

36 PUBLICATIONS 122 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



**Mathieu Lempereur**

Université de Bretagne Occidentale

96 PUBLICATIONS 396 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Dynamic MRI techniques to evaluate musculoskeletal disorders [View project](#)



Action recognition using RGB-D sensors [View project](#)

# Validation d'un Nouveau Modèle Statistique de Scapula Augmenté de Marqueurs Anatomiques.

## Validation of a New Statistical Model Scapula Augmented with Anatomical Landmarks.

**Résumé** Ce papier décrit la validation d'un modèle statistique de scapula (SSM) augmenté d'un ensemble de marqueurs anatomiques ayant un intérêt clinique. Le SSM utilisé est issu de nos récents travaux ayant abouti à la publication d'un des premiers modèles statistiques de l'os scapulaire chez l'humain adulte. En effet, la scapula est une forme 3D difficile à modéliser statistiquement du fait de sa forme complexe et de sa grande variabilité. Ce SSM avait été validé par les critères classiques de robustesse de construction du SSM à savoir, compacité, généralité et spécificité. Cependant, la robustesse de la représentation statistique n'est pas garante de sa validité anatomique pourtant primordiale pour des applications cliniques. Dans cette étude, nous présentons une nouvelle méthode pour l'ajout d'informations anatomiques dans le SSM développé et nous l'évaluons par un processus de sélection des marqueurs anatomiques utilisant un groupe mixte d'observateurs. Nous obtenons d'excellents résultats issus des analyses de variance intra et inter-observateurs. Ces résultats nous permettent d'envisager l'utilisation de ce SSM augmenté pour des applications de segmentation automatique d'IRM et des études biomécaniques du complexe de l'épaule.

**Mots clés :** SSM augmenté, Scapula, Marqueurs anatomiques.

**Abstract** This paper describes the validation of a statistical model scapula (SSM) augmented with anatomical set of landmarks having clinical relevance. The SSM used comes from our recent published work that led to the first statistical model of the human adult scapular bone. Indeed, the scapula is a 3D shape statistically difficult to model because of its complex shape and its variability. The SSM was validated by conventional robustness criteria namely compactness, generality and specificity. However, the robustness of the statistical representation does not necessarily guarantee its anatomical validity which is essential for clinical applications. In this study, a novel method for adding anatomical information in the developed SSM was presented along with the process of selection of anatomical markers using a mixed group of observers. Excellent inter and intra observer reliability was found between and within observers. These results would allow us to consider the use of the augmented SSM for automatic segmentation of MRI applications and biomechanical studies of the shoulder complex.

**Key words :** Augmented SSM, Scapula, Anatomical landmarks.

## 1 Introduction

Les modèles statistiques de formes (SSMs) ont été largement utilisés en vision par ordinateur depuis leur introduction par Cootes [2] et Rueckert [14]. Les SSMs décrivent la distribution de forme d'une population donnée (objets de même type)

38 par une forme moyenne et ses variations majeures permettant de représenter chacune 38  
39 des instances de cette population [10]. Les applications des SSMs sont nombreuses 39  
40 à savoir la description d'une famille d'objets (morphométrie) [8], la comparaison 40  
41 de formes, la segmentation d'image basée modèle [4] ou le suivi de mouvements 41  
42 [1]. En imagerie médicale, les SSMs peuvent faciliter l'évaluation, le diagnostic et 42  
43 le traitement de pathologies par le biais de modèles spécifiques patient. C'est le 43  
44 cas d'études biomécaniques ou chirurgicales impliquant le genou [3] et la hanche 44  
45 [12], dans lesquelles des modèles génériques peuvent s'adapter plus ou moins bien 45  
46 aux paramètres du patient. Cependant l'application des SSM pour la modélisation 46  
47 biomécanique et le traitement clinique personnalisé n'a pas encore été explorée pour 47  
48 l'articulation de l'épaule. Ceci est dû à la complexité de construction des SSMs pour 48  
49 certains organes (comme la scapula) et la difficulté de validation de ces modèles 49  
50 d'un point de vue anatomique. Ainsi, pour utiliser un tel SSM comme un outil de 50  
51 diagnostic clinique en termes de biomécanique, il faut d'abord le valider en termes 51  
52 de stabilité statistique et de capacité à prédire les zones cliniquement pertinentes. 52  
53 Après cette étape, un SSMs du complexe de l'épaule humaine pourrait fournir une 53  
54 information détaillée sur la morphologie et la variation de population. Une récente 54  
55 publication [7] décrit un pipeline de construction d'un tel SSM (humérus et scapula) 55  
56 mais sa validation est basée sur des critères classiques à savoir compacité, généralité 56  
57 et spécificité qui caractérisent la stabilité statistique du modèle. La robustesse de la 57  
58 représentation statistique des variations n'est cependant pas garante de sa validité 58  
59 anatomique, essentielle pour des applications cliniques [13]. 59  
60 Cet article propose donc la construction et l'évaluation d'un SSM augmenté en ter- 60  
61 mes de robustesse et de validité des zones anatomiques en vue d'être intégré comme 61  
62 paramètre dans un processus clinique de réponse thérapeutique. La contribution 62  
63 originale de ce papier est l'introduction du concept de SSM augmenté par des points 63  
64 anatomiques cliniquement pertinent. De plus, de manière à évaluer et comprendre 64  
65 la validité d'un SSM augmenté d'épaule, nous proposons de tester notre modèle à 65  
66 l'aide de mesures de validité anatomique. L'exemple difficile de la scapula a été util- 66  
67 isé pour ce propos mais le modèle est générique. Dans la section 2, nous présentons 67  
68 rapidement la base de données de scapulae ainsi que la construction du SSM, puis les 68  
69 marqueurs anatomiques ajoutés sur les 27 scapulae de la base par 5 observateurs. Les 69  
70 marqueurs étant positionnés manuellement, nous proposons deux critères d'analyse 70  
71 de variance (ANOVA) pour vérifier leur fiabilité intra et inter observateurs. La sec- 71  
72 tion 3 décrit les résultats et leur analyse. Les excellents résultats issus des ANOVA 72  
73 permettent de mutualiser les informations (27 scapulae, 5 observateurs) pour po- 73  
74 sitionner les marqueurs sur la forme moyenne de manière automatique et créer le 74  
75 SSM augmenté. Enfin, nous vérifions que ce SSM augmenté transfère correctement 75  
76 ses marqueurs anatomiques par recalage élastique sur des instances de scapulae. Des 76  
77 perspectives sont présentées dans la conclusion. 77

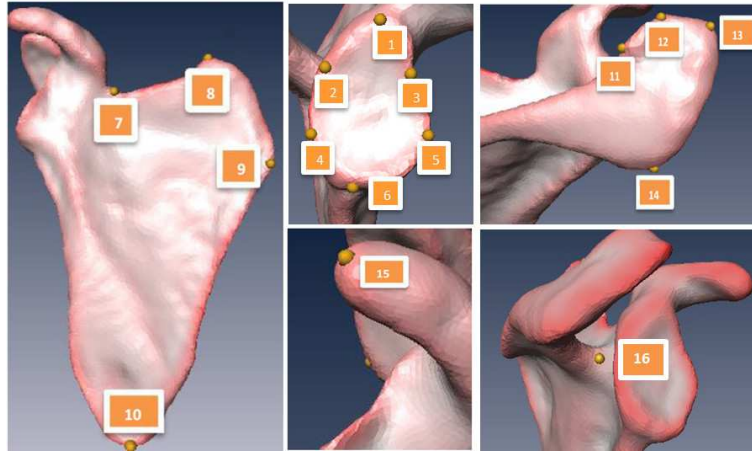


Figure 1. Les 16 marqueurs anatomiques recommandés par les experts.

## 2 Méthode

Les données osseuses utilisées dans cette étude consistent en 27 os secs de scapulae (omoplates) issus du département d'anatomie de la faculté de médecine de Brest. Les 27 os secs ont été imagés par un CT SIEMENS SOMATOM avec une résolution de  $0.96 \text{ mm} \times 0.96 \text{ mm} \times 0.6 \text{ mm}$ . Les prétraitements et la segmentation ont été réalisés par Amira v5.4.3 (Visage Imaging: <http://www.vsg3d.com/>). Les scapulae gauches ont été symétrisées pour obtenir 27 scapulae droites. Les maillages ont été lissés et remaillés pour obtenir 15000 sommets placés de manière isotrope sur chaque surface afin de ne privilégier aucune zone en particulier.

### 2.1 Pipeline de création du SSM

En utilisant les maillages post-traités des 27 os secs, un modèle SSM de scapula a été construit. Le pipeline méthodologique employé a été publié dans [7]. Nous le résumons ici pour plus de clarté. La création d'un SSM repose entièrement sur la recherche de correspondances entre les points des surfaces 3D des instances de la base. Cette recherche de correspondances peut se faire de différentes façons. Dans ce pipeline nous utilisons un algorithme de recalage rigide suivi d'un recalage élastique. Le recalage rigide utilisait l'algorithme *Iterative Median Closest Point* (IMCP) [5], une variante multi-objets et robuste de l'*iterative Closest Point* (ICP). Au cours des itérations, une forme virtuelle émergeait, qui était constituée par l'ensemble des points médians de chaque correspondance fiable vis-à-vis d'un estimateur de Tukey. Cette forme virtuelle créait un consensus intrinsèque en évitant le choix biaisé d'une des formes de la base comme forme de référence. Chaque instance de la base était alors recalée de manière élastique sur cette forme virtuelle de référence

101 en utilisant le recalage élastique *Coherence Point Drift* (CPD) présentée dans [9]. 101  
102 Ainsi, la forme consensus intrinsèque était raffinée et une analyse en composante 102  
103 principale permettait d’obtenir la moyenne de toutes les variations de formes. Cette 103  
104 moyenne 3D, en sortie du CPD était appelée *Forme Virtuelle Moyenne* (FVM). 104  
105 Enfin, l’algorithme CPD était utilisé pour transférer la structure du maillage de 105  
106 la FVM aux instances originales en créant les *Formes Virtuelles Estimées* (FVE) 106  
107 associées. Ce sont elles qui portent les informations de correspondances des 15000 107  
108 points au travers de la base en accord avec la FVM. Pour vérifier la validité des 108  
109 formes virtuelles estimées, une distance de Hausdorff entre les formes originales et 109  
110 leurs estimées a été calculée. Enfin, une ACP probabiliste sur l’ensemble des FVE 110  
111 permettait de créer un SSM de scapula. Nous utilisons pour cela l’outil Statismo 111  
112 [6]. 112

## 113 2.2 Sélection des marqueurs anatomiques 113

114 Un modèle statistique de forme consiste en une forme moyenne 3D ainsi que des 114  
115 modes de variations selon certaines directions associées à des amplitudes. Ainsi un 115  
116 SSM classique ne contient aucune information locale pertinente anatomiquement. 116  
117 L’ajout d’information anatomique locale est donc nécessaire pour intégrer ce SSM 117  
118 comme paramètre dans un processus clinique de réponse thérapeutique. 118  
119 Seize marqueurs anatomiques ont ainsi été choisis par les cliniciens pour leur im- 119  
120 portance anatomique et un guide utilisateur de sélection, très détaillé et illustré, 120  
121 a été réalisé. La Figure 1 présente un aperçu de la localisation de ces points : six 121  
122 marqueurs se situent sur le bord de la glène (n° 1 à 6), quatre sont localisés sur le 122  
123 bord médial et le bord supérieur du corps de la scapula (n° 7 à 10), quatre autres 123  
124 sur l’acromion (n° 11 à 14), un point anatomique se situe sur la pointe du proces- 124  
125 sus coracoïde (numéro 15) et un dernier sur l’incisure spino-glénoïdale (numéro 16). 125  
126 Les 16 marqueurs sont positionnés sur les Formes Virtuelles Estimées (FVE) des 27 126  
127 scapulae utilisées pour construire le SSM. Les scapulae utilisées par la suite sont les 127  
128 FVE puisque ce sont les seules qui comportent les correspondances au sein de la 128  
129 base. 129

## 130 2.3 Test de fiabilité inter et intra-opérateur 130

131 Pour calculer la fiabilité intra-opérateur, nous avons utilisé le plan d’expérience 131  
132 suivant : 3 opérateurs indépendants répétaient chacun 5 fois la sélection des 16 mar- 132  
133 queurs sur les 27 scapulae internes, en se référant au guide utilisateur de sélection des 133  
134 points. De manière à minimiser le biais dû au souvenir des positions sélectionnées, 134  
135 un intervalle de temps de 60 à 72 heures était respecté entre deux mesures consé- 135  
136 cutives. Ainsi pour chaque observateur, les 5 ensembles de mesures contenaient les 136  
137 coordonnées  $x$ ,  $y$  et  $z$  des 16 marqueurs des 27 scapulae. Pour chaque opérateur, 137

**Table 1.** Valeurs des ICC et SEM pour l'essai intra-observateur numéro 3.

Marqueurs	O3-ICC-X	O3-ICC-Y	O3-ICC-Z	O3-SEM-X	O3-SEM-Y	O3-SEM-Z
1	0.94	0.91	0.86	0.06	0.08	0.10
2	0.71	0.92	0.91	0.16	0.08	0.08
3	0.85	0.92	0.93	0.12	0.07	0.08
4	0.89	0.97	0.92	0.12	0.05	0.09
5	0.87	0.97	0.9	0.13	0.06	0.09
6	0.94	0.94	0.98	0.09	0.11	0.05
7	0.97	0.9	0.84	0.06	0.08	0.10
8	0.99	0.98	0.98	0.07	0.11	0.12
9	0.94	0.94	0.98	0.16	0.11	0.05
10	0.96	0.97	0.95	0.09	0.09	0.16
11	0.76	0.8	0.88	0.18	0.13	0.17
12	0.93	0.91	0.89	0.09	0.18	0.16
13	0.94	0.85	0.95	0.09	0.24	0.11
14	0.93	0.87	0.8	0.24	0.10	0.30
15	0.94	0.93	0.99	0.14	0.10	0.04
16	0.82	0.84	0.87	0.10	0.10	0.10

138 la mesure de la fiabilité intra-observateur était calculée via les coefficients de cor- 138  
139 rélation intra-class (ICC) en utilisant une analyse de variance (ANOVA) à mesures 139  
140 répétées et en considérant le choix de l'observateur comme effet fixe [11]. 140  
141 Nous souhaitions également étudier l'effet de l'opérateur sur la localisation des 27 141  
142 points anatomiques. Le plan d'expérience pour la fiabilité inter-opérateurs était le 142  
143 suivant : 5 opérateurs indépendants (2 cliniciens et 3 ingénieurs) ont sélectionné 143  
144 une seule fois les 16 marqueurs anatomiques sur les 27 scapulae internes. La fiabil- 144  
145 ité inter-opérateurs était évaluée par ICC en utilisant une ANOVA à effets mixtes 145  
146 (choix des opérateurs) comme dans [11]. De plus, pour chaque ensemble de mesures 146  
147 de marqueurs, nous calculions une erreur standardisée des mesures (SEM) par la for- 147  
148 mule suivante  $SEM = \sigma \sqrt{1 - ICC}$ , où  $\sigma$  est l'écart type de toutes les mesures de 148  
149 l'ensemble considéré. Tous les ICCs ont été obtenus en utilisant *Statistica Advanced* 149  
150 *Module (StatSoft, Inc., Paris, France)*. 150

### 151 3 Résultats et discussion 151

#### 152 3.1 Fiabilité inter and intra-observateur 152

153 Les résultats des tableaux indiquent que les ICCs des test intra (Table 1) et inter- 153  
154 opérateurs (Table 2) sont de très bons à excellents. En effet, toutes les valeurs d'ICC 154  
155 sauf trois sont comprises entre 0.85 et 0.99. Les erreurs standardisées des mesures 155  
156 (SEM) varient entre 0.03 mm et 0.36 mm pour les trois tests intra-opérateurs dont 156  
157 le tableau 1 montre le numéro 3 en détail. Les SEM du test inter-opérateurs sont 157

158 comprises entre 0.03 et 0.29 mm dans le tableau 2. Ainsi, la fiabilité de la sélection 158  
 159 manuelle de marqueurs anatomiques est excellente. Cette analyse de fiabilité con- 159  
 160 firme notre stratégie d'utiliser ces marqueurs anatomiques manuels comme référence 160  
 161 de comparaison et valide l'utilisation des moyennes des positions des marqueurs de 161  
 tous les essais pour créer le SSM augmenté.

**Table 2.** Valeurs des ICC et SEM pour l'essai inter-observateurs.

Marqueurs	inter-ICC-X	inter-ICC-Y	inter-ICC-Z	inter-SEM-X	inter-SEM-Y	inter-SEM-Z
1	0.98	0.95	0.975	0.03	0.07	0.05
2	0.87	0.97	0.98	0.16	0.05	0.04
3	0.92	0.97	0.99	0.10	0.05	0.03
4	0.89	0.98	0.95	0.15	0.04	0.09
5	0.91	0.99	0.96	0.11	0.03	0.07
6	0.98	0.96	0.99	0.05	0.08	0.03
7	0.99	0.98	0.92	0.03	0.04	0.09
8	0.99	0.99	0.99	0.07	0.08	0.08
9	0.84	0.99	0.99	0.29	0.05	0.03
10	0.99	0.99	0.9	0.04	0.05	0.11
11	0.81	0.89	0.92	0.20	0.10	0.16
12	0.92	0.92	0.88	0.11	0.16	0.18
13	0.97	0.97	0.98	0.07	0.10	0.07
14	0.99	0.97	0.91	0.09	0.05	0.19
15	0.98	0.97	0.99	0.08	0.08	0.05
16	0.91	0.93	0.94	0.08	0.07	0.07

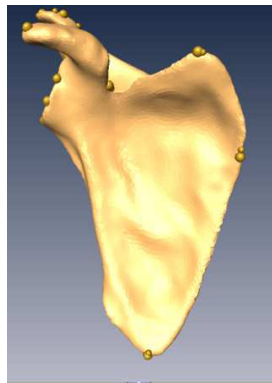
162 162

### 163 3.2 Création du SSM augmenté 163

164 L'idée du SSM augmenté consistait à positionner les 16 marqueurs anatomiques 164  
 165 sur le SSM et donc plus précisément sur le maillage de la Forme Virtuelle Moyenne 165  
 166 (FVM). Cependant, la surface de la FVM étant trop lisse et ne présentant aucune 166  
 167 aspérité, il était impossible d'y ajouter ces marqueurs directement. Pour cette raison, 167  
 168 nous avons utilisé l'ensemble des marqueurs positionnés manuellement par les 5 168  
 169 observateurs sur l'ensemble des 27 scapulae. Les scapulae et la FVM étant recalées 169  
 170 par les étapes de création du SSM, pour chaque marqueur, nous avons calculé une 170  
 171 moyenne de ses positions (27 scapulae et 5 utilisateurs). Pour chaque point moyen, 171  
 172 nous recherchions le sommet du maillage de la FVM le plus proche en distance 172  
 173 euclidienne 3D. Ces "projections" donnaient les marqueurs anatomiques retenus pour 173  
 174 la FVM et donc pour le SSM dit "augmenté" dont la figure 2 donne une illustration. 174  
 175 Remarquons que la moyenne des positions des 5 observateurs sur les 27 scapulae a du 175  
 176 sens étant donné que nous avons vérifié au préalable la fiabilité et la reproductibilité 176  
 177 intra et inter-observateurs. 177



**Figure 2.** La forme virtuelle moyenne (FVM) augmentée. Ses marqueurs sont les moyennes de marqueurs placés manuellement sur 27 scapulae par 5 utilisateurs.



**Figure 3.** Un exemple de FVE portant les points anatomiques transférés et ceux placés manuellement par un utilisateur.

178

### 3.3 Transfert des marqueurs anatomiques via le SSM augmenté

178

179

180

181

182

183

184

185

Le SSM augmenté étant mis en correspondance avec les 27 scapulae internes estimées (FVE), le sommet d'indice  $i$  (marqueur numéro  $k$ ) de la forme virtuelle moyenne correspond automatiquement au même sommet d'indice  $i$  de chaque FVE. Le transfert se fait en marquant le sommet d'indice  $i$  des FVE comme étant le marqueur  $k$  pour chacune des scapulae internes estimées. La figure 3 donne un exemple de points transférés (gros points) et points ajoutés manuellement (petits points) sur cette même instance.

179

180

181

182

183

184

185

186

### 3.4 Qualité locale du SSM augmenté

186

187

188

189

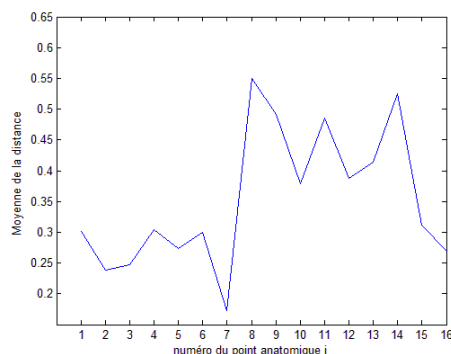
Pour estimer la qualité locale du SSM augmenté, nous souhaitons comparer la position de marqueurs placés directement sur chaque scapula par un nouvel utilisateur avec la position des marqueurs situés sur la forme virtuelle moyenne (FVM) et

187

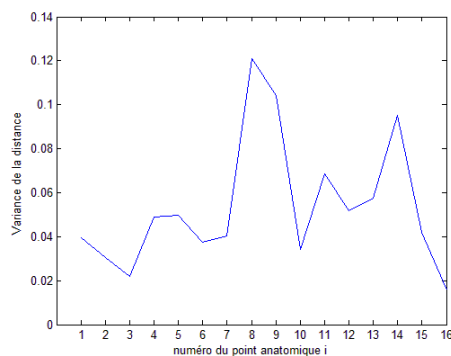
188

189



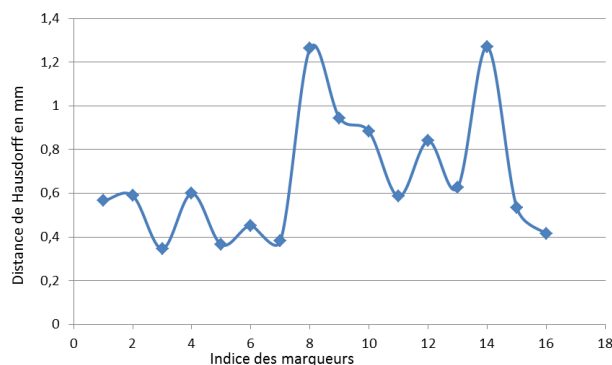


**Figure 4.** Moyenne des distances 3D entre les marqueurs manuels et transférés.



**Figure 5.** Variance des distances 3D entre les marqueurs manuels et transférés.

190 transférés par recherche des indices correspondants. Un nouvel utilisateur, différent 190  
 191 des 5 observateurs de l'étude de fiabilité, a placé les 16 points anatomiques directe- 191  
 192 ment sur les FVE des 27 scapulae. Différentes mesures ont été utilisées toutes basées 192  
 193 sur la distance euclidienne 3D entre le point manuel et le point transféré. Les mar- 193  
 194 queurs anatomiques étant espacés, il est aisé de trouver le correspondant. De plus les 194  
 195 numéros des marqueurs sont les mêmes dus à l'ordre de sélection qui était imposé. 195  
 196 La figure 4 donne la moyenne de ces distances en mm pour chaque marqueur. Mal- 196  
 197 gré l'éloignement relatif pour certains points autour de 0.5 mm (Point 8, 11 et 14), 197  
 198 la moyenne des différences de positionnement entre les points désirés et les points 198  
 199 transférés est faible (entre 0.24 et 0.4 mm), sachant qu'une scapula fait environ 100 199  
 200 mm de large et 150 mm de haut. La variance est faible également ( $<0.08$ ) sauf pour 200  
 201 les points 8 et 14 (Figure 5). Nous calculons également une distance de Hausdorff, 201  
 202 bien adaptée à la comparaison de deux ensembles discrets de points. Nous consid- 202  
 203 érons le nuage de points formé par les 16 marqueurs des 27 scapulae qui sont placés 203  
 204 manuellement et le nuage des 16 marqueurs des 27 mêmes scapulae qui sont trans- 204  
 205 férés à partir du SSM augmenté. La figure 6 montre que cette distance de Hausdorff 205



**Figure 6.** Distance de Hausdorff entre les marqueurs manuels et transférés.

est faible ( $< 1.2$  mm). Elle correspond ici à la distance entre la paire de points la plus éloignée. Tous les critères de mesure étant validés, nous pouvons dire que les points manuels sont quasiment confondus avec les points transférés. Ces résultats confirment ainsi la bonne qualité locale du SSM augmenté. Il est alors possible d'utiliser ce modèle statistique augmenté de scapula pour déterminer automatiquement les points anatomiques caractéristiques d'une nouvelle scapula, simplement en appliquant un recalage élastique du SSM augmenté (FVM augmenté) vers cette nouvelle instance. La distance de Hausdorff entre les ensembles des sommets du maillage, original et estimé, nous indique leur proximité et la qualité du recalage global.

## 4 Conclusion

Dans cet article, nous avons proposé un modèle statistique (SSM) de scapula augmenté de points ayant un intérêt anatomique. Pour cela, un manuel de positionnement des points anatomiques a été réalisé conjointement avec des cliniciens et des tests de variance impliquant des groupes mixtes d'opérateurs se sont révélés excellents. Ayant prouvé la fiabilité des points anatomiques manuels, ces derniers ont permis de calculer des marqueurs moyens dont les projections sur le maillage de la FVM ont donné l'ensemble des points anatomiques augmentant le SSM. Plusieurs critères de distance entre des marqueurs transférés et positionnés manuellement sur des scapulae ont également donné des résultats satisfaisants. Grâce aux méthodes proposées dans cet article, nous avons pu valider la qualité anatomique (la qualité locale) du SSM augmenté proposé. Ces résultats importants nous ouvrent de nouvelles perspectives très intéressantes cliniquement comme la segmentation automatique d'images médicales basée modèle, ainsi que certaines perspectives plus originales, telles que le transfert de points pertinents non visibles dans les images patient et des études biomécaniques sur le complexe de l'épaule.

## References

- 232 1. N. Baka, M. de Bruijne, T. van Walsum, B. L. Kaptein, J. E. Giphart, M. Schaap, and et al. Statistical 232  
 233 shape model-based femur kinematics from biplane fluoroscopy. *IEEE trans. on Medical Imaging*, 233  
 234 31:1573–83, Août 2012. 234
- 235 2. T. F. Cootes, G. J. Edwards, and C. J. Taylor. Active appearance models. *IEEE trans. on Pattern* 235  
 236 *Analysis and Machine Intelligence*, 23:681–85, 2001. 236
- 237 3. A. Erdemir. Open knee: A pathway to community driven modeling and simulation in joint biome- 237  
 238 chanics. *J. of Medical Devices*, 7:040910, Décembre 2013. 238
- 239 4. T. Heimann and H. P. Meinzer. Statistical shape models for 3d medical image segmentation: a review. 239  
 240 *MEDIA*, 13:543–63, Août 2009. 240
- 241 5. J. J. Jacq, T. Cresson, V. Burdin, and C. Roux. Performing accurate joint kinematics from 3-d in 241  
 242 vivo image sequences through consensus-driven simultaneous registration. *IEEE trans. on Biomedical* 242  
 243 *Engineering*, 55:1620–33, Mai 2008. 243
- 244 6. M. Lüthi, R. Blanc, T. Albrecht, T. Gass, O. Goksel, P. Buchler, and et al. Statismo - a framework 244  
 245 for pca based statistical models. *The Insight Journal*, 1:1–18, 2012. 245
- 246 7. T. Mutsvangwa, V. Burdin, C. Schwartz, and C. Roux. An automated statistical shape model de- 246  
 247 velopmental pipeline: application to the human scapula and humerus. *IEEE trans. on Biomedical* 247  
 248 *Engineering*, Novembre, 10.1109/TBME.2014.2368362 2014. 248
- 249 8. T. E. Mutsvangwa, E. M. Meintjes, D. L. Viljoen, and T. S. Douglas. Morphometric analysis and 249  
 250 classification of the facial phenotype associated with fetal alcohol syndrome in 5- and 12-year-old 250  
 251 children. *American Journal of Medical Genetics Part A*, 152:32–41, Janvier 2010. 251
- 252 9. A. Myronenko and X. Song. Statistical shape analysis of neuroanatomical structures based on medial 252  
 253 models. *IEEE trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 32:2262–75, Décembre 2010. 253
- 254 10. N. Sarkalkan, H. Weinans, and A. A. Zadpoor. Statistical shape and appearance models of bones. 254  
 255 *BONE*, 60:129–40, Mars 2014. 255
- 256 11. P. E. Shrout and J. L. Fleiss. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological* 256  
 257 *Bulletin*, 86:420–8, Mars 1979. 257
- 258 12. E. Stindel, J. L. Briard, P. Merloz, S. Plaweski, F. Dubrana, C. Lefevre, and et al. Bone morphing: 258  
 259 3d morphological data for total knee arthroplasty. *Computer Aided Surgery*, 7:156–68, 2002. 259
- 260 13. M. Styner, G. Gerig, J. Lieberman, D. Jones, and D. Weinberger. Statistical shape analysis of neu- 260  
 261 roanatomical structures based on medial models. *Medical Image Analysis*, 7:207–20, Septembre 2003. 261
- 262 14. Y. M. Yang, D. Rueckert, and A. M. Bull. Predicting the shapes of bones at a joint: application to the 262  
 263 shoulder. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11:19–30, Février 2008. 263