

Mémoire pour l'obtention du DIU Coude épaule

Mémoire original

Dr GRIMI Talal

Dr HARDY Alexandre

Mesure élastographique de l'élasticité musculaire du muscle supra-épineux et de l'infra-épineux dans une population normale: une étude in vivo.

Abstrait :

OBJECTIFS :

L'étude in vivo des propriétés mécaniques des tendons chez des sujets sains à l'aide de techniques d'élastographie par ondes de cisaillement est un domaine d'investigation relativement nouveau. Les déchirures des tendons des muscles de la coiffe des rotateurs d'épaule sont un problème majeur de santé publique. L'évaluation du muscle supra-épineux et du muscle infra-épineux a été évaluée dans des études anatomiques. Ce travail visait à évaluer les propriétés élastiques du muscle supra-épineux et infra-épineux dans différentes gammes d'abduction et de rotation de l'épaule dans un modèle in vivo.

MÉTHODES :

Quarante sujets adultes en bonne santé ont été recrutés dans l'étude. La vitesse de l'onde de cisaillement dans le muscle supra-épineux a été mesurée dans quatre angles d'abduction passive différents, et pour l'infra-épineux, nous avons utilisé diverses rotations passives.

RÉSULTATS :

Le module de Young moyen concernant le supra-épineux était de $60,4 \pm 26,5$ kPa en abduction 0° , $32,3 \pm 13,9$ kPa en 30° d'abduction, $21,51 \pm 10,43$ kPa en abduction à 60° et $17,83 \pm 7,83$ kPa en abduction à 90° . Pour l'infra-épineux, le module de Young moyen était de $52,8 \pm 20,5$ kPa en rotation interne, $29,9 \pm 12,0$ kPa en rotation neutre, $26,0 \pm 14,7$ kPa en rotation externe maximale.

CONCLUSION :

Les valeurs les plus faibles ont été obtenues au repos, en abduction pour le supra-épineux ou en rotation externe pour l'infra-épineux. Les valeurs de module de Young obtenues dans notre étude pourraient être considérées comme des valeurs de base.

Mots clés:

Muscle supra-épineux; Muscle infra-épineux; Élastographie par ondes de cisaillement; Élasticité; Module de cisaillement; épaule; coiffe des rotateurs

Points clés:

Nouvelle technique rapide et non invasive pour évaluer les propriétés mécaniques du muscle de la coiffe des rotateurs

Utilisation possible pour des pathologies fréquentes telles que la déchirure de la coiffe des rotateurs

Absence de valeurs normales dans la littérature

Introduction :

L'élastographie par ondes de cisaillement (SWE) est une technique récente [1] [2] et efficace qui permet une mesure rapide, non invasive et quantitative de la résistance des tissus mous. Elle est basée sur la mesure de la vitesse à distance d'ondes de cisaillement induites, à partir desquelles il est possible d'évaluer le module de Young des tissus. La technique a montré une bonne reproductibilité pour le système musculo-squelettique [3,4], facilitant ainsi le développement des applications en ce qui concerne les muscles et les tendons chez l'adulte, aussi bien en pédiatrie [3,4,8–11].

L'épaule est la deuxième région des douleurs musculo-squelettiques [17], et la pathologie de la coiffe est l'origine la plus fréquente, concernant jusqu'à 70% des cas de douleurs à l'épaule [18]. La déchirure de la coiffe des rotateurs est un problème de santé publique majeur avec une prévalence élevée en particulier dans la population d'âge moyen ou âgé [19,20] associé à un coût économique élevé [21]. Les deux tendons les plus fréquents sont le supra-épineux (SSP), et l'infra-épineux (ISP). SWE a été appliqué dans la pathologie de la coiffe de l'épaule et il a été montré que les propriétés mécaniques du tendon déchiré du SSP étaient corrélées à l'évaluation clinique du patient [22]. au-delà des tendons, les muscles de la coiffe sont systématiquement évalués avant la chirurgie de la coiffe des rotateurs.

L'atrophie musculaire [26], et l'infiltration graisseuse [27] associée à des déchirures tendineuses et au processus de vieillissement [28] peuvent avoir une influence négative sur l'issue de la chirurgie. La SWE a le potentiel de devenir un bon prédicateur des résultats postopératoire [29] et peut aider à planifier la chirurgie, en particulier pour sa sensibilité à la charge passive musculaire. Par exemple, une tension de réparation élevée a été associée à une diminution de la capacité de génération de force active postopératoire [30], un score clinique inférieur de l'épaule [31] et une rupture de la suture [32]. L'évaluation préopératoire de la propriété musculaire pourrait aider à évaluer le niveau

de libération du tendon nécessaire pour obtenir une tension satisfaisante sur la réparation.

Cependant, les valeurs standard de SWE dans une population de jeunes adultes en bonne santé sont maintenant nécessaires pour comparer les épaules pathologiques. En particulier, l'effet de l'étirement passif musculaire doit être quantifié.

Le but de cette étude était d'évaluer les propriétés élastiques du muscle SSP et ISP dans divers angles d'abduction et de rotation d'épaule. Dans une cohorte de jeunes adultes volontaires en bonne santé, tout en évaluant les effets potentiels du sexe, la dominance de la main et les corrélations entre les deux muscles.

Matériaux et méthodes :

Quarante sujets sains (résidents et boursiers du département) âgés de 20 à 33 ans, 14 hommes et 26 femmes, sans aucune pathologie musculo-squelettique ont été inclus dans l'étude. La dominance de la main a été notée. Avant la participation, tous les volontaires ont été informés du but de l'étude et un consentement signé a été recueilli. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique du département Hôpital-Université du MAMUTH pour les thérapies innovantes dans les maladies musculo-squelettiques.

Les mesures

Un échographe Aixplorer (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France), avec une sonde linéaire de 50 mm (10-2 MHz) a été utilisé pour mesurer le module de Young musculaire dans le muscle. La sonde a été appliquée perpendiculairement à la peau et parallèlement aux fibres musculaires, ce qui signifie que le module de Young a été mesuré dans le sens des fibres. La gamme du module de Young mesurée a été adaptée pour éviter la saturation des valeurs observées, tandis que le lissage et le filtrage temporel ont été laissés comme valeurs par défaut. Les mesures étaient centrées sur l'encoche supra-scapulaire au centre entre la clavicule et le col scapulaire pour le SSP, et centrées sur le plan sagittal sur le ventre du muscle et à 2 cm médialement de l'articulation pour l'ISP. La pression

du transducteur appliquée était aussi légère que possible pendant les images d'acquisition, afin de limiter la déformation tissulaire et d'obtenir les mesures les plus fiables [37,38]. Une fois l'image élastographique stabilisée, l'opérateur a fixé l'image et défini une zone d'intérêt adaptée à la forme musculaire. Le module de Young moyen (E) a ensuite été calculé par la machine (Fig 1,2). Compte tenu de la nature anisotrope du muscle, ces valeurs sont parfois rapportées dans la littérature en termes de vitesse de l'onde de cisaillement V_s selon la relation $E = 3 \cdot \rho \cdot V_s^2$, où ρ est la densité de masse tissulaire. Bien que ce soit plus approprié d'un point de vue théorique, les valeurs dans le présent travail ont été exprimées en termes de module de Young pour une comparaison plus facile avec les études précédentes et parce que cela est le plus susceptible de se produire dans la pratique clinique.

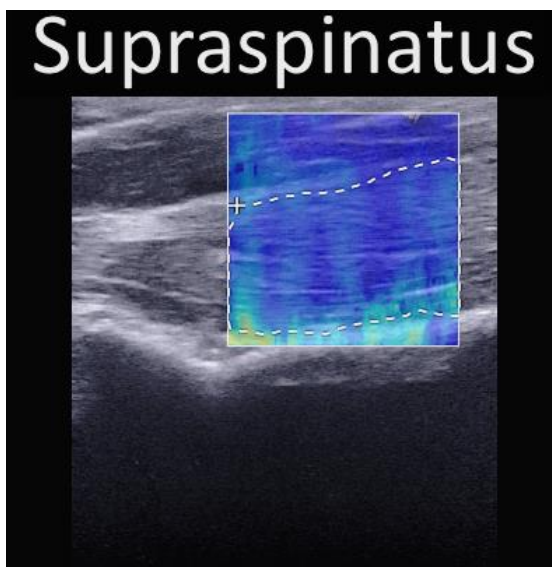


fig 1

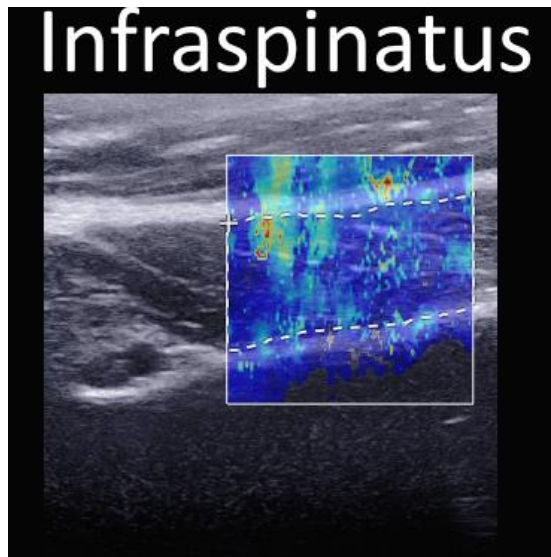


Fig2

Procédure

Un oreiller multi-angle a été réalisé pour cette étude, les sujets étaient au repos et ont été invités à être le plus détendus possible pendant le protocole suivant (Fig3,4):

Pour le supra-épineux:

- Épaule en abduction à 0 °: le sujet était debout, bras sur le côté.
- Épaule à 30 ° d'abduction passive: le sujet était debout avec l'oreiller sous l'aisselle à 30 °.
- Épaule à 60 ° d'abduction passive: le sujet était assis avec l'oreiller sous l'aisselle à 60 °.
- Épaule à 90 ° d'abduction passive: le sujet était assis avec l'oreiller sous l'aisselle à 90 °.

Pour l'infra-épineux:

- Épaule en rotation interne (main sur le ventre): le sujet était assis, la main était tenue par sa ceinture pour assurer une rotation passive.
- Épaule en rotation neutre (main sur la jambe): le sujet était assis, avant-bras reposant sur sa jambe.

- Épaule en rotation externe maximale: le sujet était assis; la main était tenue par l'examineur.

Des mesures ont été effectuées sur les deux épaules pour chaque sujet. Un opérateur expérimenté a effectué toutes les acquisitions de données. Ce protocole durait environ 20 minutes par sujet.

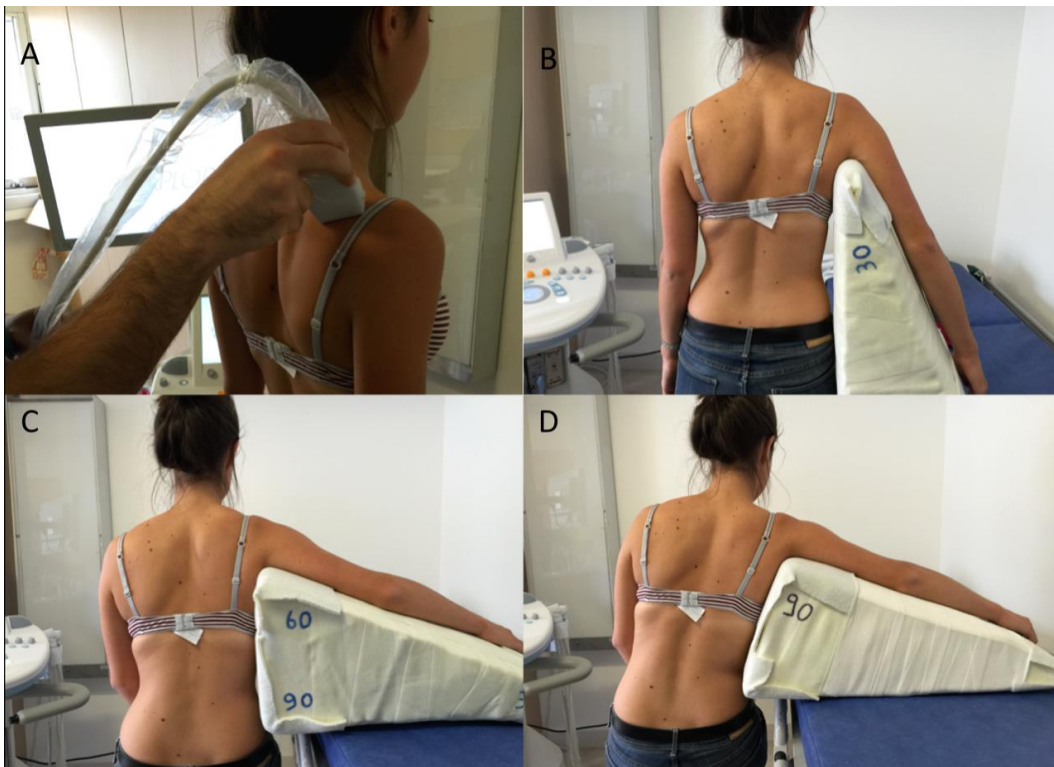


Fig3



Fig4

Analyses statistiques :

Des tests de Wilcoxon appariés et des analyses ANOVA ont été effectués pour comparer les données selon le côté et le sexe et en fonction de l'angle. Les données ont été analysées en utilisant le logiciel SPSS 20 (IBM Corporation, New York, USA). $P < 0,05$ a été considéré comme significatif, les résultats sont présentés avec un intervalle de confiance de 95%.

Résultats :

Le module de Young moyen du supra-épineux était de 60,4 kPa [52,00; 68,74] en abduction 0 °, 32,3 kPa [27,88; 36,69] en abduction à 30 °, 21,51 kPa [18,21; 24,81] en abduction à 60 ° et 17,83 kPa [15,36; 20,31] en abduction à 90 °. La surface moyenne des mesures était de $2,1 \pm 0,3$ cm². (Fig 5).

Pour l'infra-épineux, le module de Young moyen était de 52,8 kPa [46,33; 59,31] en rotation interne, 29,9 kPa [26,13; 33,73] en rotation neutre, et 26,0 kPa [21,33; 30,63] au maximum en rotation externe. La surface moyenne des mesures était de $2,0 \pm 0,3$ cm². (Fig 6)

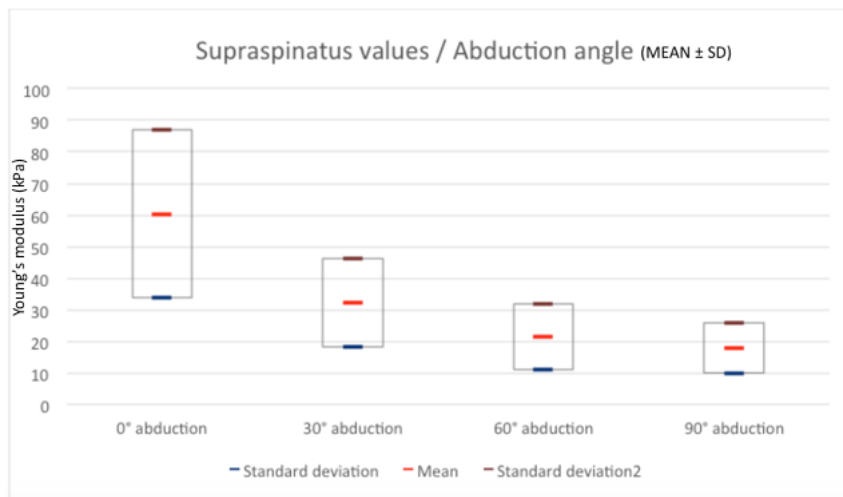


fig 5

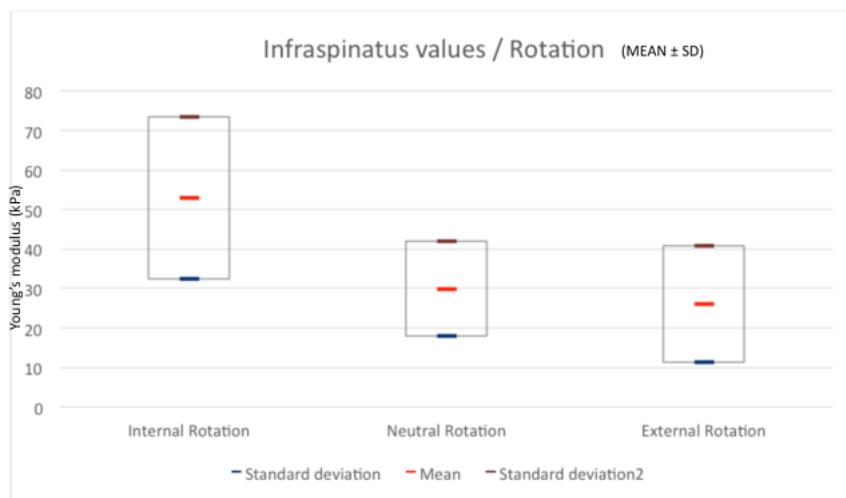


Fig6

Pour le SSP, les valeurs des différentes positions étaient statistiquement différentes. Pour les ISP, les valeurs entre la rotation neutre et externe n'étaient pas statistiquement différentes ($p = 0,07$), tandis que la différence entre les rotations interne et externe était significative.

En comparant les deux côtés, nous n'avons trouvé aucune différence statistique entre le côté droit et gauche ni entre le côté dominant et opposé (Tab I). Selon le sexe ou l'âge, l'analyse statistique n'a montré aucune différence en termes de module de Young dans les quatre positions.

Discussion :

Dans cette étude, des intervalles de valeurs normales selon le modèle de Young de SSP et d'ISP sains ont été rapportés pour différents degrés d'abduction d'épaule. Comme prévu, les valeurs les plus basses ont été obtenues avec le SSP à 90 ° d'abduction passive et l'ISP à la rotation externe maximale. C'était lorsque les muscles se trouvaient dans les positions les plus déchargées, confirmant les travaux expérimentaux et numériques précédents rapportant que cette charge passive la plus élevée était trouvée en position neutre avec une tension croissante à mesure que l'abduction diminue [39] [41]. Cette diminution du module de Young avec mise en charge est également cohérente avec les mesures précédentes de SWE sur les muscles des membres supérieurs et inférieurs par Dubois [3] et Lacourpaille [4]. Pendant la chirurgie de la réparation de la coiffe des rotateurs, une étude a rapporté une diminution de la tension de 34N de la tension du supra-épineux lorsque le bras est en abduction de 30 ° [41]. Les valeurs SWE pour l'épaule anatomique intacte ont montré qu'elles variaient de 53,6 à 47,1 kPa pour 0 °, 44,2 à 45,4 kPa pour 30 °, 36,9 à 40,5 kPa pour 60 °, 35,4 à 38,3 kPa pour une abduction passive à 90 ° avec une diminution significative de la rigidité avec des angles d'abduction accrus qui est cohérent avec nos mesures in vivo [36].

Les applications antérieures in vivo de l'élastographie par ultrasons sur les muscles de la coiffe étaient soit limitées à des techniques non quantitatives, soit à des cohortes relativement petites [13,36,42] [43]. Néanmoins, la fiabilité intra et inter-observateur a été jugée excellente. D'autres études se sont concentrées sur l'évaluation de la position d'une seule épaule. Pour le SSP, pour des patients sains sans abduction, le module de Young variait de 19 kPa à $40,0 \pm 12,4$ selon l'étude ou selon la région du SSP (44,45,46). Pour l'ISP, nous n'avons trouvé qu'une seule étude donnant une valeur moyenne de 15 kPa (46).

La principale limitation de cette étude est que les mesures étaient limitées aux muscles de la coiffe et que les tendons n'étaient pas évalués. Les tendons, cependant, sont beaucoup plus rigides que les muscles, en particulier à 90 ° d'abduction, et les cartes élastographiques saturent souvent, donnant ainsi des résultats non fiables. Néanmoins, les propriétés mécaniques des tendons doivent être corrélées aux propriétés musculaires [42].

Conclusion :

La pertinence clinique de cette étude repose sur le fait qu'elle définira une gamme non pathologique de valeurs concernant l'élasticité musculaire du SSP et d'ISP chez des sujets adultes en bonne santé pour des études ultérieures. Les valeurs du module de Young obtenu dans cette étude pourrait maintenant être considéré comme des valeurs de base pour d'autres études de cohortes pathologiques chez les adultes. L'étude des muscles de la coiffe avec SWE est un domaine très prometteur avec l'approche possible pour de nombreux aspects de la pathologie de la coiffe des rotateurs de l'épaule.

Abbreviations:

ROI: région d'intérêt

SWE: shear wave elastography

SWS: shear wave speed

μ : shear modulus (module d'ondes)

ρ : muscle mass density (densité de la masse musculaire)

ssp : muscle supra-épineux

isp: muscle infra-épineux

Légende des figures :

Figure 1

Mesures du supra-épineux

Figure 2

Mesures de l'infra-épineux

Figure 3

Image SWE du muscle supra-épineux. La sonde est alignée le long de l'axe des fibres musculaires supra-épineuses centrées sur l'encoche spinoglénoïde

Figure 4

Image SWE du muscle infraspinatus. La sonde est alignée le long de l'axe des fibres musculaires

Figure 5

Valeurs du supra-épineux

Figure 6

Valeurs de l'infra-épineux

References:

1. Gennisson J-L, Catheline S, Chaffai S, Fink M. Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am*. 2003 Jul;114(1):536–41.
2. Bercoff J, Tanter M, Muller M, Fink M. The role of viscosity in the impulse diffraction field of elastic waves induced by the acoustic radiation force. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2004 Nov;51(11):1523–36.
3. Friedrich-Rust M, Roman D, Vermehren J, Kriener S, Sadet D, Herrmann E, et al. Acoustic radiation force impulse-imaging and transient elastography for non-invasive assessment of liver fibrosis and steatosis in NAFLD. *Eur J Radiol*. 2012 Mar;81(3):e325–31.
4. Cosgrove DO, Berg WA, Doré CJ, Skyba DM, Henry J-P, Gay J, et al. Shear wave elastography for breast masses is highly reproducible. *Eur Radiol*. 2012 May;22(5):1023–32.
5. Arda K, Ciledag N, Aktas E, Aribas BK, Köse K. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *AJR Am J Roentgenol*. 2011 Sep;197(3):532–6.
6. Dubois G, Kheireddine W, Vergari C, Bonneau D, Thoreux P, Rouch P, et al. Reliable Protocol for Shear Wave Elastography of Lower Limb Muscles at Rest and During Passive Stretching. *Ultrasound Med Biol*. 2015 Sep;41(9):2284–91.
7. Hug F, Lacourpaille L, Maisetti O, Nordez A. Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles. *J Biomech*. 2013 Sep 27;46(14):2534–8.
8. Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel J-Y, Nordez A. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*. 2012

Mar;33(3):N19–28.

9. Berko NS, Fitzgerald EF, Amaral TD, Payares M, Levin TL. Ultrasound elastography in children: establishing the normal range of muscle elasticity. *Pediatr Radiol*. 2014 Feb;44(2):158–63.
10. Lallemand-Dudek P, Dubois G, Vergari C, Forin V, Vialle R, Skalli W. Reproducibility of shearwave elastography on children, a reliability study. in press.
11. DeWall RJ, Slane LC, Lee KS, Thelen DG. Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed. *J Biomech*. 2014 Aug 22;47(11):2685–92.
12. Slane LC, DeWall R, Martin J, Lee K, Thelen DG. Middle-aged adults exhibit altered spatial variations in Achilles tendon wave speed. *Physiol Meas*. 2015 Jul;36(7):1485–96.
13. Brum J, Bernal M, Gennisson JL, Tanter M. In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Phys Med Biol*. 2014 Feb 7;59(3):505–23.
14. Royer D, Gennisson J-L, Deffieux T, Tanter M. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am*. 2011 May;129(5):2757–60.
15. Kot BCW, Zhang ZJ, Lee AWC, Leung VYF, Fu SN. Elastic modulus of muscle and tendon with shear wave ultrasound elastography: variations with different technical settings. *PloS One*. 2012;7(8):e44348.