



**HAL**  
open science

# Caractérisation de la microarchitecture des muscles de la jambe par IRM à très haut champs magnétique (7T) : Etude de faisabilité et perspectives pour une évaluation précise et non invasive de l'architecture musculaire en 3D

Alexandre Fouré, Pierre Besson, Arnaud Le Troter, Augustin C. Ogier, Thorsten Feiweier, Christophe A Vilmen, Julien Gondin, Maxime Guye, David Bendahan

## ► To cite this version:

Alexandre Fouré, Pierre Besson, Arnaud Le Troter, Augustin C. Ogier, Thorsten Feiweier, et al.. Caractérisation de la microarchitecture des muscles de la jambe par IRM à très haut champs magnétique (7T) : Etude de faisabilité et perspectives pour une évaluation précise et non invasive de l'architecture musculaire en 3D. 3ème Congrès de la Société Française de Résonance Magnétique en Biologie et Médecine (SFRMBM), Mar 2017, Bordeaux, France. hal-02000456

**HAL Id: hal-02000456**

**<https://amu.hal.science/hal-02000456>**

Submitted on 24 Apr 2023

**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.

# CARACTÉRISATION DE LA MICROARCHITECTURE DES MUSCLES DE LA JAMBE PAR IRM À TRÈS HAUT CHAMP (7T) : ÉTUDE DE FAISABILITÉ POUR UNE ÉVALUATION PRÉCISE ET NON-INVASIVE DE L'ARCHITECTURE MUSCULAIRE EN 3D

Aix-Marseille université

MUSCULAIRE EN 3D

SIEMENS

Fouré A<sup>1</sup>, Besson P<sup>1</sup>, Le Troter A<sup>1</sup>, Ogier A<sup>1</sup>, Feiweier T<sup>4</sup>, Vilmen C<sup>1</sup>, Gondin J<sup>1,3</sup>, Guye M<sup>1,2</sup>, Bendahan D<sup>1</sup>



<sup>1</sup>Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France

<sup>2</sup>APHM, Hôpitaux de la Timone, CEMEREM, Marseille, France



<sup>3</sup>Université Claude Bernard, Institut NeuroMyoGène, UMR CNRS 5310 – INSERM U1217, Villeurbanne, France

<sup>4</sup>Siemens Healthcare, Erlangen, Allemagne

## Introduction

De nombreuses pathologies neuromusculaires induisent un dysfonctionnement de la fonction musculaire squelettique. La diminution concomitante des capacités de production de force est associée à des modifications de volume et d'organisation structurale des faisceaux/fibres au sein du muscle squelettique [1]. La **surface de section transversale physiologique (PCSA)**, déterminée à partir du **volume** et de **l'architecture du muscle** [2], est reconnue comme étant le paramètre le plus **représentatif des capacités de production de force maximale** [3].

Bien que l'échographie reste la méthode de référence pour évaluer l'architecture musculaire, une méthode basée sur **l'imagerie du tenseur de diffusion (DTI)** et la **tractographie des fibres musculaires** permettant une caractérisation **en 3 dimensions (3D)** de l'architecture sur l'ensemble du volume musculaire émerge depuis une décennie. Il a été établi que **plus le rapport signal/bruit était grand et meilleurs étaient les résultats de tractographie** [4]. Ainsi, **les imageurs à très haut champ apparaissent comme des outils pertinents** pour l'évaluation du tenseur de diffusion avec des résolutions spatiales élevées pouvant permettre une amélioration de la précision pour la caractérisation de l'architecture musculaire en 3D.

Le but de cette étude était de démontrer la faisabilité d'une **évaluation précise** de la **microarchitecture** et de **l'architecture des muscles striés squelettiques** de la jambe par **imagerie du tenseur de diffusion** à très haut champ (7T).

## Méthode

**Population expérimentale.** Huit jeunes personnes saines ( $21 \pm 2$  ans,  $171 \pm 9$  cm,  $62 \pm 11$  kg, 4 hommes) étaient volontaires pour participer à cette étude. Elles ont été complètement informées de la nature et des buts de l'étude conduite en conformité avec la déclaration d'Helsinki et ont donné leur consentement éclairé par écrit.

**Acquisitions IRM.** Les sujets étaient allongés dans un imageur clinique corps entier MAGNETOM 7T (Siemens Medical System, Erlangen). La portion supérieure des muscles de la jambe a été explorée avec une antenne volumique proton 28 canaux (Fig.1). Le pied était maintenu à  $\sim 20^\circ$  en flexion plantaire ( $0^\circ$ : pied perpendiculaire au tibia). Le volume des muscles a été évalué à partir d'images pondérées  $T_1$  (120 coupes, FOV =  $180 \times 180$  mm<sup>2</sup>; matrice =  $384 \times 384$ ; temps d'acquisition = 8 min 34 s).

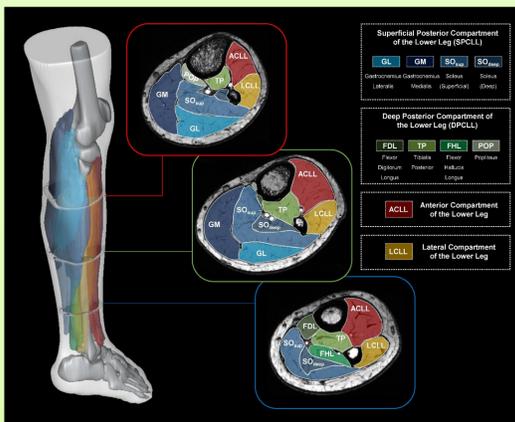


Fig.1 : Position du sujet lors des expérimentations

Les coupes axiales pondérées en diffusion avec une saturation de la graisse ont été acquises avec une séquence modifiée *Stejskal-Tanner spin-echo echo-planar imaging* (SE EPI) : 120 coupes jointives, FOV =  $180$  mm  $\times$   $180$  mm<sup>2</sup>; matrice =  $120 \times 120$ ; épaisseur de coupe = 1,5 mm; 30 directions; valeurs de  $b = 0$  et  $500$  s/mm<sup>2</sup>; temps d'acquisition = 7 min 54 s. Les données ont été acquises selon deux polarités opposées du codage de phase afin de corriger les distorsions.

**Corrections des images pondérées en diffusion.** Chaque série d'images a été débruitée par l'algorithme BM4D. Les distorsions de signal et géométriques ont été estimées par la fonction *topup* puis corrigées par la fonction *eddy* de FSL. Les images pondérées  $T_1$  et en diffusion ont été corrigées des inhomogénéités  $B_1$  grâce à l'algorithme *N4ITK* issu de la librairie *ANTs*. Les images pondérées  $T_1$  ont par ailleurs été recalées avec l'image  $b = 0$  par un recalage rigide.

**Segmentation des muscles.** Les muscles de la jambe ont été segmentés sur chaque coupe avec le logiciel *FSLview* à partir d'une délimitation manuelle des contours anatomiques des muscles (Fig.2). Les surfaces musculaires ont été segmentées manuellement toutes les 5 coupes et les coupes manquantes ont été automatiquement interpolées. Le volume musculaire a été calculé comme la somme des volumes musculaires de chaque coupe.



**Microarchitecture et Tractographie.** Les cartes de fraction d'anisotropie (FA) et de diffusivité moyenne (MD) ont été générées par le logiciel *MRtrix*. La tractographie des fibres musculaires a été réalisée sur la globalité du masque de segmentation des muscles de la jambe par le logiciel *MRtrix*. L'algorithme a généré  $2.10^6$  fibres ayant une longueur comprise entre 10 et 200 mm. Des critères supplémentaires ont été appliqués (densité d'orientation des fibres  $> 0,01$  pour initier le suivi de fibre et un angle  $< 35^\circ$  entre chaque étape de la tractographie).

Fig.2 : Segmentation des muscles de la jambe

### Architecture musculaire 3D.

A partir de la tractographie des fibres musculaires, la longueur ( $L_F$ ) et l'angle de pennation ( $\theta$ ) ont été déterminés.  $\theta$  a été déterminé comme l'angle formé entre l'axe principal du muscle et la direction globale de chaque fibre.  $L_F$  et  $\theta$  ont été moyennés sur l'ensemble du volume de chaque muscle.

### Analyse statistique.

L'évaluation statistique des données a été réalisée par le calcul du coefficient de variation (CV) et de l'erreur standard de mesure (SEM) afin d'évaluer la reproductibilité des mesures. Le niveau de significativité a été fixé à  $P < 0,05$ . Les résultats sont présentés de la manière suivante : Moyenne (Ecart-type).

## Résultats

Une très bonne reproductibilité des paramètres micro-architecturaux et architecturaux évalués à partir du tenseur de diffusion et de la tractographie a été démontrée pour l'ensemble des muscles de la jambe sur la base des faibles CVs et SEMs caractérisés et présentés dans la Table 1.

L'erreur de mesure de l'angle de pennation se révèle un peu plus importante que celle observée pour les autres paramètres. Cette erreur peut être liée à une variabilité induite par le relâchement du muscle (angle du pied à  $\sim 20^\circ$ ).

Par ailleurs, les résultats caractérisés pour le muscle FHL montrent une erreur supérieure à celle observée pour les autres muscles. Cette différence est associée à un volume musculaire faible pour FHL dans la zone d'exploration.

Table 1 : Coefficient de variation (CV) et erreur standard de mesure (SEM) pour les paramètres de microarchitecture et d'architecture des muscles de la jambe

Muscle	Paramètre	Test 1	Test 2	SEM	CV (%)
GL	FA	0,225 (0,011)	0,225 (0,017)	0,01	5,6
	MD ( $\cdot 10^{-3}$ , mm <sup>2</sup> /s)	1,597 (0,058)	1,595 (0,028)	0,04	5,1
	$L_F$ (mm)	55 (10)	54 (7)	3	5,6
	$\theta$ ( $^\circ$ )	25 (4)	24 (5)	3	13,8
GM	FA	0,219 (0,014)	0,211 (0,011)	0,01	4,1
	MD	1,565 (0,034)	1,549 (0,041)	0,03	1,5
	$L_F$	54 (5)	51 (6)	3	5,5
	$\theta$	34 (4)	34 (2)	3	8,9
SO	FA	0,215 (0,012)	0,214 (0,011)	0,01	3,0
	MD	1,589 (0,046)	1,581 (0,033)	0,02	1,1
	$L_F$	39 (5)	39 (5)	1	2,8
	$\theta$	36 (3)	35 (4)	1	4,0
FHL	FA	0,297 (0,042)	0,288 (0,043)	0,04	16,4
	MD	1,735 (0,068)	1,727 (0,135)	0,12	7,4
	$L_F$	18 (6)	18 (6)	1	6,5
	$\theta$	25 (8)	22 (3)	3	22,1
TP	FA	0,260 (0,014)	0,257 (0,014)	0,01	1,0
	MD	1,667 (0,032)	1,652 (0,042)	0,02	1,0
	$L_F$	48 (9)	47 (7)	3	8,1
	$\theta$	24 (3)	24 (3)	2	7,6
FDL	FA	0,264 (0,019)	0,260 (0,012)	0,01	5,0
	MD	1,600 (0,056)	1,582 (0,065)	0,04	2,4
	$L_F$	25 (3)	26 (3)	2	9,5
	$\theta$	21 (5)	19 (3)	3	9,6
POP	FA	0,263 (0,027)	0,267 (0,039)	0,01	4,6
	MD	1,567 (0,074)	1,555 (0,059)	0,06	4,0
	$L_F$	19 (2)	19 (2)	1	3,2
	$\theta$	39 (7)	38 (6)	4	12,8
LCLL	FA	0,278 (0,023)	0,271 (0,018)	0,01	3,9
	MD	1,707 (0,054)	1,705 (0,074)	0,05	1,6
	$L_F$	53 (5)	52 (9)	4	9,4
	$\theta$	30 (4)	29 (4)	4	14,2
ACL	FA	0,279 (0,019)	0,271 (0,015)	0,01	3,5
	MD	1,648 (0,046)	1,657 (0,070)	0,04	2,9
	$L_F$	81 (8)	82 (8)	3	4,4
	$\theta$	19 (3)	17 (3)	1	8,4

GL: gastrocnemius lateralis, GM: gastrocnemius medialis, SO: soleus, FHL: flexor hallucis longus, FDL: flexor digitorum longus, TP: tibialis posterior, POP: popliteus, LCLL: lateral compartment of the lower leg, ACL: anterior compartment of the lower leg.

## Conclusion

L'évaluation haute résolution du tenseur de diffusion réalisée dans cette étude permet d'envisager une **évaluation indirecte de la fonction musculaire** via la caractérisation de la surface transversale physiologique (*i.e.*, calculée à partir du **volume** et de **l'architecture musculaire**) du muscle, reconnue pour être représentative des **capacités de production de force du muscle**. L'imagerie du tenseur de diffusion par **IRM 7T** apparaît **très intéressante pour le diagnostic des altérations tissulaires** associées à des  **Blessures et/ou des maladies neuromusculaires** et la caractérisation de l'impact de ces altérations sur la fonction musculaire.

## Bibliographie

- [1] Fukunaga T. et al. (2001). Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand.* 172:249-55.
- [2] Lieber RL., Friden J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve.* 23:1647-66.
- [3] Fukunaga T. et al. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol.* 80:158-65.
- [4] Damon BM. et al. (2012). Polynomial fitting of DT-MRI fiber tracts allows accurate estimation of muscle architectural parameters. *Magn Reson Imaging.* 30:589-600.

