

Méthode d'analyse du mouvement de l'épaule par utilisation de nappes de marqueurs

Cédric Schwartz, Mathieu Lempereur, Valérie Burdin, Jean-José Jacq, Olivier Rémy-Néris

▶ **To cite this version:**

Cédric Schwartz, Mathieu Lempereur, Valérie Burdin, Jean-José Jacq, Olivier Rémy-Néris. Méthode d'analyse du mouvement de l'épaule par utilisation de nappes de marqueurs. TAIMA 07, May 2007, Hammamet, Tunisie. pp.89-94. inserm-00372005

HAL Id: inserm-00372005

https://inserm.hal.science/inserm-00372005

Submitted on 31 Mar 2009

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

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

Méthode d'analyse du mouvement de l'épaule par utilisation de nappes de marqueurs

Cédric Schwartz[1,2,3], Mathieu Lempereur[1,3],Valérie Burdin[1,2], Jean-José Jacq[1,2] et Olivier Remy-Neris[1,3,4]

[1]INSERM, U650, Brest, F-29200 France;

[2]ENST Bretagne, GET-ENST, Brest, F-29200 France;

[3]Univ Bretagne Occidentale, Brest, F-29200 France;

[4]CHU Brest, Service de médecine physique et de réadaptation, Brest, F-29200 France.
cedric.schwartz@enst-bretagne.fr

Résumé Nous proposons une méthode permettant d'étudier le mouvement des structures osseuses du complexe de l'épaule (humérus, omoplate, clavicule). Cette méthode est basée sur le suivi de nappes de marqueurs plutôt qu'un ensemble de marqueurs individuels à l'aide d'un système de caméras VICON. Le suivi du mouvement des nappes par un algorithme de recalage robuste doit permettre de s'affranchir du mouvement de la peau et avoir accès aux mouvements des structures osseuses sous-jacentes. Cette méthode est comparée à une méthode standard de la littérature. Les résultats montrent que le mouvement de l'omoplate est sous estimé ou sur estimé suivant les axes de rotation.

Mots clés Mouvement, Epaule, Marqueurs, Nappe, Système VICON, signal.

1 Introduction

Le membre supérieur humain a été moins étudié que le membre inférieur en raison de sa complexité. La compréhension de son fonctionnement reste incomplète en particulier au niveau de l'épaule. La nécessité d'une étude plus approfondie de l'épaule naît d'une demande médicale venant à la fois des orthopédistes pour la conception de prothèses et des services de médecine physique pour la rééducation fonctionnelle. L'objectif de ce travail est de mettre au point une méthode d'analyse dynamique et robuste du mouvement de l'épaule. Cette analyse se fera sur tous les segments osseux afin d'apprécier leurs mouvements relatifs et de manière dynamique.

L'épaule (Figure 1a) est une articulation suspendue et peu congruente ce qui lui permet d'être très mobile. En contrepartie, elle est instable. Son organisation est assez complexe (3 os et 4 articulations). De plus les tissus mous (muscles et ligaments) jouant un rôle très important sa stabilité ; une analyse dynamique du mouvement est donc plus adaptée à notre étude.

Dans ce papier, nous commencerons par donner un état de l'art de l'acquisition du mouvement et du traitement de ces données (section 2). Le système d'acquisition utilisé et la méthode de traitement proposée, basée sur l'IMCP (Iterative Median Closest Point) [4,5], sont décrits dans la section 3. Des résultats préliminaires seront présentés et discutés par comparaison avec une méthode de référence recommandée par l'ISB (International Society of Biomechanics) [15] en section 4.

2 Etat de l'art

2.1 Acquisition du mouvement

Les études du mouvement existantes peuvent être classées en 2 catégories : les études quasi-statiques et les études dynamiques. Les principales études quasi-statiques du mouvement ont été réalisées par stéréophotogrammétrie [7], palpeurs [6] et IRM ouverte [2] ou fermée [10]. On obtient des positions pour un nombre restreint d'instants au cours du mouvement. Ces méthodes ne sont pas détaillées dans cet article car nous souhaitons réaliser une étude dynamique qui sera plus proche de la réalité du mouvement. Les études dynamiques se font à l'aide de capteurs ou marqueurs sur la peau du sujet. Ces marqueurs, qui peuvent être de plusieurs types, ont l'avantage de nous donner une information continue sur le mouvement. Par contre, la mesure recueillie n'est pas directement liée au mouvement de l'os mais à celui de la surface corporelle. Les principaux inconvénients de ces méthodes sont :

- l'existence d'un glissement entre la peau et les os qui empêche l'obtention du mouvement précis de l'os sous-jacent. Matsui [Matsui, 2006] a mesuré des erreurs entre la position du marqueur et le repère osseux qu'il est censé repérer pouvant aller jusqu'à 85 mm pour certaines zones de l'omoplate. L'erreur est fonction du mouvement réalisé et de son amplitude,
- le positionnement des marqueurs dépend du manipulateur. [14] mesure des erreurs de placement intra et inter-manipulateur d'en moyenne 15 mm. Cependant ces erreurs de placement n'ont d'importance que lors de la localisation de repères anatomiques.

Malgré la précision temporelle et spatiale obtenue par ces systèmes d'acquisition, il existe une forte source d'erreur liée au déplacement relatif des marqueurs par rapport au squelette (glissement de la peau). C'est pourquoi plusieurs méthodes ont été développées afin de corriger la position des marqueurs en minimisant le mouvement de peau.

2.2 Traitement des données

Veldpaus et Soderkvist [13, 12], proposent de minimiser l'écart entre les positions mesurées des marqueurs et les positions idéales de ces mêmes marqueurs sans erreur. Une autre méthode proposée par Chèze [3], appelée solidification, consiste à calculer le mouvement du solide qui est le plus compatible avec les trajectoires des marqueurs. Le solide se calcule en cherchant les 3 marqueurs, parmi les n marqueurs du segment corporel, qui représentent le mieux ce segment. Proposée par Lu [8] pour le membre inférieur puis appliquée par Roux [11] sur le membre supérieur, la méthode d'optimisation globale permet d'optimiser la position et l'orientation des segments corporels en considérant des contraintes cinématiques au niveau des

articulations. Cela revient à introduire de l'information à priori sur la physiologie de l'articulation. La technique des clusters proposée par Andriacchi [1] cherche à ajuster la « masse » de chaque marqueur de manière à minimiser la variation des valeurs propres de la matrice d'inertie des clusters de marqueurs. Enfin, la technique IMCP détermine le mouvement des structures osseuses en utilisant la redondance d'information spatiale et temporelle. Cette méthode est donc particulièrement adaptée à l'utilisation d'une nappe de marqueurs.

3 Matériel et méthodes

3.1 Protocole

Dans cette étude, le mouvement du membre supérieur est enregistré à l'aide d'un système optique de type VICON muni de 7 caméras infrarouges MX13 (1.3 MPixels) à une fréquence d'échantillonnage de 120 Hz. Le mouvement réalisé par le sujet dans cette étude est un mouvement de flexion du bras droit de 90°. Le sujet est assis sur un tabouret, pieds posés à plats sur le sol et genoux fléchis à 90°.

Le placement des marqueurs permet de calculer le mouvement des segments osseux à l'aide de plusieurs méthodes, ceci dans un souci de validation. Ainsi, il faut placer simultanément les marqueurs propres à chaque méthode d'analyse du mouvement. Les marqueurs de 14 mm sont réservés aux repères anatomiques et les marqueurs de 4 mm aux nappes. Cependant dans les cas où les repères anatomiques se trouvent proches d'une nappe, le risque existe que les marqueurs de 14 mm masquent ceux de 4 mm. Nous utilisons donc, dans ce cas, un marqueur de 4 mm pour le point anatomique concerné.

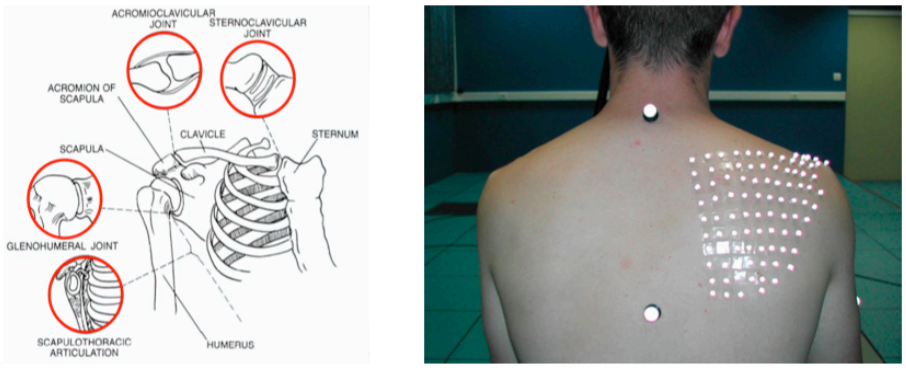


Figure 1 : (a) complexe de l'épaule. (b) nappe de marqueurs sur l'omoplate

3.1.1 Méthode de référence (ISB)

Pour la méthode de référence, le placement des marqueurs suit les recommandations de l'ISB [15]. Ils sont au nombre de 11 (4 pour le thorax, 2 pour la clavicule, 3 pour l'omoplate, 2 pour l'humérus.). Les marqueurs de l'ISB sont positionnés au niveau de points anatomiques permettant de définir des repères locaux associés à chaque segment corporel. La définition d'un

repère nécessite au moins 3 marqueurs. Le mouvement de ces repères est ensuite étudié. Aucune technique de minimisation de mouvement de peau n'est utilisée dans cette méthode.

3.1.2 Méthode proposée (IMCP)

Les marqueurs utiles à notre protocole se répartissent en 3 nappes de marqueurs, une pour chaque segment osseux (16 marqueurs sur l'humérus, 9 marqueurs sur la clavicule, 85 marqueurs sur l'omoplate) (Figure 1b). Les marqueurs de l'ISB placés sur le thorax sont utilisés pour définir notre repère de référence.

3.2 Traitement des données (IMCP)

L'IMCP est une forme robuste, simultanée et multi-objets de l'algorithme de l'ICP. L'algorithme de base repose sur l'itération de 3 étapes principales que sont 1) la *mise en correspondance* de deux nuages de points, 2) l'estimation de la transformation rigide (*recalage*) mettant en œuvre une minimisation des distances entre les points appariés.et 3) l'*application* de la transformation au nuage mobile. L'IMCP rend les étapes de recalage et de mise en correspondance robustes au moyen d'un estimateur qui introduit la notion de fiabilité de l'appariement. L'originalité de l'IMCP est liée à l'introduction d'une forme médiane virtuelle qui cumule l'information de l'ensemble des objets à recaler. Les appariements sont retenus par consensus médian entre toutes les instances. Ainsi l'IMCP combine 2 processus itératifs entrelacés qui travaillent en étroite collaboration : la mise à jour de la forme virtuelle à partir de la position des instances et le recalage de chaque instance sur la forme virtuelle commune réactualisée.

L'algorithme de recalage IMCP est ici utilisé pour minimiser les mouvements de peau. L'utilisation de la redondance temporelle (acquisition de nombreuses positions) et spatiale (nappe de marqueurs) de l'information limite le bruit induit par les mouvements de peau (figure 3). Les figures 3c et 3d montrent les mouvements élastiques résiduels une fois retirée la composante rigide du mouvement telle qu'estimée par la méthode retenue (trièdres d'inertie ou IMCP). Elles montrent l'apport de l'IMCP dans la recherche du mouvement rigide des structures osseuses sous-jacentes.

4 Résultats et discussion

Les résultats préliminaires de la méthode proposée sont présentés dans cette partie et se focalisent sur le mouvement de l'omoplate. La figure 2 présente le mouvement de rotation de l'omoplate suivant les 3 axes de rotation pour la méthode de référence (ISB) et la méthode que nous proposons (IMCP).

Lors de la flexion du bras, le mouvement de l'omoplate en rotation interne/externe est faible. Il est de l'ordre de 8° pour les 2 méthodes proposées. Concernant les 2 autres axes de rotations, les résultats diffèrent selon la méthode utilisée. La rotation haut/bas de l'omoplate, calculée avec l'IMCP est 2 fois moins importante que celle calculée selon l'ISB. Par contre, suivant la rotation antéro/postérieure, l'IMCP calcule une amplitude plus importante que l'ISB (15° pour l'IMCP contre 6° pour l'ISB). Ces résultats laissent supposer que le mouvement de l'omoplate est mal estimé par la méthode basée sur les recommandations de l'ISB. L'analyse visuelle du mouvement tend à confirmer cette hypothèse.

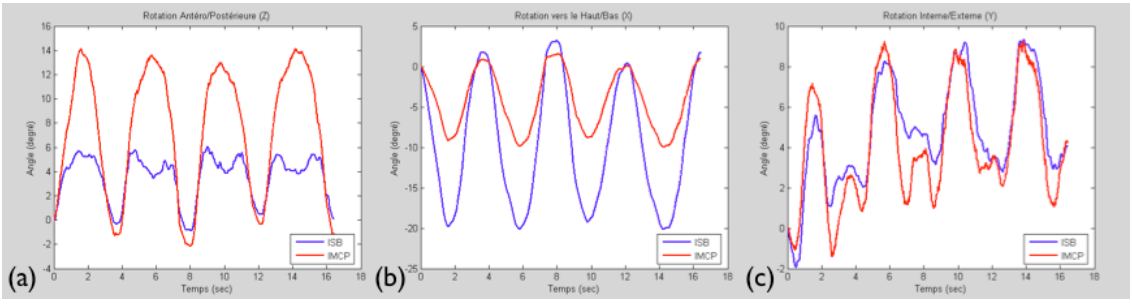


Figure 2 : Rotations de l'omoplate. (a) rotation antéro/postérieure. (b) rotation haut/bas. (c) rotation interne/externe.

La figure 3 représente le traitement de la nappe par l'IMCP utilisé en mode point. La figure 3b représente les trajectoires des marqueurs sur plusieurs cycles du mouvement de flexion du bras. La couleur des points nous indique que certains marqueurs n'apportent pas ou peu d'information. Par conséquent le placement des marqueurs pourra encore être optimisé.

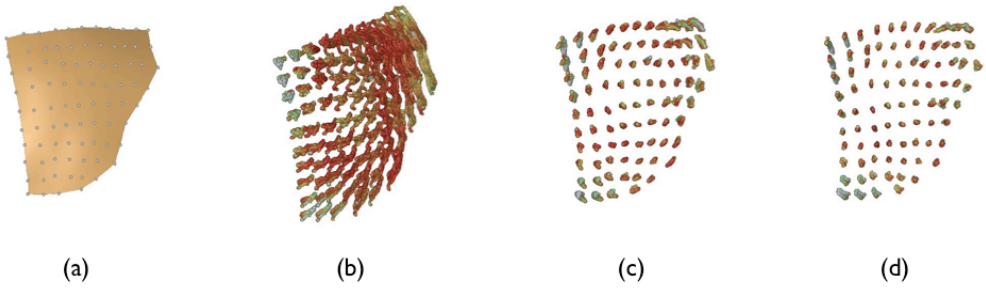


Figure 3 : Traitement de la nappe de 85 marqueurs. La couleur témoigne du degré d'appartenance au nuage médian inféré par l'IMCP. Ce degré décroît du rouge au blanc (marqueurs aberrants au sens du mouvement rigide). (a) Disposition de la nappe de marqueurs – instant t0. (b) Trajectoires dans le repère du tronc. (c) Trajectoires résiduelles dans le repère de la nappe après alignement des repères d'inertie (initialisation de l'IMCP). (d) Trajectoires résiduelles dans le repère de la nappe après alignement IMCP.

Il est important de noter qu'il n'existe pas de vérité terrain pour ces études et, malgré des efforts en vue d'une standardisation des procédures, les différences de protocole rendent encore difficiles les comparaisons avec la littérature. Une des techniques de validation, est l'insertion de broches directement dans l'os. Cependant, en raison du caractère invasif de cette méthode, elle est peu utilisée. De plus, l'interaction des broches et des muscles risquent de fausser le mouvement naturel de l'omoplate. Enfin, de Groot [6] a montré que la variabilité intra-sujet pouvait atteindre 5-10°, rendant la comparaison entre études d'autant plus compliquée.

5 Conclusion et perspectives

Habituellement, l'analyse du mouvement de l'épaule est réalisée avec un nombre restreint de marqueurs. Cependant cette méthode est peu précise en raison des mouvements de peau.

Dans cet article, nous proposons une méthode prenant en compte la redondance spatiale et temporelle qu'apporte une nappe de marqueurs. Les premiers résultats montrent des différences significatives entre le mouvement obtenu par notre méthode et celle de l'ISB.

La prochaine étape visera à étudier l'influence de la forme, de la taille et du positionnement de la nappe de marqueurs sur le mouvement de l'omoplate. Cette étape devrait permettre de calibrer la méthode. L'apport réel de la méthode pourra alors être mesuré. De plus il pourra être intéressant de traiter les données à l'aide de l'IMCP opérant en mode surfacique, et non plus en mode point, ainsi que par d'autres méthodes (cf partie 2.2) pour avoir un panel de comparaison plus complet.

Bibliographie

[1] Andriacchi, T.P., Alexander, E.J., Toney, M.K., Dyrby C., Sum J. : "A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of the knee kinematics". Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 120, p. 743-749 (1998).

[2] Beaulieu, C.F., Hodge, D.K., Bergmann, A.G. et al. : « Glenohumeralrelationships during physiological shoulder motion and stress testing : initial experiment with open MR imaging and active imaging-plane registration". Radiology, Vol. 212, p. 699-705 (1999).

[3] Chèze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J. : "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data". Journal of biomechanics, Vol. 28, p. 879-884 (1995).

[4] Cresson, T., Jacq, J.-J., Burdin, V., et Roux, Ch. : "Performing accurate rigid kinematics measurements from 3D in vivo image sequences through median consensus simultaneous registration". Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China (2005).

[5] Cresson, T. : "Recalage rigide simultané multi-objets. Contribution à l'analyse morpho-fonctionnelle robuste des systèmes ostéo-articulaires". Thèse de Doctorat, Université de Rennes 1 (2005).

[6] J.H. de Groot, "The variability of shoulder motions recorded by means of palpation," Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 7/8, p. 461-472, 1997.

[7] Högfors, C., Peterson, B., Sigholm, G. et Herberts, P., : "Biomechanical model of the human shoulder – II. The shoulder rhythm". J. Biomechanics, Vol. 24, p. 699-709 (1991).

[8] Lu, T.W., O'Connor, J.J. : "Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints". Journal of Biomechanics, Vol. 32, p. 129-134 (1999).

[9] Matsui, K., Shimada, K., Andrew, P.D. : "Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula". J Orthop Sci, Vol. 11, pp. 180-184 (2006).

[10] Rhoad, R.C., Klimkiewicz, J.J., Williams, G.R. et al. : "A new in vivo technique for three-dimensional shoulder kinematics analysis". Skeletal Radiol. Vol. 27, p. 92-97 (1998).

[11] Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A.-P., Bouttens, D. : "Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis". Journal of Biomechanics, Vol. 35, p. 1279-1283 (2002).

[12] Soderkvist, I., Wedin, P.-A. : "Determining the movements of the skeleton using well-configured markers". Journal of Biomechanics, Vol. 26, p. 1473-1477 (1993).

[13] Veldpaus, F.E., Woltring, H.J. Dortmans, L.J.M.G. : "Aleast-squares algorithm for the equiform transformation from spatial co-ordinates". Journal of Biomechanics, Vol. 21, p. 45-55 (1988).

[14] J.R. Williams, : "Some aspects of the biomechanics of the elbow joint related to prosthetic design". DM thesis, Oxford University, Oxford (1996).

[15] Wu G. et al. : "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part II : shoulder, elbow, wrist and hand". Journal of Biomechanics". Vol. 38, p. 981-992 (2005).