



**HAL**  
open science

# Développement et application de l'IRM dynamique dans le domaine musculo-squelettique

Marc Garetier

► **To cite this version:**

Marc Garetier. Développement et application de l'IRM dynamique dans le domaine musculo-squelettique. Médecine humaine et pathologie. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2020. Français. NNT : 2020BRES0023 . tel-03170853

**HAL Id: tel-03170853**

**<https://theses.hal.science/tel-03170853>**

Submitted on 16 Mar 2021

**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.

# THESE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE  
DE BRETAGNE OCCIDENTALE

ECOLE DOCTORALE N° 605

*Biologie Santé*

Spécialité : « *Analyse et Traitement de l'Information et des Images Médicales* »

Par

**Marc GARETIER**

**Développement et applications de l'IRM dynamique dans le domaine musculo-squelettique**

Thèse présentée et soutenue à Brest, le 09 juin 2020

Unité de recherche : LaTIM INSERM UMR 1101

## Rapporteurs avant soutenance :

**Anne COTTEN** Professeur, Université Lille

**Jean-Luc DRAPE** Professeur, Université Paris Descartes

## Composition du jury :

Présidente du jury  
**Marion AUBOIN-LAHUTTE** Professeur, Ecole du Val-de-Grâce

**Bhushan BOROTIKAR** Ingénieur de recherche,  
LaTIM INSERM UMR 1101

**Anne COTTEN** Professeur, Université Lille

**Jean-Luc DRAPE** Professeur, Université Paris Descartes

Directeur de thèse  
**Douraïed BEN SALEM** Professeur, Université de Bretagne Occidentale

Co-directeur de thèse  
**François ROUSSEAU** Professeur, Institut Mines Telecom

*« Le mouvement est le principe de toute vie »*

Léonard de Vinci (1452-1519)

## Remerciements

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé et soutenu au cours de la préparation de cette thèse.

Merci au Professeur Douraïed Ben Salem, co-directeur de thèse, qui m'a guidé et conseillé depuis mon internat dans mes travaux scientifiques et qui m'a donné l'opportunité de m'investir dans des domaines innovants en imagerie.

Merci au Professeur François Rousseau, co-directeur de thèse, pour son accueil bienveillant. Ses explications toujours très claires et accessibles m'ont permis de comprendre des notions qui me semblaient plutôt abstraites au début de ce travail.

Merci au Professeur Marion Auboin-Lahutte, présidente du jury, pour la confiance accordée et pour ses encouragements.

Merci aux Professeurs Anne Cotten et Jean-Luc Drapé, rapporteurs, qui m'ont fait l'honneur de juger ce travail.

Merci aux membres du LaTIM, en particulier à Bhushan Borotikar, qui m'a accompagné tout au long de ce travail et m'a fait partager son expertise dans le domaine de l'IRM dynamique, au Professeur Sylvain Brochard, à Karim Makki et à Christelle Pons, pour les échanges fructueux que nous avons pu avoir ensemble.

Merci au Professeur Dominique Le Nen, pour ses enseignements et ses conseils dans les différentes étapes de cette thèse, et pour m'avoir fait partager sa passion pour Léonard de Vinci.

Merci à la grande famille de l'Hôpital d'Instruction des Armées Clermont-Tonnerre, en particulier au Professeur Jean Rousset qui m'a toujours soutenu et guidé dans ma carrière, à ma collègue et amie Sandra Chinellato qui profite à présent du ciel bleu de la rade de Toulon, à Ronan Grimandi pour nos précieux échanges sur une table de

rééducation, à Ophélie Sabardu pour son aide dans ce travail, et à l'ensemble du personnel du service d'imagerie médicale.

Merci aux manipulateurs en IRM du CHRU de Brest pour leur implication dans la mise en place et la réalisation des séquences dynamiques.

Merci à l'équipe du laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine de Brest, en particulier à Pierre Ta, pour son aide dans les travaux de dissection.

Merci aux chirurgiens brestois impliqués dans le projet, en particulier à Nicolas Poirier.

Merci aux équipes de Philips Healthcare, GE Healthcare et Siemens Healthineers pour leurs conseils et leur participation dans l'adaptation des séquences en IRM.

Merci à mon épouse Cécile pour son soutien et son amour indéfectible, à ma famille et à mes amis.

Merci à mes enfants pour me rappeler au quotidien mes engagements en tant que père de famille.

*It's a long road*

*And it's hard as hell*

*Tell me what do you do*

*To survive*

« It's a long road », Dan Hill (First Blood)

## Liste des abréviations

|              |   |
|--------------|---|
| <b>3D</b>    | 3 Dimensions  |
| <b>ALARA</b> | <i>As Low As Reasonably Achievable</i>                              |
| <b>CHRU</b>  | Centre Hospitalier Régional Universitaire                           |
| <b>DF</b>    | Droit Fémoral   |
| <b>EGR</b>   | Écho de Gradient Rapide   |
| <b>HASTE</b> | <i>Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo imaging</i> |
| <b>IPD</b>   | Inter-Phalangienne Distale  |
| <b>IPP</b>   | Inter-Phalangienne Proximale  |
| <b>IRM</b>   | Imagerie par Résonance Magnétique                                   |
| <b>MCP</b>   | MétaCarpo-Phalangienne  |
| <b>FPD</b>   | Fléchisseur Profond des Doigts                                      |
| <b>FSD</b>   | Fléchisseur Superficiel des Doigts                                  |
| <b>RCB</b>   | Rapport Contraste sur Bruit   |
| <b>RSB</b>   | Rapport Signal sur Bruit  |
| <b>TAM</b>   | <i>Total Active Motion</i>  |
| <b>TE</b>    | Temps d'Écho  |
| <b>TR</b>    | Temps de Répétition   |
| <b>UFGE</b>  | <i>Ultra Fast Gradient Echo</i>                                     |
| <b>VI</b>    | Vaste Intermédiaire   |
| <b>VL</b>    | Vaste Latéral   |
| <b>VM</b>    | Vaste Médial  |

# Table des matières

|  |           |
|--|-----------|
| <b>LISTE DES ABREVIATIONS.....</b>   | <b>5</b>  |
| <b>TABLE DES MATIERES.....</b>   | <b>6</b>  |
| <b>INTRODUCTION GENERALE .....</b>   | <b>8</b>  |
| <b>1 PRINCIPES DE L'IRM, APPLICATION A L'ANALYSE DU MOUVEMENT ET COMPARAISON AVEC LES AUTRES TECHNIQUES D'IMAGERIE.....</b>                              | <b>14</b> |
| 1.1 BASES PHYSIQUES DE L'IRM [24] .....  | 14        |
| 1.1.1 Magnétisme nucléaire.....  | 14        |
| 1.1.2 Excitation.....  | 15        |
| 1.1.3 Relaxation et mesure du signal.....  | 16        |
| 1.1.4 Codage spatial.....  | 17        |
| 1.1.5 Plan de Fourier et formation de l'image.....   | 18        |
| 1.1.6 Séquence de base : la séquence d'écho de spin.....   | 21        |
| 1.1.7 La séquence d'écho de gradient.....  | 22        |
| 1.2 IRM DYNAMIQUE MUSCULO-SQUELETTIQUE .....   | 27        |
| 1.2.1 Imagerie incrémentale .....  | 27        |
| 1.2.2 Imagerie synchronisée au mouvement.....  | 27        |
| 1.2.3 Imagerie temps réel .....  | 31        |
| 1.2.4 Conditions d'acquisition.....  | 32        |
| 1.2.5 Applications.....  | 33        |
| 1.3 AUTRES TECHNIQUES D'IMAGERIE POUR L'ANALYSE DU MOUVEMENT.....  | 33        |
| 1.3.1 Fluoroscopie.....  | 33        |
| 1.3.2 Scanner.....   | 35        |
| 1.3.3 Échographie .....  | 38        |
| <b>2 ADAPTATION DES SEQUENCES D'ECHO DE GRADIENT POUR L'IRM DYNAMIQUE OSTEO-ARTICULAIRE.....</b>   | <b>41</b> |
| 2.1 IRM DYNAMIQUE POUR L'EVALUATION DES ARTICULATIONS A 1.5T ET 3.0T : INSTALLATION, PROTOCOLES ET SEQUENCES TEMPS REEL (ARTICLE 1) .....                | 41        |
| 2.2 ÉVALUATION ET COMPARAISON DE LA QUALITE DES IMAGES ENTRE DEUX SEQUENCES TEMPS REEL POUR L'IRM DYNAMIQUE DES ARTICULATIONS DISTALES (ARTICLE 2) ..... | 55        |
| 2.3 VALIDATION DES SEQUENCES TEMPS REEL POUR L'ACQUISITION DE DONNEES BIOMECANIQUES .....  | 76        |
| 2.4 SYNTHESE.....  | 80        |
| <b>3 UTILISATION DES SEQUENCES DYNAMIQUES TEMPS REEL POUR L'ANALYSE ARTICULAIRE : APPLICATION AUX DOIGTS LONGS.....</b>                                  | <b>81</b> |
| 3.1 UNE ANATOMIE COMPLEXE .....  | 81        |
| 3.1.1 Squelette [145].....   | 81        |
| 3.1.2 Articulation [145,146].....  | 82        |
| 3.1.3 Muscles et tendons [146,147].....  | 83        |
| 3.1.4 Innervation [148].....   | 86        |
| 3.1.5 Vascularisation [146].....   | 86        |
| 3.2 UN GESTE FIN.....  | 87        |
| 3.2.1 Biomécanique des chaînes digitales [146].....  | 87        |
| 3.2.2 Repères biomécaniques.....   | 88        |
| 3.2.3 Données biomécaniques quantitatives.....   | 89        |
| 3.2.4 Relation amplitude articulaire, bras de levier et course du tendon .....   | 94        |
| 3.3 ÉVALUATION DE LA CINEMATIQUE DU DOIGT PAR IRM DYNAMIQUE TEMPS REEL.....  | 97        |
| 3.3.1 Étude in vivo.....   | 98        |
| 3.3.2 Étude cadavérique.....   | 106       |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| 3.3.3    | <i>Discussion</i> .....  | 116        |
| 3.3.4    | <i>Conclusion de la partie</i> .....   | 122        |
| 3.4      | APPLICATION A LA MOBILITE DU TENDON FLECHISSEUR OPERE : PROTOCOLE D'ETUDE .....            | 123        |
| 3.4.1    | <i>Rationnel</i> .....   | 123        |
| 3.4.2    | <i>Objectifs</i> .....   | 127        |
| 3.4.3    | <i>Méthodologie</i> .....  | 128        |
| 3.4.4    | <i>Discussion et conclusion</i> .....  | 136        |
| <b>4</b> | <b>UTILISATION DES SEQUENCES DYNAMIQUES POUR L'ANALYSE DE LA FONCTION MUSCULAIRE</b> ..... | <b>137</b> |
| 4.1      | PHYSIOLOGIE DE LA CONTRACTION DU MUSCLE STRIE SQUELETTIQUE [222] .....                     | 137        |
| 4.2      | ANATOMIE [223].....  | 139        |
| 4.3      | INTERET DE L'IRM POUR L'EXPLORATION DU MUSCLE.....   | 140        |
| 4.4      | ÉVALUATION DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE PAR IRM DYNAMIQUE TEMPS REEL .....                 | 142        |
| 4.4.1    | <i>Matériels et méthode</i> .....  | 142        |
| 4.4.2    | <i>Résultats</i> .....   | 148        |
| 4.4.3    | <i>Discussion</i> .....  | 151        |
| 4.5      | CONCLUSION DE LA PARTIE .....  | 154        |
|          | <b>CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES</b> .....   | <b>156</b> |
|          | <b>REFERENCES DE LA THESE</b> .....  | <b>159</b> |
|          | <b>ANNEXES</b> .....   | <b>181</b> |
| ANNEXE 1 | .....  | 181        |
| ANNEXE 2 | .....  | 189        |
| ANNEXE 3 | .....  | 192        |
|          | <b>Liste des publications</b> .....  | <b>204</b> |

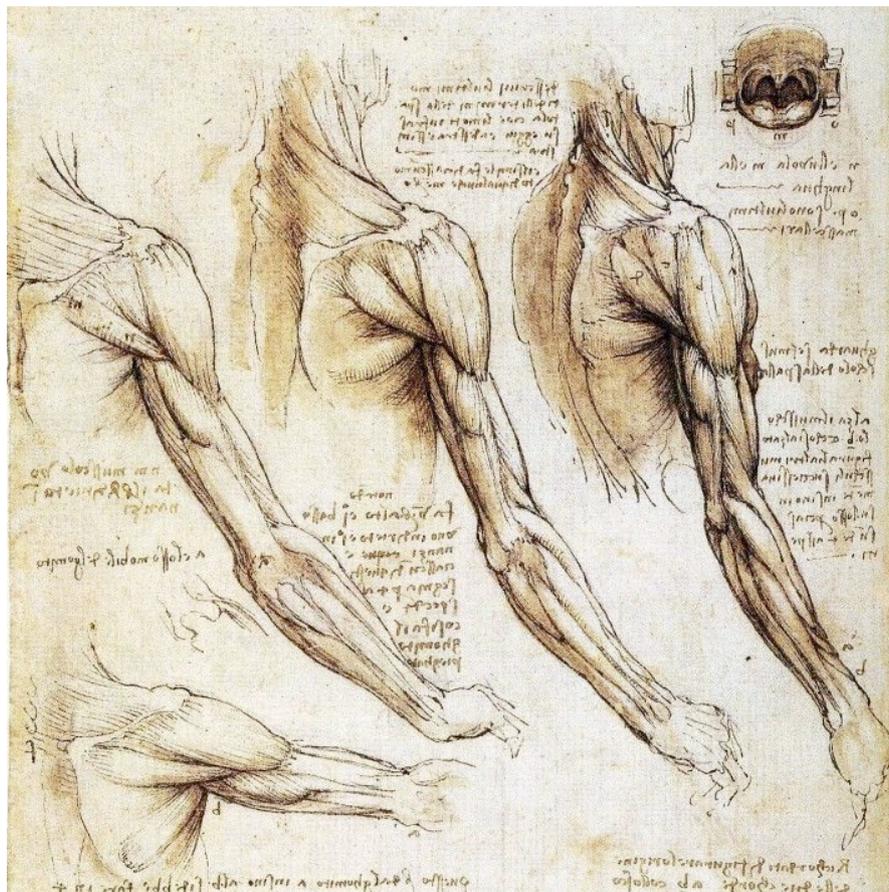
## Introduction générale

L'appareil musculo-squelettique correspond à l'ensemble des structures de l'organisme (os, cartilage, ligament, muscle, tendon,...) qui permettent la réalisation mécanique d'un mouvement, distinguant ainsi l'être vivant mobile de l'objet inerte. Les troubles musculo-squelettiques retentissent sur le fonctionnement de cet appareil et vont avoir des conséquences au quotidien en limitant le déplacement et l'interaction de l'individu avec son environnement, d'où un impact significatif sur la qualité de vie. Ces troubles sont très fréquents dans notre société, souvent intriqués avec d'autres pathologies, comme l'obésité ou des troubles psychiatriques [1]. Elles engendrent un coût économique important par la prise en charge résultante. Leur coût direct et indirect était ainsi estimé à 213 mille milliards de dollars en 2011 aux Etats-Unis, soit 1.4% du Produit Intérieur Brut [2]. Les troubles musculo-squelettiques correspondent à la 2<sup>ème</sup> cause d'années vécues avec incapacité après les troubles mentaux et comportementaux [3], et leur impact augmente d'année en année [4]. Les affections musculo-squelettiques concernent tous les âges et toutes les catégories socio-professionnelles [2,3]. Les militaires représentent une population particulièrement touchée par les troubles musculo-squelettiques [5], compte tenu d'une activité physique intense, du port d'un équipement lourd, et de l'engagement dans des conditions extrêmes (désert, jungle,...). Ces troubles constituent la première cause d'arrêt de travail dans un régiment de l'Armée de Terre en France [6]. La prévention et la reconnaissance précoce de ces affections par une meilleure connaissance des phénomènes physiologiques et pathologiques sont essentielles pour le maintien de la capacité opérationnelle des armées.

Le dysfonctionnement d'un des éléments de l'appareil locomoteur ou de sa commande nerveuse va se répercuter sur le mouvement résultant lors de la mise en œuvre de cet appareil. Il est important de pouvoir observer et analyser ce mouvement dans des conditions normales et pathologiques, afin de comprendre les conséquences de la perturbation du système musculo-squelettique et de pouvoir les corriger pour rétablir une fonction proche ou équivalente de celle observée à l'état normal.

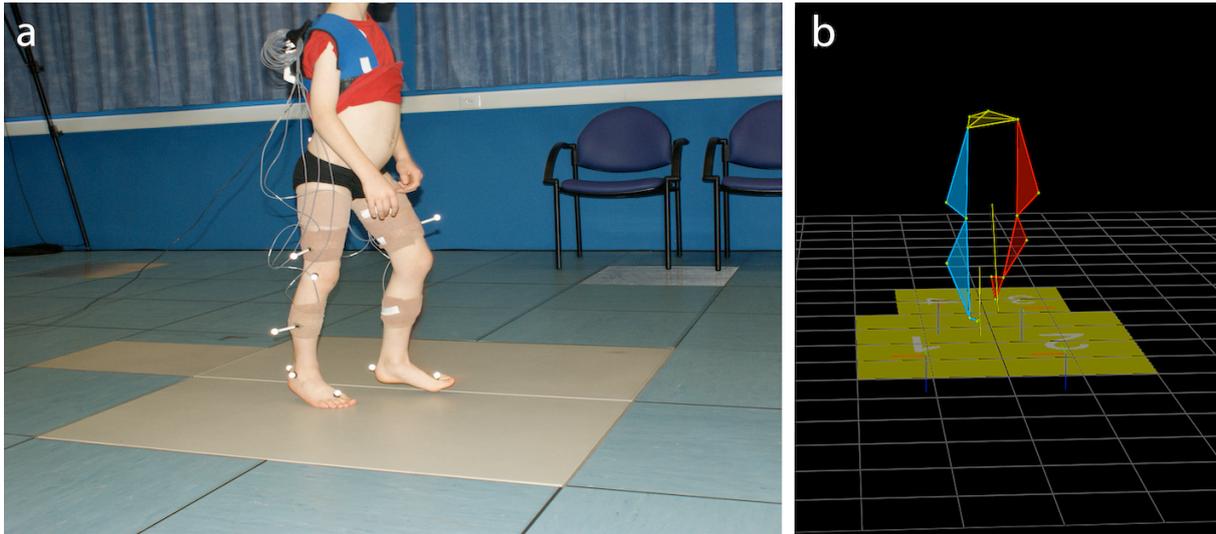
Jusqu'à la Renaissance, la connaissance du mouvement humain se basait sur les travaux d'Aristote et de Galien, fondés sur l'étude de l'anatomie et du mouvement des animaux.

Le développement de la dissection de cadavres humains à partir du XV<sup>e</sup> siècle et l'intérêt des peintres florentins pour la représentation fidèle et sublimée du corps humain vont permettre de mieux connaître l'anatomie humaine. Pour Léonard de Vinci (1452-1519), la connaissance de l'anatomie est indissociable de la compréhension du fonctionnement mécanique du corps humain. L'étude de l'anatomie ne se limite pas à la description des structures anatomiques, mais doit permettre de comprendre le mouvement résultant de leur mise en action et de leurs interactions. Il va ainsi expliquer la fonction musculo-tendineuse par la notion de bras de levier, évoquer le rôle des poulies de réflexion dans l'action des tendons fléchisseurs digitaux, ou étudier le mécanisme de pronosupination. La représentation d'un membre dans des positions successives lors d'une action, ainsi que la représentation de différentes positions anatomiques superposées comme l'homme de Vitruve vont donner l'illusion du mouvement (Fig. i.1). Léonard de Vinci va appliquer dans la peinture ses travaux sur l'anatomie et le mouvement, afin de mettre en rapport le geste avec l'anatomie et de donner une impression de déplacement dans ses toiles [7].



**Figure i.1** : *Muscles de l'épaule, du bras et du cou* (Léonard de Vinci, 1510. Royal Library, château de Windsor, Royaume-Uni).

L'invention de la photographie puis du cinéma va permettre de visualiser le mouvement réalisé en conditions réelles et de le décomposer en phases successives pour l'analyser. L'analyse cinématique du mouvement repose actuellement sur différentes méthodes comme l'enregistrement vidéo, les systèmes à capture optique avec marqueurs passifs, les systèmes à cellules photosensibles et capteurs actifs, la capture magnétique, la capture mécanique à l'aide d'un exosquelette ou encore des centrales inertielles ou des capteurs à fibres optiques [8]. Les systèmes à capture optique utilisant des marqueurs passifs sont les plus largement utilisés pour l'analyse cinématique du mouvement humain. Ils reposent sur l'utilisation de caméras équipées de couronnes de diodes émettant un rayonnement stroboscopique et de marqueurs positionnés sur le corps réfléchissant le rayonnement émis. Ces marqueurs sont repérés sélectivement grâce à ce rayonnement réfléchi par les caméras équipées d'un filtre sur l'objectif, et peuvent être suivis au cours du mouvement. La détermination de la position des marqueurs dans l'espace nécessite au moins deux caméras. Les marqueurs sont positionnés sur des points anatomiques de référence, localisés par palpation externe lorsqu'ils sont sous-cutanés ou par des méthodes indirectes d'estimation lorsqu'ils sont profonds. Leur repérage va permettre de déterminer des segments corporels et ainsi d'estimer leur translation et leur rotation au cours du mouvement (Fig. i.2) [8]. Cependant cette méthode permet une estimation du déplacement des segments osseux, mais souffre de limites liées aux marqueurs (occlusion, erreur de repérage après croisement), aux possibles erreurs instrumentales de détermination des coordonnées spatiales, mais aussi au positionnement en surface des marqueurs (artefacts des tissus mous, erreur de positionnement) [8]. Elle ne visualise pas directement le déplacement des os, et encore moins celui des parties molles, notamment des tendons et des ligaments.



**Figure i.2 :** *Analyse cinématique de la marche chez un enfant équipé de capteurs passifs de surface (a) et modélisation 3D (b) (photographies Mathieu Lempereur, INSERM UMR 1101 LaTIM, Brest).*

L'imagerie médicale permet de visualiser *in vivo* les structures qui composent le corps humain, tout en respectant leur architecture et leurs rapports à la différence de la dissection. Elle joue un rôle essentiel pour le diagnostic et la prise en charge des affections ostéo-articulaires, en permettant une analyse des structures anatomiques en fonction de la modalité employée (radiographie, échographie, scanner, IRM), afin de rechercher une lésion pathologique, le plus souvent dans des conditions statiques. Ces techniques peuvent cependant être adaptées afin de visualiser et d'analyser le mouvement des structures anatomiques au sein d'une fenêtre d'intérêt. Cette possibilité est fortement dépendante du nombre d'images acquises par unité de temps ou cadence image, et donc du temps d'acquisition par image, afin de recomposer le mouvement de manière fluide à l'aide des phases successives obtenues.

L'Imagerie par Résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie mise au point dans les années 1970 par Paul Lauterbur (1929-2007) et Sir Peter Mansfield (1933-2017). Cette modalité d'imagerie non irradiante et non invasive permet de visualiser sur un large champ d'acquisition les différentes structures qui composent l'appareil locomoteur. La première structure du corps humain à avoir été analysée en mouvement en IRM était le cœur, dont l'analyse de la contraction est indispensable pour l'évaluation de son fonctionnement. Les premières séquences ne permettaient pas d'obtenir une image du cœur sans artefact cinétique, et encore moins de visualiser son mouvement,

car le temps d'acquisition par image était plus long que la période du cycle cardiaque. La synchronisation de l'acquisition des images avec le rythme cardiaque pendant plusieurs cycles a permis de reconstruire rétrospectivement une image du cœur analysable ainsi que son mouvement [9,10]. Les séquences pouvant être utilisées pour l'analyse du mouvement en IRM sont en constant développement et ont été appliquées à l'appareil ostéo-articulaire, en premier lieu à l'articulation temporo-mandibulaire [11] puis à d'autres articulations comme le genou [12] ou la cheville [13]. Elles ont par la suite été étendues à l'étude d'autres mouvements du corps humain comme la phonation [14], la déglutition [15], le péristaltisme digestif [16], les prolapsus pelviens [17], ou les mouvements du fœtus [18].

L'IRM du mouvement regroupe plusieurs types de séquences (écho de gradient, contraste de phase, *tagging*,...) et différentes appellations (IRM dynamique, ciné-IRM, IRM temps réel, ...) [19]. Ainsi que le proposent Sheehan et Smith, nous retiendrons la dénomination d'**IRM dynamique** pour l'analyse du mouvement en IRM de manière générale [20], ce terme étant également utilisé pour la visualisation de la progression du produit de contraste dans les vaisseaux sanguins [21]. Le terme « ciné » renvoie quant à lui au défilement d'images successives reconstituant le mouvement [22]. Par ailleurs, la dynamique en biomécanique est définie comme l'étude des relations entre le mouvement et les causes qui le produisent, à la différence de la cinématique qui est l'étude du mouvement d'un corps indépendamment des causes qui le produisent. L'IRM dynamique peut donc être définie comme l'étude en IRM des structures du corps en mouvement afin de déterminer les caractéristiques du déplacement induit et la cause de son altération.

Il nous est cependant apparu que l'IRM dynamique reste peu employée dans le domaine musculo-squelettique en routine clinique compte tenu de certaines limites :

- multiplicité des séquences et confusion des dénominations,
- pas de standardisation des séquences utilisées pour cette application,
- difficulté de mise en œuvre (conditions de réalisation du mouvement lors de l'acquisition, appareillage),
- amélioration de la résolution temporelle au détriment du signal et de la résolution spatiale.

Nos travaux se sont concentrés sur l'utilisation dans le domaine musculo-squelettique de séquences dynamiques **temps réel**, qui permettent la visualisation d'images acquises

de manière rapide et continue [23]. L'objectif de cette thèse est de déterminer les séquences d'IRM les plus adaptées pour l'acquisition en temps réel d'images sur l'appareil locomoteur en mouvement, ainsi que leurs contributions pour l'analyse de ce mouvement. Ces séquences doivent présenter une résolution temporelle et une qualité d'image suffisamment élevées pour être informatives. Elles pourraient permettre d'une part de mieux comprendre le fonctionnement de l'appareil musculo-squelettique par l'extraction de données biomécaniques obtenues *in vivo*, et d'autre part d'évaluer les structures impliquées dans une pathologie et leur dysfonctionnement afin de mieux les corriger. La contribution de ces séquences pour la prise en charge des patients nécessite qu'elles puissent être mises en œuvre dans les structures d'imagerie médicale.

La contribution de ce travail porte sur le développement de l'IRM dynamique temps réel en pratique courante et ses différentes applications dans le domaine musculo-squelettique. Le premier chapitre rappelle les bases physiques de l'IRM et ses possibilités pour l'analyse du mouvement musculo-squelettique en comparaison avec les autres modalités d'imagerie. Le deuxième chapitre porte spécifiquement sur l'adaptation des séquences écho de gradient pour l'analyse temps réel du mouvement des membres et fait l'objet de deux articles. Le premier article rappelle les paramètres de ces séquences utilisés dans la littérature pour cette application, ainsi que l'installation du patient. Le deuxième article porte sur l'évaluation de la qualité des images obtenues à l'aide des séquences temps réel. Le troisième chapitre présente l'application de cette technique d'IRM dynamique temps réel pour l'appréciation des paramètres biomécaniques du doigt en mouvement, en particulier sur l'estimation de la course du tendon fléchisseur. A partir de ce travail, nous avons mis en place un protocole de recherche clinique basé sur cette technique d'IRM dynamique pour l'évaluation des tendons fléchisseurs digitaux opérés (NCT03823755), qui est présenté à la fin de ce chapitre. Enfin, nous avons étudié l'application de l'IRM dynamique temps réel pour l'évaluation de la déformation musculaire lors de la contraction, qui fait l'objet du dernier chapitre.

# 1 Principes de l'IRM, application à l'analyse du mouvement et comparaison avec les autres techniques d'imagerie

## 1.1 Bases physiques de l'IRM [24]

L'IRM est une modalité d'imagerie basée sur la mise en résonance des protons d'hydrogène du corps humain placé dans un champ magnétique intense, et l'analyse du signal obtenu lors du retour à l'état d'équilibre.

### 1.1.1 Magnétisme nucléaire

Une particule animée d'un mouvement de rotation autour de son axe induit un moment cinétique dénommé *spin*. Les noyaux à nombre impair de nucléons (protons et neutrons) possèdent un moment magnétique intrinsèque lié au moment cinétique avec un vecteur d'aimantation microscopique aligné sur leur axe de rotation. Parmi les noyaux possédant des propriétés magnétiques, le **noyau d'hydrogène  $^1\text{H}$**  constitué d'un seul proton est à la base de l'IRM car notre organisme est composé en majorité de molécules d'eau, et donc d'atomes d'hydrogène et d'oxygène.

En l'absence de champ magnétique extérieur, les protons sont orientés de manière aléatoire et la somme des vecteurs d'aimantation microscopique est nulle. Dans l'IRM, les protons d'hydrogène, soumis à un champ magnétique  $\mathbf{B}_0^1$ , sont orientés dans la direction de ce champ magnétique selon l'axe Oz. Ils tournent autour de  $\mathbf{B}_0$  dans un sens parallèle ou antiparallèle, selon un mouvement de précession caractérisé par une fréquence angulaire dite de Larmor  $\omega_0$ , fonction du champ magnétique externe et du rapport gyromagnétique  $\gamma$  spécifique à chaque noyau, selon l'équation :

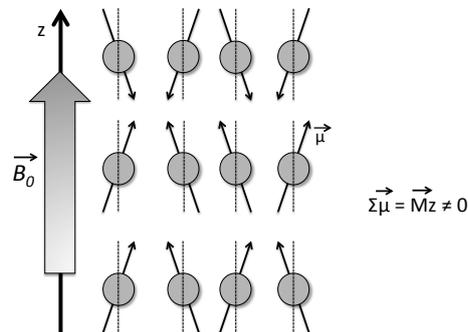
$$\omega_0 = \gamma B_0.$$

La somme des vecteurs d'aimantation microscopique est un vecteur d'aimantation macroscopique  $\mathbf{M}$  aligné dans la direction du champ magnétique  $\mathbf{B}_0$  à l'état d'équilibre,

---

<sup>1</sup> Un vecteur est noté en gras et en italique dans le texte.

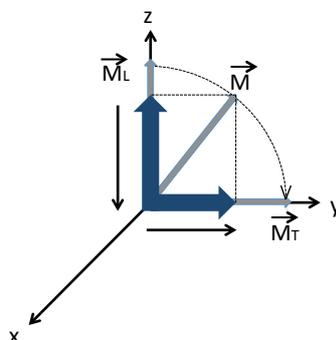
faisant apparaître une aimantation longitudinale sans composante transversale (Fig. 1.1).



**Figure 1.1 :** Orientation des protons dans la direction d'un champ magnétique externe auquel ils sont soumis selon l'axe Oz.

### 1.1.2 Excitation

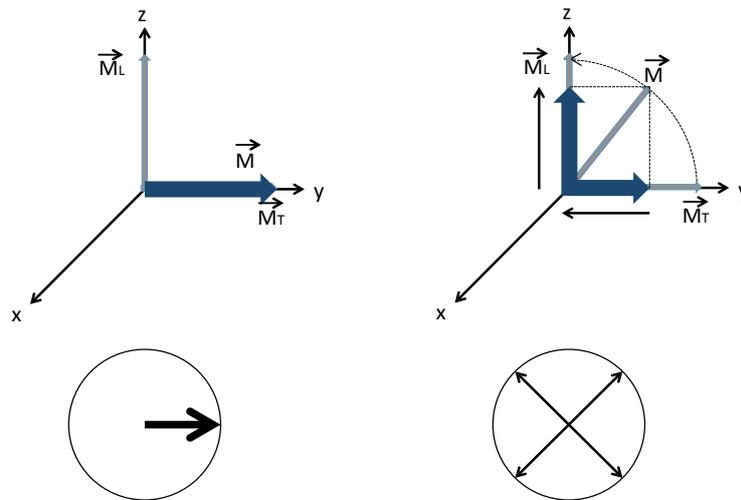
Une **onde radiofréquence**, correspondant à un champ magnétique  $B_1$  perpendiculaire à  $B_0$  et tournant à une fréquence égale à la fréquence de Larmor du proton d'hydrogène, va mettre les systèmes en **résonance**. Cette impulsion de radiofréquence, appliquée au cours d'une excitation, est responsable d'une bascule du vecteur  $M$  autour de  $B_1$  avec une mise en phase des protons dans le plan transversal, ce qui entraîne une diminution de l'aimantation longitudinale et une augmentation de l'aimantation transversale. L'aimantation transversale est maximale à la fin de l'application de l'impulsion radiofréquence (Fig. 1.2). L'application de ces impulsions de radiofréquence et leurs caractéristiques sont à la base des deux grandes familles de séquences en IRM : les séquences d'écho de spin et les séquences d'écho de gradient.



**Figure 1.2 :** Phénomène d'excitation. Une impulsion radiofréquence de  $90^\circ$  entraîne une bascule du vecteur  $M$  dans le plan transversal autour de  $B_1$ , avec une diminution de sa composante longitudinale  $M_L$  et une augmentation de sa composante transversale  $M_T$ .

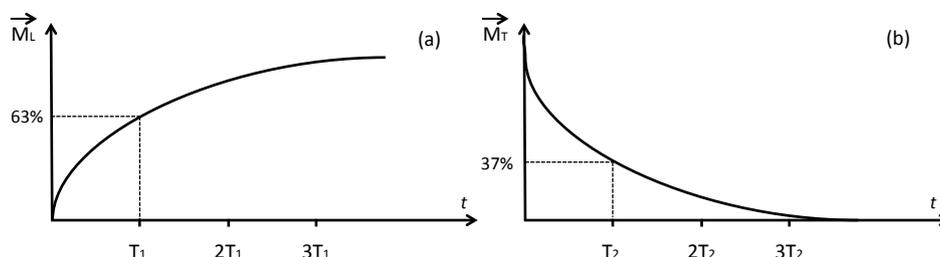
### 1.1.3 Relaxation et mesure du signal

A l'arrêt de l'impulsion, le vecteur d'aimantation  $\vec{M}$  retourne à l'état d'équilibre avec une augmentation de l'aimantation longitudinale, et une diminution de la composante transversale par déphasage des protons. La réduction de l'aimantation transversale est plus rapide que la repousse de l'aimantation longitudinale. Ce retour à l'état d'équilibre correspond aux phénomènes de **relaxation** qui vont dépendre de l'interaction des protons entre eux et avec leur environnement (Fig. 1.3).



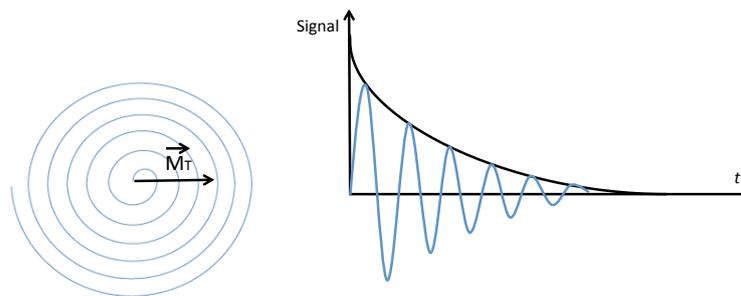
**Figure 1.3 :** Phénomènes de relaxation. Repousse de l'aimantation longitudinale et diminution de l'aimantation transversale avec déphasage des protons.

Le temps de relaxation longitudinale  $T_1$  correspond à 63% de la repousse de l'aimantation longitudinale d'un tissu et le temps de relaxation transversale  $T_2$  à 63% de la décroissance de son aimantation transversale (Fig. 1.4).



**Figure 1.4 :** Courbes exponentielles de croissance de l'aimantation longitudinale en fonction du  $T_1$  (a) et de décroissance de l'aimantation transversale en fonction du  $T_2$  (b).

La rotation de la composante transversale en décroissance par précession du vecteur d'aimantation  $\mathbf{M}$  autour du champ magnétique  $\mathbf{B}_0$  induit un champ magnétique ou onde de radiofréquence. Ce signal dit d'induction libre est recueilli par une antenne de réception sous forme d'un signal électrique sinusoïdal amorti selon l'exponentielle de temps  $T2^*$ , inférieur au temps  $T2$  et lié aux inhomogénéités du champ magnétique (Fig. 1.5).



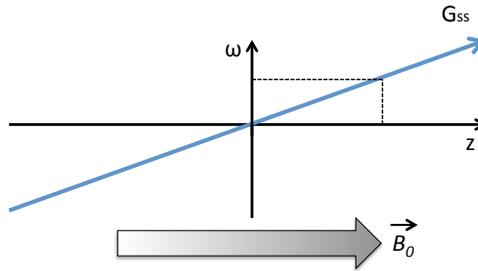
**Figure 1.5 :** *Signal d'induction libre. La rotation du vecteur d'aimantation transversale en décroissance est à l'origine d'un signal sinusoïdal amorti selon une exponentielle en  $T2^*$ .*

#### 1.1.4 Codage spatial

Le signal recueilli ne contient pas d'information spatiale, d'où la nécessité d'un codage spatial à l'aide de **gradients** de champ magnétique. Un gradient correspond à un champ magnétique de faible intensité qui varie linéairement et va s'ajouter au champ magnétique  $\mathbf{B}_0$ . Trois gradients appliqués dans des directions orthogonales différentes permettent d'obtenir un codage spatial de l'image :

- le gradient de sélection de coupe  $G_z$  ou  $G_{ss}$ ,
- le gradient de codage de phase  $G_y$  ou  $G_\varphi$ ,
- le gradient de codage de fréquence  $G_x$  ou  $G_\omega$ .

Le gradient de sélection de coupe dans la direction  $z$  permet de sélectionner dans le volume un plan de coupe perpendiculaire à la direction d'application du gradient. Comme ce gradient se superpose au champ magnétique  $\mathbf{B}_0$ , il se produit une variation linéaire de la fréquence de précession des protons selon l'axe du champ magnétique. Seul le plan dont la fréquence est identique à celle de l'impulsion radiofréquence entrera en résonance et pourra contribuer à la formation de l'image (Fig. 1.6). Ce gradient peut être appliqué dans toutes les directions de l'espace.



**Figure 1.6 :** *Modification de la fréquence de précession des protons ( $\omega$ ) après application d'un gradient de sélection de coupe ( $G_{ss}$ ) selon l'axe  $z$ .*

L'application d'un gradient modifie linéairement la fréquence de précession des protons perpendiculairement à son axe ainsi que leur phase, ce déphasage persistant après application du gradient. Ces modifications vont permettre de coder le signal au sein du plan de coupe sélectionné selon la fréquence des protons dans la direction  $x$  et selon leur décalage de phase dans la direction  $y$ . La variation de la fréquence des protons dans le plan de coupe s'arrêtant avec l'application du gradient, le codage en fréquence doit être réalisé au moment de la réception du signal, d'où sa dénomination de gradient de lecture. Il faudra par ailleurs compenser le déphasage des protons induits par les gradients de sélection de coupe et de fréquence, entraînant une diminution du signal, à l'aide d'un gradient bipolaire ou gradient avec deux lobes de même amplitude mais de signe opposé. Le gradient de lecture possède un deuxième lobe positif appliqué pendant une durée double par rapport au premier lobe négatif, afin de permettre la lecture du signal au moment où les protons sont en phase (écho de gradient). L'écho est centré sur le milieu de ce deuxième lobe.

### 1.1.5 Plan de Fourier et formation de l'image

Le codage en fréquence et en phase permet une analyse du signal selon un mode cartésien dans le plan fréquentiel dénommé **plan de Fourier** ou espace  $k$ .

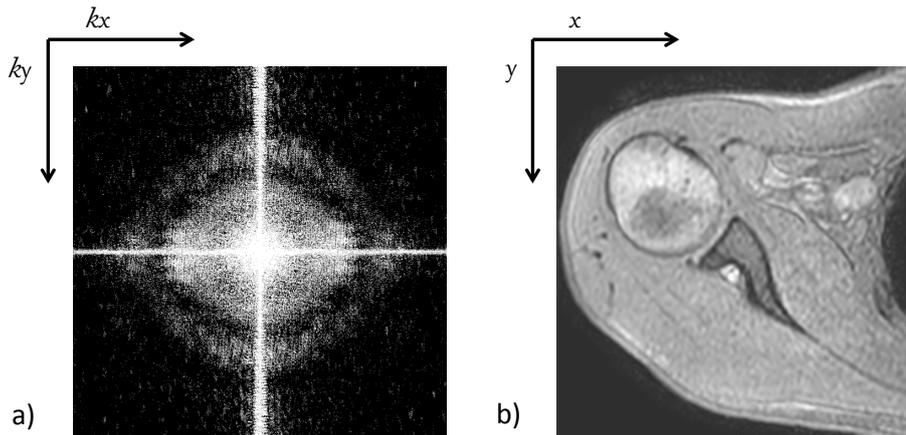
La transformée de Fourier  $F(\omega)$  va ainsi permettre d'obtenir les données dans le plan fréquentiel à partir du signal  $f(t)$ , en substituant le domaine temporel par le domaine spatial :

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-i2\pi\omega t} dt$$

Le gradient de fréquence génère l'information pour une ligne du plan de Fourier, la lecture du centre de l'écho devant coïncider avec la partie centrale de l'espace pour apporter le maximum de signal. Un gradient de codage de phase différent génère une information sur une ligne différente du plan de Fourier. Il faut donc appliquer autant de gradients de phase d'amplitude différente que l'on souhaite remplir de lignes du plan de Fourier.

Le déphasage induit par les gradients de champ est plus important en périphérie du plan de Fourier, ce qui correspond à une variation rapide de la phase des protons ou haute fréquence, mais entraîne une baisse de signal. Le déphasage est plus faible au centre du plan de Fourier et permet d'obtenir un signal élevé, avec une variation lente de la phase des protons ou basse fréquence. Le centre du plan de Fourier apporte donc l'information sur le contraste alors que la périphérie de cet espace apporte le détail de l'image. Chaque point de l'espace de Fourier contient une partie de l'information de l'image entière (Fig. 1.7). La reconstruction de l'image à partir du plan de Fourier est réalisée à l'aide de la transformée de Fourier inverse :

$$f(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega)e^{i2\pi\omega t} d\omega$$

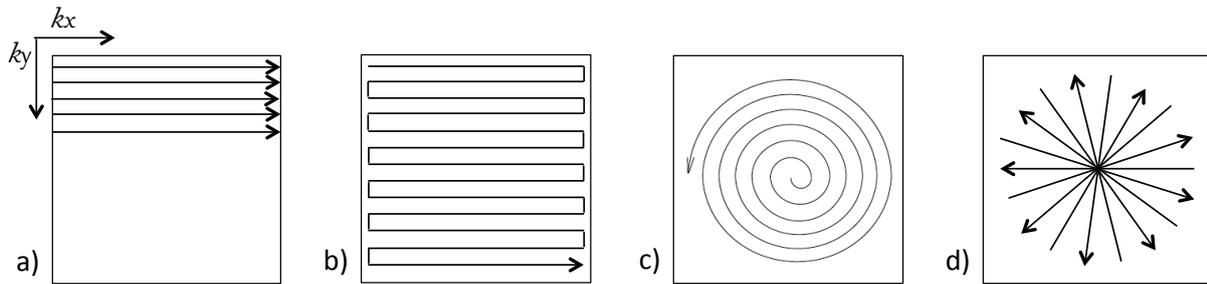


**Figure 1.7 :** Données acquises dans l'espace  $k$  (a) et image reconstruite à partir de la transformée inverse de Fourier (b). Le balayage horizontal ( $x$ ) correspond au codage en fréquence et le balayage vertical ( $y$ ) au codage en phase.

Le mode de balayage du plan de Fourier que nous venons de décrire correspond au mode cartésien, avec un balayage des lignes du plan de Fourier dans le même sens. Il existe d'autres techniques de remplissage du plan de Fourier :

- balayage d'un demi-plan de Fourier et reconstruction par calcul de la seconde moitié en tenant compte de la symétrie de cet espace,
- balayage en spirale à partir du centre de l'espace,
- balayage radial composé de plusieurs lignes qui partent de la périphérie de l'espace et se croisent au centre.

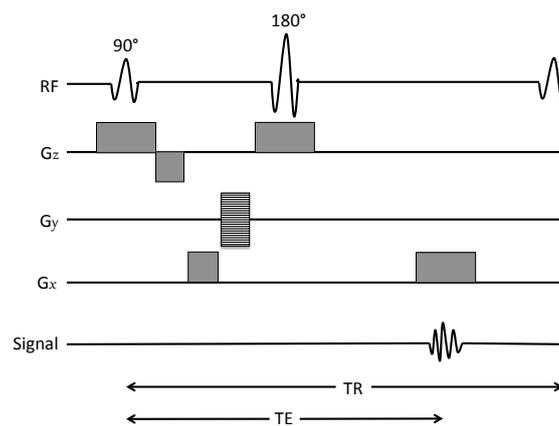
Par ailleurs, plusieurs lignes ou spirales peuvent être balayées en même temps avec la séquence *multishot*, de façon séquentielle ou entrelacée. L'ensemble de l'espace  $k$  peut être acquis après une seule excitation par séquence *single shot*, comme la séquence écho planar avec changement de direction du balayage à chaque ligne par alternance des gradients de lecture (Fig. 1.8). Le mode de balayage de l'espace  $k$  sélectionné aura des conséquences sur l'image obtenue et sera utilisé pour des applications spécifiques.



**Figure 1.8 :** Différents mode de balayage du plan de Fourier : cartésien (a), single shot (b), en spirale (c) et radial (d).

### 1.1.6 Séquence de base : la séquence d'écho de spin

La séquence d'écho de spin est liée à l'application d'une impulsion de radiofréquence permettant d'obtenir une bascule du vecteur d'aimantation  $\mathbf{M}$  de  $90^\circ$ , suivie d'une impulsion de radiofréquence de  $180^\circ$  à la moitié du **Temps d'Écho** (TE), ce paramètre correspondant au temps de mesure du signal. Cette seconde impulsion va compenser les déphasages des protons par bascule de  $180^\circ$  du vecteur d'aimantation transversale  $\mathbf{M}_T$ , responsable d'une oscillation croissante du signal d'induction libre jusqu'au TE où les protons sont rephasés, permettant de mesurer un signal dit d'écho de spin selon le temps T2 et ainsi s'affranchir des inhomogénéités de champ magnétique. L'impulsion radiofréquence de  $90^\circ$  va être répétée après un **Temps de Répétition** (TR), qui correspond à l'intervalle séparant deux impulsions de  $90^\circ$  (Fig. 1.9).



**Figure 1.9 :** Chronogramme de la séquence d'écho de spin.

Le TR conditionne la croissance ou repousse de l'aimantation longitudinale et le signal disponible avant chaque cycle. Il conditionne également le contraste en T1. Plus il sera

long, plus la repousse sera importante. Avec un TR long, les tissus vont récupérer leur aimantation longitudinale à l'équilibre et la différence de signal ne pourra plus être distinguée. Un TR court va ainsi pondérer la séquence en T1 alors qu'un TR long va « dépondérer » la séquence en T1. Le TE va conditionner le moment où le signal est mesuré lors de la décroissance de l'aimantation transversale selon le temps T2 du tissu et va ainsi pondérer la séquence en T2. Un TE long va permettre d'obtenir un contraste entre deux tissus en T2, alors qu'un TE court va « dépondérer » la séquence en T2.

Les différents paramètres de la séquence, du codage spatial et du remplissage du plan de Fourier vont conditionner le temps d'acquisition d'une image ou d'une coupe, et donc la durée d'une séquence. Ce temps d'acquisition par coupe est fonction :

- du temps avant de répéter une ligne du plan de Fourier, correspondant au temps entre deux impulsions initiales de 90° ou TR,
- du nombre de lignes du plan de Fourier (Np), correspondant au nombre de lignes de la matrice et donc au nombre d'incrémentations du gradient du codage de phase,
- du nombre d'excitation (Nex) correspondant au nombre de fois où l'on répète le remplissage du plan de Fourier pour améliorer le rapport signal sur bruit :

$$\text{Temps d'acquisition coupe} = \text{TR} \times \text{Np} \times \text{Nex}.$$

Cette durée d'acquisition peut être réduite grâce à la modification du mode de balayage du plan de Fourier (réduction du nombre de lignes à coder), à l'utilisation de la séquence d'écho de gradient (réduction du TR) ou au recours à l'imagerie parallèle.

### **1.1.7 La séquence d'écho de gradient**

Il est possible de raccourcir le TR et donc le temps d'acquisition en utilisant l'écho de gradient généré par le gradient de lecture bipolaire lorsque les spins sont en phase, associé à un **angle de bascule** réduit (<90°). Cet angle de bascule réduit maintient un niveau d'aimantation longitudinale résiduelle, permettant une repousse de cette aimantation longitudinale proche du niveau d'équilibre et l'obtention d'un signal élevé.

Il existe en effet un angle de bascule optimal  $\alpha$  (angle d'Ernst) permettant d'obtenir un signal maximal en fonction du TR et du T1 du tissu :

$$\alpha = \cos^{-1}(e^{-TR/T1})$$

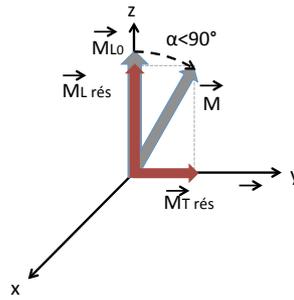
Il n'y a pas d'impulsion radiofréquence de  $180^\circ$  qui inverse la phase des spins dans la séquence d'écho de gradient contrairement à la séquence d'écho de spin. Le signal est recueilli selon l'exponentielle  $T2^*$  dans la séquence d'écho de gradient, plus sensible aux inhomogénéités de champ magnétique. Le TE est également réduit. Le TR étant nettement réduit, il ne pourra plus être utilisé pour distinguer un contraste T1. L'angle de bascule va conditionner le contraste en T1 (Fig. 1.10), et le TE le contraste en  $T2^*$  [24].



**Figure 1.10** : Modification du contraste en séquence d'écho de gradient rapide avec destruction de l'aimantation transversale en fonction de l'angle de bascule. Le contraste est proche d'une pondération T1 avec l'augmentation de l'angle de bascule ( $\alpha$ ).

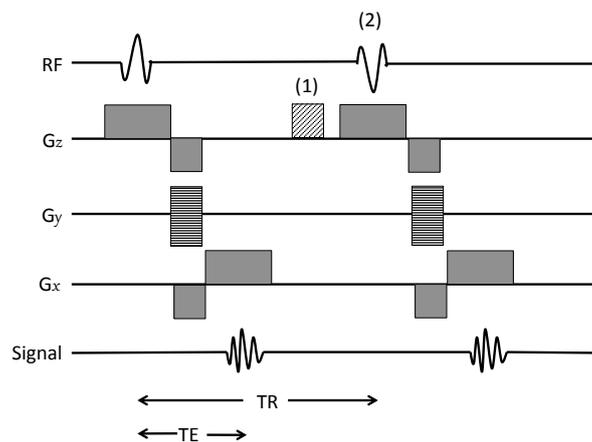
Le TR peut être réduit à une valeur inférieure au  $T2^*$ , grâce aux techniques d'Écho de Gradient Rapides (EGR). Cependant, cette réduction du TR au-dessous du  $T2^*$  est responsable de la persistance d'une composante transversale de l'aimantation lors de l'impulsion radiofréquence suivante (Fig. 1.11), ce qui va être à l'origine de deux principaux types de séquences EGR:

- les séquences avec destruction de l'aimantation transversale (*spoiled gradient echo*)
- les séquences à l'état d'équilibre avec conservation de l'aimantation transversale (*steady state gradient echo*).



**Figure 1.11 :** Aimantation résiduelle longitudinale et transversale à l'état d'équilibre dans une séquence d'écho de gradient rapide.

La **destruction de l'aimantation transversale résiduelle** peut être obtenue à l'aide d'un gradient déphaseur ou de brouillage appelé *spoiler* qui va détruire l'aimantation transversale persistante. Ce *spoiler* est appliqué en fin de cycle à chaque ligne après la lecture du signal. La destruction de l'aimantation transversale peut aussi être obtenue par une modulation quadratique de l'impulsion de radiofréquence (*radiofrequency-spoiling*), dont la direction varie à chaque cycle (Fig. 1.12). Cette technique est celle proposée par la plupart des constructeurs car elle ne génère pas de courants de Foucault, permet d'obtenir un signal plus homogène et de réduire le TR. Ce type de séquence permet d'analyser la repousse de l'aimantation longitudinale et d'obtenir une pondération en T1 et en densité protonique [24,25].

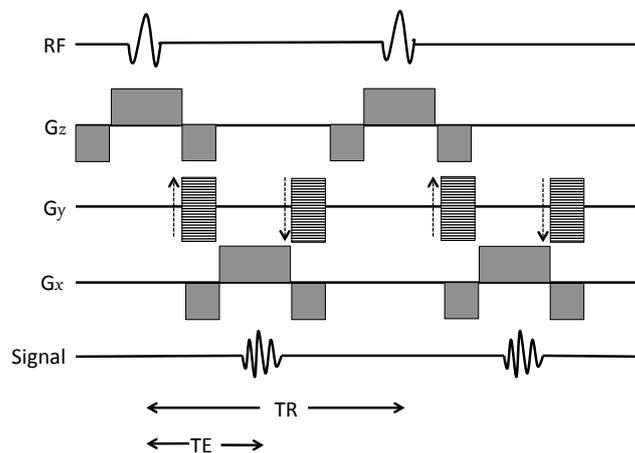


**Figure 1.12 :** Chronogramme de la séquence d'écho de gradient rapide avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle, obtenue par application d'un gradient déphaseur (1) ou par variation de la direction de l'impulsion radiofréquence (2).

La **conservation de l'aimantation transversale** va conduire à un état d'équilibre entre l'aimantation longitudinale et transversale après plusieurs impulsions radiofréquences. La répétition des impulsions radiofréquences rapprochées va par ailleurs générer trois types de signaux : l'écho secondaire (signal d'induction libre), l'écho de spin (écho de Hahn) et l'écho stimulé. On distingue trois types de séquences EGR avec conservation de l'aimantation transversale en fonction du signal échantillonné :

- la séquence avec gradients équilibrés,
- la séquence avec renfort de l'aimantation résiduelle,
- la séquence avec contraste renforcé en T2.

La séquence en EGR avec **gradients équilibrés** (*balanced Steady-State Free Precession sequence*) correspond à une séquence où tous les gradients sont équilibrés de façon symétrique, avec un gradient rephaseur pour le gradient du codage de phase, c'est-à-dire un deuxième gradient de codage de phase de même amplitude mais de polarité inversée. Elle permet d'exploiter les trois échos produits. La position du gradient de lecture peu avant l'impulsion radiofréquence suivante permet de récupérer le signal de l'écho de spin et de l'écho stimulé, fortement pondéré en T2 (Fig. 1.13). Le signal dépend du ratio T2/T1 des tissus, d'où un signal élevé de la graisse et de l'eau avec un ratio T2/T1 élevé et un excellent contraste.



**Figure 1.13** : Chronogramme de la séquence d'écho de gradient rapide avec gradients équilibrés.

La séquence avec **renfort de l'aimantation résiduelle** (*post-excitation refocused steady-state sequence*) va échantillonner le signal d'induction libre grâce à la présence

d'un gradient rephaseur qui va annuler le déphasage des spins induits par le gradient de codage de phase, et renforcer l'aimantation transversale résiduelle. Cette séquence possède un signal plus faible que la séquence avec gradients équilibrés, mais avec un contraste fonction du ratio  $T2^*/T1$  des tissus.

La séquence avec **contraste renforcé en T2** (*pre-excitation refocused steady-state sequence*) va échantillonner le signal de l'écho de spin dans le cycle suivant par décalage du gradient de lecture avant l'impulsion radiofréquence suivante. Les gradients de sélection de coupe et de lecture sont inversés par rapport à la séquence avec renfort de l'aimantation résiduelle. Cette séquence possède un signal T2 plus marqué, mais un Rapport Signal sur Bruit (RSB) faible compte-tenu de l'allongement du TE, plus long que le TR, et de la faible intensité de l'écho recueilli [24–27].

Ces différentes séquences possèdent des acronymes différents en fonction des constructeurs (tableau 1.1).

|                             | Destruction de l'aimantation transversale résiduelle | Conservation de l'aimantation transversale résiduelle |                                     |                          |
|-----------------------------|--|---|-------------------------------------|--------------------------|
|                             |  | Gradients équilibrés                                  | Renfort de l'aimantation résiduelle | Contraste renforcé en T2 |
| <b>GE Healthcare</b>        | SPGR   | FIESTA  | GRASS                               | SSFP                     |
| <b>Philips Healthcare</b>   | T1FFE  | Balanced FFE  | FFE                                 | T2-FFE                   |
| <b>Siemens Healthineers</b> | FLASH  | TrueFISP  | FISP                                | PSIF                     |

**Tableau 1.1:** *Acronymes des séquences d'écho de gradient en fonction du constructeur.*

*FFE= Fast Field Echo, FLASH=Fast Low Angle SHot, FIESTA=Fast Imaging Employing Steady state Acquisition, FISP=Fast Imaging with Steady-state Precession, GRASS=Gradient-Recalled Acquisition in the Steady State, SPGR=SPoiled Gradient-Recalled, PSIF=reversed FISP.*

## **1.2 IRM dynamique musculo-squelettique**

L'IRM dynamique pour l'étude des structures musculo-squelettiques en mouvement comprend plusieurs techniques qui peuvent être regroupées en trois méthodes principales:

- l'imagerie incrémentale ou quasi-statique,
- l'imagerie synchronisée au mouvement,
- l'imagerie temps réel.

### **1.2.1 Imagerie incrémentale**

L'imagerie incrémentale décompose le mouvement en plusieurs étapes avec une acquisition à chaque position. La durée de l'examen est allongée, le temps d'acquisition étant multiplié par le nombre de répétition à chaque position. Cette technique reproduit le mouvement, mais ne permet d'obtenir un mouvement actif et d'étudier les structures pendant le déplacement car elles sont en position stationnaire. Les données quantitatives obtenues par cette méthode sont significativement différentes de celles obtenues par imagerie synchronisée au mouvement ou par imagerie temps réel [28,29]. Par ailleurs, elle nécessite de maintenir l'articulation dans une position déterminée pendant la durée de l'acquisition. Cette technique est souvent désignée dans la littérature sous le terme d'IRM cinématique (*kinematic MRI*) [30–33].

### **1.2.2 Imagerie synchronisée au mouvement**

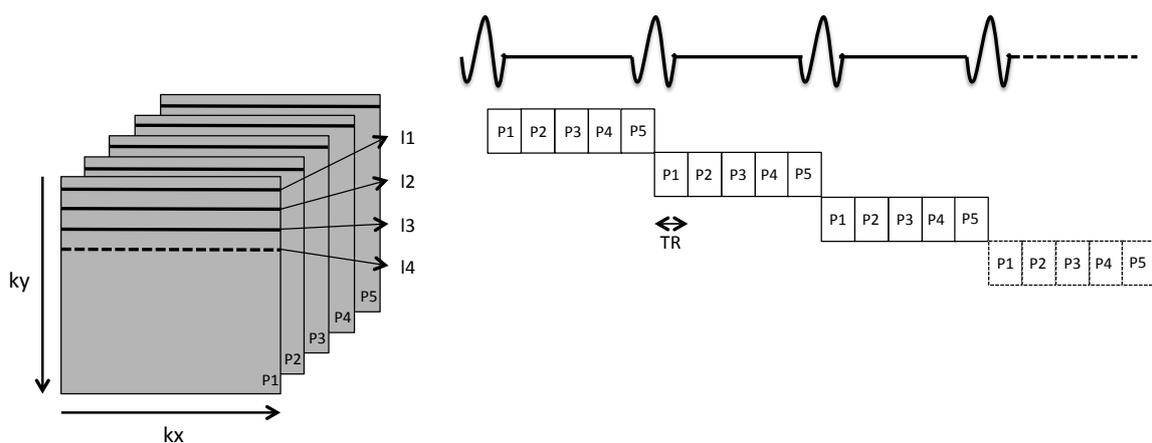
L'imagerie synchronisée au mouvement (*motion-triggered MRI*) reprend le principe de l'IRM cardiaque synchronisée à l'électrocardiogramme. La séquence est reconstruite à partir de la position de l'image durant le cycle du mouvement. La synchronisation entre l'acquisition et le mouvement périodique peut être obtenue à l'aide d'un métronome [34], ou bien à l'aide d'un capteur qui va enregistrer le changement de pression lors du mouvement [13]. Cette technique nécessite de répéter plusieurs fois le mouvement au cours d'une acquisition de plusieurs minutes, avec une qualité qui diminue si le mouvement n'est pas répété précisément. Cette répétition du mouvement induit une

fatigabilité et peut être difficile à réaliser dans des conditions pathologiques, nécessitant alors une mobilisation passive par l'opérateur [35,36]. Ce procédé regroupe trois techniques :

- la technique ciné-IRM (*cine-MRI*) [37,38],
- la technique ciné - Contraste de Phase (*cine - Phase Contrast*) [20]
- la technique de tatouage (*tagging*).

### 1.2.2.1 La technique ciné-IRM

Les séquences ciné-IRM reposent essentiellement sur des séquences d'écho de gradient grâce à leur TR court. En prenant l'exemple de l'imagerie cardiaque synchronisée à l'électrocardiogramme, plusieurs phases temporelles d'une même coupe peuvent être obtenues entre deux ondes R. Une ligne du plan de Fourier est remplie à chaque cycle cardiaque pour les différentes phases temporelles, avec un passage à la ligne suivante à chaque nouvelle onde R. Les données sont ensuite interpolées afin de reconstruire une image pour chaque période du cycle. La résolution temporelle correspond au TR avec les séquences écho de gradient (Fig. 1.14). Le remplissage de plusieurs lignes pendant un cycle permet de réduire le temps d'acquisition, mais également la résolution temporelle [20].



**Figure 1.14 :** Technique de ciné-IRM. Au cours de chaque cycle, une ligne du plan de Fourier est acquise pour chaque phase temporelle (5 phases temporelles dans cet exemple).

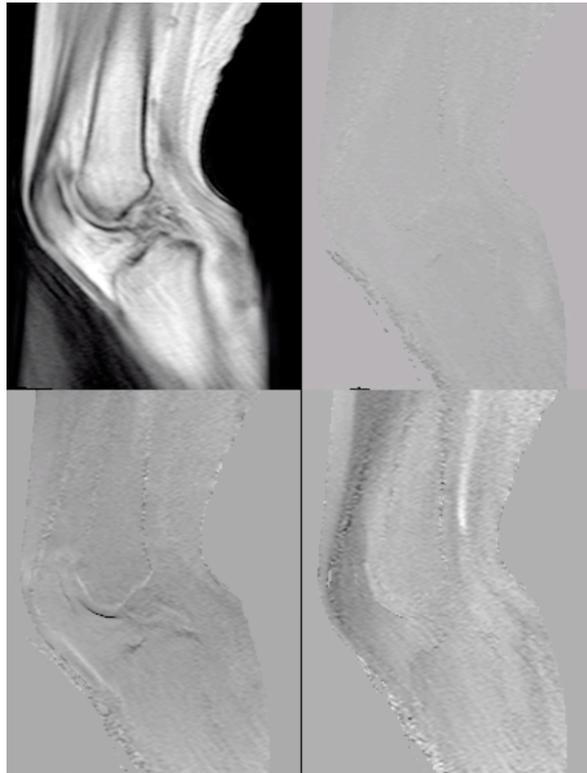
Cette séquence ciné-IRM peut être combinée avec un modèle 3D osseux obtenu à partir d'une séquence statique haute résolution, afin d'obtenir des données quantitatives en trois dimensions au cours du mouvement avec une excellente précision [39].

### **1.2.2.2 La technique Ciné – Contraste de phase**

La séquence Ciné – Contraste de Phase permet de combiner la technique de ciné-IRM avec une séquence Contraste de Phase. La séquence Contraste de Phase, initialement développée pour l'analyse des flux sanguins, se base sur la modification de signal induite par le déplacement des spins dans la direction des gradients contrairement aux spins statiques. Elle repose sur deux acquisitions obtenues avec des gradients bipolaires inversés. La variation de phase des spins statiques induite par le premier lobe du gradient bipolaire est annulée par le deuxième lobe, ce qui n'est pas le cas pour la phase des spins mobiles qui est proportionnelle à la vitesse. La soustraction des deux acquisitions supprime le signal des tissus stationnaires et renforce le signal des spins mobiles.

Cette technique fournit une information sur la direction du déplacement des spins et des données quantitatives sur la vitesse de déplacement au niveau de chaque pixel. Chacun des trois gradients doit être modifié afin d'obtenir une information dans les trois directions de l'espace, associé à une quatrième acquisition de référence non sensible au mouvement, ce qui multiplie d'autant le temps d'acquisition. La moyenne entre l'image de flux et l'image de magnitude permet d'améliorer la qualité de l'image de flux [40]. Cependant, il existe un phénomène d'aliasing lors d'un déphasage supérieur à  $180^\circ$ . Par ailleurs, la présence d'un mouvement non synchronisé dans le plan d'acquisition est responsable d'images fantômes, comme par exemple le flux sanguin lors de l'analyse d'une articulation [20].

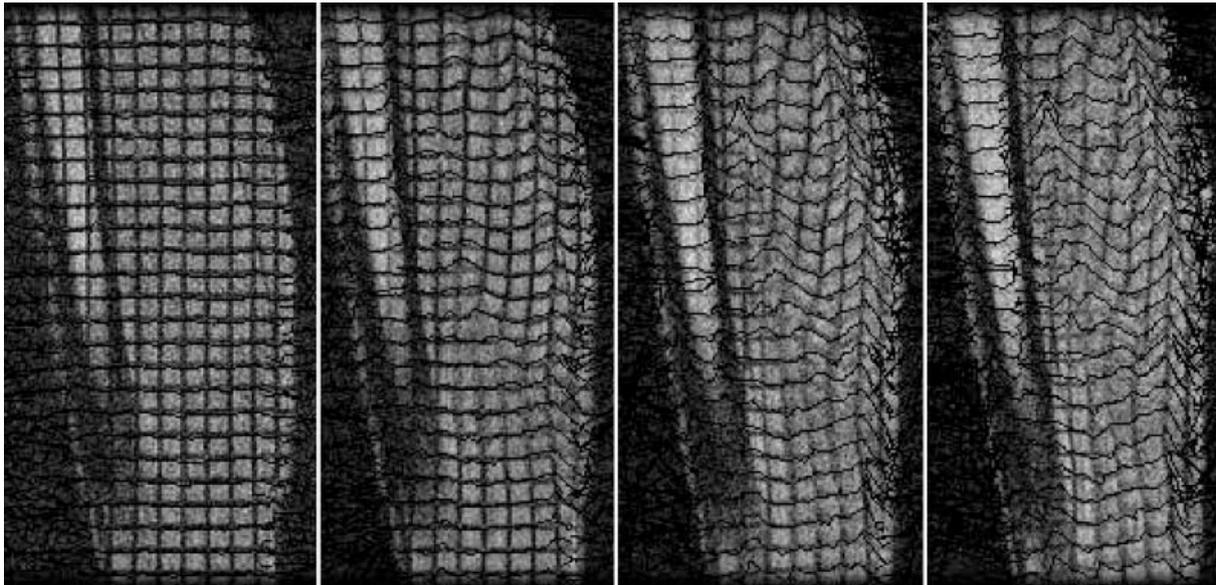
Cette séquence a été utilisée au niveau du genou (Fig. 1.15) et de la cheville pour quantifier le déplacement des os [34,41] et des tendons [42]. Elle est particulièrement utile pour l'étude et la quantification de la déformation musculaire lors du mouvement [43–46].



**Figure 1.15 :** *Séquence Ciné-Contraste de Phase sur le genou en flexion-extension dans le plan sagittal. Image anatomique de référence en haut à gauche. Les autres images correspondent à la vitesse de déplacement des tissus dans chacune des trois directions de l'espace (niveau de gris fonction de la vitesse et de la direction).*

### 1.2.2.3 La technique de tatouage

Le *tagging* permet d'étudier la déformation d'une grille appliquée sur une structure au cours du mouvement. Cette grille est constituée de lignes de saturation en hyposignal obtenues par saturation spatiale sélective [47]. Elle permet une analyse visuelle simple de la déformation de la structure, ainsi qu'une mesure quantitative par post-traitement [48,49]. Les séquences *tagging* sont utilisées sur le muscle pour l'évaluation de sa déformation (Fig. 1.16). Le déplacement mesuré par *tagging* et Ciné - Contraste de Phase est bien corrélé, mais la résolution spatiale est inférieure pour la séquence de *tagging* [49].



**Figure 1.16** : Séquence tagging sur la jambe en coupe sagittale. Déformation de la grille au cours d'une contraction musculaire isométrique (issu de : Sinha S et al. *J Magn Reson Imaging*. 2004;20:1008-1019)

### 1.2.3 Imagerie temps réel

Les séquences temps réel (*real-time MRI*) permettent l'acquisition en quelques secondes d'un mouvement réalisé de manière continue, sans avoir à le répéter. Elles doivent donc être de durée très courte en employant des méthodes permettant de réduire le temps d'acquisition des images.

Les séquences d'écho de spin ultrarapides dites *single shot*, c'est-à-dire avec un remplissage de l'ensemble du plan de Fourier après une seule impulsion de 90°, ont été utilisées pour cette application, comme la séquence dénommée HASTE (*Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo imaging*) développée par Siemens. Le TE long est responsable d'une pondération T2 de ce type de séquence. Le temps d'acquisition est réduit par remplissage partiel du plan de Fourier [50–52].

L'IRM dynamique temps réel s'appuie essentiellement sur les séquences **écho de gradient rapide**, aussi bien pour les applications cardiaques, musculo-squelettiques ou ORL. Les séquences EGR avec destruction de l'aimantation transversale et celles avec gradients équilibrés sont principalement utilisées (annexe 1 – tableau récapitulatif des études portant sur les applications musculo-squelettiques de l'IRM dynamique temps réel) en raison de :

- leur TR très court permettant de réduire de manière significative le temps d'acquisition par image et d'augmenter le nombre de répétitions, condition *sine que none* pour pouvoir visualiser le mouvement en continu,
- leur TE court, réduisant les artefacts de susceptibilité liés aux séquences EGR,
- leur faible sensibilité aux artefacts de mouvement et de flux,
- leur disponibilité sur les principales IRM et la possibilité de les adapter pour l'exploration en temps réel [27].

Par ailleurs, ces séquences d'écho de gradient rapide sont également utilisées dans le domaine ostéo-articulaire pour l'étude du cartilage articulaire. La séquence EGR avec destruction de l'aimantation transversale permet d'obtenir un signal élevé du cartilage mais avec un faible contraste par rapport aux structures adjacentes, alors pour que les séquences EGR avec conservation de l'aimantation transversale le signal est fonction du ratio T2/T1 des tissus, ce qui accentue le contraste entre le cartilage et le liquide articulaire [53].

Les principales séquences utilisées pour l'imagerie temps réel sont les séquences EGR avec destruction de l'aimantation transversale et celles avec gradients équilibrés.

#### **1.2.4 Conditions d'acquisition**

Comme pour le scanner, le sujet est couché dans le tunnel de l'IRM, ce qui limite le mouvement et ne permet pas une étude en charge de l'articulation. La cinématique articulaire visualisée dans l'IRM peut donc être différente de celle obtenue dans des conditions physiologiques, notamment pour le membre inférieur [54,55]. Certains dispositifs permettent de simuler le mouvement en charge dans une chaîne cinétique fermée, avec ou sans résistance. Ils sont composés le plus souvent de poids reliés à une plaque ou à une pédale sur laquelle le pied va appuyer [36,42,56]. Ces systèmes doivent cependant être compatibles avec le champ magnétique. L'IRM avec un anneau plus large (70 cm au lieu de 60 cm) permet de réaliser des mouvements plus amples, notamment pour l'épaule et la hanche [36]. L'IRM dite « ouverte » permet l'étude dynamique de l'articulation sans limitation du mouvement, ainsi qu'une étude en charge lorsque les aimants sont verticaux et le patient installé debout [57,58]. Cependant, les machines ouvertes sont peu disponibles en France et possèdent en général un champ magnétique

inférieur à 1.5T, avec un RSB plus faible [36]. De plus, la précision des mesures est moins bonne sur IRM 0.5T champ ouvert par rapport à celles effectuées sur une IRM 1.5T à champ fermé [59].

### 1.2.5 Applications

Les techniques d'IRM dynamique ont été utilisées sur différentes articulations, avec de potentielles applications cliniques (tableau 1.2). L'IRM dynamique est ainsi meilleure que l'acquisition statique pour détecter des modifications significatives de position de la patella, notamment à la phase critique de stabilité du genou en fin d'extension [28,29].

|                 |  |
|-----------------|--|
| <b>Epaule</b>   | Conflit sous-acromial [60,61]  |
| <b>Poignet</b>  | Instabilité scapho-lunaire [37]<br>Instabilité du tendon extenseur ulnaire du carpe [62]   |
| <b>Doigt</b>    | Lésion des poulies digitales [63]  |
| <b>Hanche</b>   | Conflit fémoro-acétabulaire [64]   |
| <b>Genou</b>    | Instabilité fémoro-patellaire [29,38,65,66]<br>Instabilité par atteinte du ligament croisé antérieur [67–69]<br>Laxité médiale post-traumatique [70] |
| <b>Cheville</b> | Instabilité des tendons fibulaires [71]  |

**Tableau 1.2 :** *Applications cliniques de l'IRM dynamique au niveau des membres*

## 1.3 Autres techniques d'imagerie pour l'analyse du mouvement

### 1.3.1 Fluoroscopie

La fluoroscopie est une technique d'imagerie basée sur l'utilisation des rayonnements ionisants X pour acquérir et visualiser des images radiographiques en temps réel dans un plan à l'aide d'un amplificateur de brillance ou d'un capteur plan en radiographie numérique. Elle permet une acquisition en continu et est utilisée dans de nombreuses applications :

- pour confirmer l'injection intra-articulaire de produit de contraste et visualiser sa diffusion en arthrographie [72],
- pour visualiser la progression du produit de contraste dans un vaisseau en angiographie afin de détecter une fuite de produit de contraste et d'évaluer le traitement mis en place [73],
- pour suivre la progression d'un cathéter radio-opaque (PICC-line, chambre implantable percutanée) ou la mise en place de sondes de stimulation cardiaque [74],
- pour vérifier la mise en place du matériel orthopédique [75]
- pour surveiller l'injection de ciment dans une vertèbre ou une lésion osseuse [76].

La fluoroscopie peut également être utilisée pour évaluer *in vivo* le déplacement des structures osseuses lors d'un mouvement articulaire (Fig. 1.17), permettant de mesurer et de quantifier avec précision leur cinématique et de générer des modèles biomécaniques [77,78]. La fluoroscopie bi-planaire, c'est-à-dire utilisant deux sources de rayons X et deux capteurs, permet ainsi d'obtenir des images simultanées de la même articulation dans deux plans, permettant des mesures plus précises comparées à la fluoroscopie standard dans un seul plan [79]. Une reconstruction 3D des os pendant le mouvement peut être obtenue à partir des données de la fluoroscopie à l'aide d'un recalage avec les données d'un scanner, d'une IRM ou de modèles 3D de l'articulation [77,80], le recalage avec le scanner retrouvant une meilleure précision des mesures [81]. La fluoroscopie a été utilisée pour explorer le mouvement du rachis et des articulations périphériques chez des sujets sains pour affiner la compréhension biomécanique de ces articulations en conditions normales, et dans des conditions pathologiques, notamment en charge [77,80,82-86].



**Figure 1.17 :** *Fluoroscopie de la main au cours d'une inclinaison ulnaire (a) et radiale (b).*

Cependant, la fluoroscopie ne permet qu'une évaluation des structures osseuses de l'articulation, même si certains auteurs ont proposé une étude de la cinématique du tendon patellaire en fusionnant les données d'une IRM du genou acquise en conditions statiques avec les données de la fluoroscopie bi-planaire pendant la flexion [87].

Par ailleurs, il s'agit d'une technique irradiante, la dose délivrée augmentant avec la cadence image et l'utilisation de la technique bi-planaire. Le principe ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) doit être respecté dans ces conditions, nécessitant de prendre toutes les dispositions pour limiter la dose délivrée au patient et à l'opérateur, et de limiter l'exposition au strict nécessaire. L'utilisation de cette technique chez le sujet sain à but expérimental doit donc être strictement encadrée. Un compromis est nécessaire entre la dose délivrée et la qualité de l'image. Le risque d'effet déterministe des rayonnements ionisants sur la peau, le cuir chevelu et les yeux doit être pris en compte. La hanche est particulièrement exposée avec la proximité des gonades et une dose délivrée plus importante [88]. Le mode pulsé permet de réduire la dose d'irradiation par rapport au mode continu, mais avec une diminution de la cadence image [89].

### **1.3.2 Scanner**

Le scanner est une méthode d'imagerie basée comme la fluoroscopie sur l'atténuation des faisceaux de rayonnements ionisants au travers du corps humain. Il repose sur le couple tube à rayons X - rangées de détecteurs en rotation autour du corps. L'image dans

le plan de coupe est reconstruite à partir des profils d'atténuation fournis par l'ensemble des détecteurs au cours de la rotation [90].

Le scanner a pu être utilisé pour l'acquisition des images pendant un mouvement, une coupe étant répétée plusieurs fois au même niveau pendant le mouvement avec une cadence faible de l'ordre de 1 image/seconde. Cette méthode a notamment été utilisée pour l'évaluation de l'instabilité fémoro-patellaire [66].

L'augmentation du nombre et de la largeur des détecteurs dans les scanners à large couverture (8 à 16 cm) permet une acquisition séquentielle répétée sur un volume anatomique en mouvement sans déplacement de la table avec une résolution spatiale élevée. Cette technique permet d'améliorer la résolution temporelle, de réduire la dose délivrée au patient, notamment grâce aux techniques de reconstructions itératives, et facilite le post traitement des images. L'acquisition peut être intermittente sur un mouvement contrôlé par le patient, répétée 10 à 15 fois, ou continue avec une vitesse de rotation autour de 270 millisecondes et un délai entre chaque volume compris entre 0.35 et 1 seconde sur un temps d'acquisition de moins de 7 secondes afin de visualiser un déplacement [91]. Cependant la dose délivrée est plus importante avec le mode continu [92]. Cette technique a été utilisée pour explorer les mouvements de l'épaule, du coude, du poignet, de la hanche, du genou et de la cheville [93-98].

Cette technique permet de mettre en évidence un conflit entre les structures osseuses, une lésion ligamentaire en manœuvre de stress, et une analyse des structures osseuses en mouvement. Les reconstructions 3D à l'aide des outils de post-traitement, sans nécessité de fusion avec des données statiques, fournissent également une analyse 4D au cours du mouvement. Le scanner permet de se dégager des problèmes de superposition osseuse rencontrée avec la fluoroscopie [95]. Comme cette dernière, le scanner 4D permet une appréciation subjective du mouvement (Fig. 1.18), mais également une évaluation quantitative de la cinématique ostéo-articulaire [93,98,99]. Les mesures quantitatives peuvent être obtenues de manière semi-automatique par propagation des repères osseux sur le volume lors du mouvement [97,99]. Carr et al. ont également montré que le scanner dynamique 4D modifiait le diagnostic initial basé sur la clinique et la radiographie chez 68.4% des patients avec des troubles dynamiques du poignet, avec une modification de la prise en charge dans 57.9% des cas [100]. Le contraste du scanner pour l'analyse des parties molles limite par contre son intérêt pour l'étude des structures péri-articulaires.

Des artefacts liés au mouvement peuvent dégrader la qualité des images et des reconstructions 3D selon le sens du mouvement par rapport à l'axe de rotation de l'anneau :

- images fantômes (Fig. 1.18) et aspect flou des contours en cas de mouvement perpendiculaire à l'axe de rotation
- présence de « traînées » en cas de mouvement parallèle à l'axe de rotation, responsables d'une déformation des contours osseux [91].



**Figure 1.18 :** Reconstructions 3D en Rendu de Volume d'un scanner dynamique du poignet lors d'une inclinaison radio-ulnaire (scanner Aquilion One® Genesis Toshiba 320 barrettes, couverture 16 cm, CHRU Brest). Artefacts de mouvement à type d'images fantômes autour des métacarpiens (têtes de flèche).

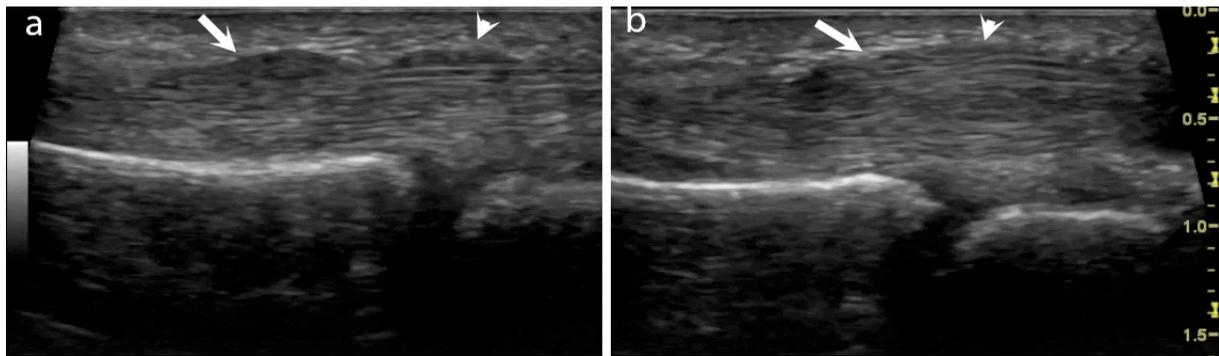
L'importance de ces artefacts est proportionnelle à la vitesse du mouvement [101]. La réalisation d'un mouvement contraint permet d'obtenir une image plus homogène [91]. Par contre, l'importance de ces artefacts est inversement proportionnelle à la vitesse de rotation de l'anneau, d'où l'importance de choisir la vitesse de rotation la plus élevée disponible pour la réalisation d'un scanner 4D dynamique [102]. Les mouvements peuvent être limités dans l'anneau suivant l'articulation, et la position couchée ne permet pas de réaliser une étude en charge [103].

Cependant, le scanner est également une méthode irradiante. Cet examen peut être réalisé avec une dose effective de moins de 0.1 mSv pour les membres, plus importantes aux ceintures (environ 10 mSv à la hanche) [91,103]. Cela nécessite de limiter la répétition des examens, et d'adapter les paramètres pour limiter la dose délivrée au patient [104].

### 1.3.3 Échographie

L'échographie est une technique d'imagerie non-irradiante basée sur la propagation des ultrasons au sein du corps humain. L'émission et la réception du signal ultrasonore sont assurées par les cristaux piézo-électriques au sein de la sonde. L'intérêt de l'échographie pour l'étude de la pathologie musculo-squelettique s'est considérablement accru avec le développement et la commercialisation des sondes haute fréquence, améliorant la résolution spatiale pour l'étude des structures superficielles. Son accessibilité et l'absence d'irradiation en font une méthode de choix en pratique clinique pour explorer l'appareil musculo-squelettique, en association avec une radiographie.

La cadence image élevée en échographie (de l'ordre de 25 images/seconde) et le contraste en mode B sur les parties molles a permis d'étudier le déplacement en temps réel des structures musculo-squelettiques comme les tendons pendant le mouvement. La réalisation de manœuvre dynamique au cours d'une échographie ostéo-articulaire est de nos jours considérée comme indissociable du temps d'examen statique. Cette technique permet ainsi de visualiser in vivo certains phénomènes pathologiques comme un conflit entre l'os et les parties molles [105] ou l'instabilité d'un nerf ou d'un tendon [106,107], pour lesquels les méthodes d'imagerie statiques peuvent se révéler non concluantes (Fig. 1.19). La réalisation d'un mouvement en regard de la sonde placée en surface nécessite cependant un apprentissage de la part de l'opérateur afin de contrôler la réalisation du geste et d'obtenir des images de qualité [106].



**Figure 1.19 :** *Echographie dynamique en mode B pour exploration d'un doigt à ressaut, au repos (a) et lors de la flexion des articulations inter-phalangiennes (b). Le nodule de tendinopathie du fléchisseur du doigt (flèche) passe sous la poulie A1 (tête de flèche) qu'il soulève en flexion (sonde « club de golf » 8-18 MHz posée en regard du versant palmaire de l'articulation métacarpo-phalangienne).*

L'échographie permet d'obtenir des données quantitatives cinématiques du tendon et du muscle *in vivo*, comme la course du tendon [108], le bras de levier du tendon [109], la déformation du muscle [110], ou la vitesse de déplacement des fibres musculaires, notamment à l'aide du mode M, doppler ou de l'élastographie par cisaillement [111].

Cette technique est cependant très limitée pour l'analyse du mouvement d'une articulation en raison :

- de la visualisation partielle d'une articulation et de la surface des os liée à la réflexion importante des ultrasons au niveau de la corticale osseuse et à la création d'un cône d'ombre postérieur [82],
- d'un champ de vue au cours du mouvement limité à la longueur de la sonde,
- de la difficulté d'appliquer complètement la sonde contre la peau en cas de relief osseux marqué ou de déformation, responsable de l'interposition d'air entre la sonde et la peau et d'une absence de signal en regard.

Par ailleurs, l'analyse des parties molles en périphérie d'une articulation profonde comme la hanche est limitée par l'atténuation des ultrasons en profondeur, nécessitant de diminuer la fréquence d'émission des ultrasons avec en conséquence une diminution de la résolution spatiale.

La surface des os peut cependant être utilisée pour recalibrer les données issues d'une échographie et d'un scanner, permettant ainsi d'utiliser l'échographie pour guider une

chirurgie orthopédique [112] ou d'analyser la cinématique du mouvement d'une articulation en temps réel [113].

## 2 Adaptation des séquences d'écho de gradient pour l'IRM dynamique ostéo-articulaire

L'IRM dynamique temps réel utilise essentiellement des séquences d'écho de gradient rapide. Le choix et l'adaptation de ces séquences pour l'exploration du mouvement des articulations doivent concilier l'exigence d'une résolution temporelle élevée avec la nécessité d'une qualité d'image suffisante pour obtenir des données valides.

### 2.1 IRM dynamique pour l'évaluation des articulations à 1.5T et 3.0T : installation, protocoles et séquences temps réel (article 1)

Les principales séquences utilisées en IRM dynamique temps réel pour l'étude du mouvement des articulations périphériques sont les séquences EGR avec destruction de l'aimantation transversale et celles avec gradients équilibrés (annexe 1 – tableau récapitulatif des études portant sur les applications de l'IRM dynamique temps réel dans le domaine ostéo-articulaire). La séquence d'**écho de gradient ultra-rapide** (*Ultra-Fast Gradient Echo - UFGE*), adaptée de la séquence d'écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale, est également utilisée dans cette application [28,114]. Elle possède un **TR très court** (<10 millisecondes) qui permet d'améliorer la résolution temporelle, c'est-à-dire la durée d'acquisition des données pour reconstruire une image. Un **petit angle de bascule** permet d'améliorer le RSB et procure une pondération proche de l'image en densité protonique pour cette séquence [25,26]. Ces séquences ne sont pas implémentées pour une utilisation en routine. Chaque étude propose des paramètres différents en fonction de la machine disponible et du champ magnétique.

Un autre point essentiel pour la reproductibilité et l'utilisation de ces séquences au cours d'un protocole standard porte sur l'**installation du patient**. Cette installation est spécifique à chaque articulation, voire à chaque mouvement, et doit positionner au mieux l'articulation à explorer et les antennes dans l'IRM afin d'obtenir le mouvement le plus ample possible et la meilleure qualité d'image. Ce positionnement doit être connu afin de limiter le temps d'installation et de faire accepter cette technique par les équipes d'IRM. Par ailleurs, le recours aux antennes habituellement utilisées dans les protocoles d'examen faciliterait l'incorporation de ces séquences dynamiques en routine clinique.

Dans l'article « Dynamic MRI for articulating joint evaluation on 1.5T and 3.0T scanners : Setup, protocols, and real-time sequences », nous avons comparé les différentes études utilisant les séquences EGR pour l'évaluation en temps réel du mouvement des articulations des membres. L'objectif était de dégager les paramètres communs et optimaux pour rendre ces séquences reproductibles entre les équipes et permettre l'implémentation en pratique clinique. Nous avons également présenté l'installation la plus appropriée en fonction de l'articulation explorée.

Cet article a été accepté pour publication dans la revue « Insights Into Imaging » le 23 mars 2020.

CRITICAL REVIEW

Open Access

# Dynamic MRI for articulating joint evaluation on 1.5 T and 3.0 T scanners: setup, protocols, and real-time sequences



Marc Garetier<sup>1,2,3\*</sup>, Bhushan Borotikar<sup>3,4,5</sup>, Karim Makki<sup>3,6</sup>, Sylvain Brochard<sup>3,4,7,8</sup>, François Rousseau<sup>3,6</sup> and Douraïed Ben Salem<sup>3,4,9</sup>

## Abstract

Dynamic magnetic resonance imaging (MRI) is a non-invasive method that can be used to increase the understanding of the pathomechanics of joints. Various types of real-time gradient echo sequences used for dynamic MRI acquisition of joints include balanced steady-state free precession sequence, radiofrequency-spoiled sequence, and ultra-fast gradient echo sequence. Due to their short repetition time and echo time, these sequences provide high temporal resolution, a good signal-to-noise ratio and spatial resolution, and soft tissue contrast. The prerequisites of the evaluation of joints with dynamic MRI include suitable patient installation and optimal positioning of the joint in the coil to allow joint movement, sometimes with dedicated coil support. There are currently few recommendations in the literature regarding appropriate protocol, sequence standardizations, and diagnostic criteria for the use of real-time dynamic MRI to evaluate joints. This article summarizes the technical parameters of these sequences from various manufacturers on 1.5 T and 3.0 T MRI scanners. We have reviewed pertinent details of the patient and coil positioning for dynamic MRI of various joints. The indications and limitations of dynamic MRI of joints are discussed.

**Keywords:** Joints, Motion, Musculoskeletal system, Magnetic resonance imaging

## Key points

- A real-time gradient echo sequence depicts functional details of the joint during motion.
- Appropriate and customized patient setup and coil installation inside the MR bore are fundamental for the exploration of joint motion.
- Artifacts due to the inherent joint motion and those related to real-time sequence parameters can be reduced to improve image quality and diagnostic capability.

## Background

Being non-invasive, magnetic resonance imaging (MRI) is widely used in the clinical decision-making process. Static morphological MRI is useful for the diagnosis of musculoskeletal disorders but does not represent the dynamic physiology of joints [1–5]. Dynamic in vivo imaging may provide valuable functional information (qualitative and quantitative) in addition to static imaging; thus, it may help in the selection of an optimal treatment strategy [6]. In vivo imaging of the joint motion can be performed using ultrasonography [7], single or biplanar fluoroscopy [1, 8], computed tomography (CT) [9], and MRI [10]. The role of ultrasonography is limited to the evaluation of the soft tissue around the joint. Fluoroscopy and CT scan modalities are limited to the quantification of bone kinematics and expose the individuals to ionizing radiation. MRI provides anatomical

\* Correspondence: [marc.garetier@wanadoo.fr](mailto:marc.garetier@wanadoo.fr)

<sup>1</sup>Department of Radiology, Military Teaching Hospital Clermont-Tonnerre, Rue du colonel Fonferrier, 29240 Brest, Cedex 9, France

<sup>2</sup>Department of Radiology, University Hospital Morvan, Brest, France

<sup>3</sup>Laboratory of Medical Information Processing (LATIM), INSERM-UMR 1101, Brest, France

Full list of author information is available at the end of the article



© The Author(s). 2020 **Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

details of bones and soft tissues in static and dynamic acquisitions without exposure to ionizing radiation.

Dynamic MRI sequences were developed as early as 1984 for cardiac imaging [11, 12] and were subsequently applied to the musculoskeletal system to quantify bone motion and joint kinematics [13–15]. Dynamic MRI-based musculoskeletal system evaluations could be significantly different from those performed using static MRI. For example, Muhle et al. showed that dynamic MRI was significantly better than static imaging for the demonstration of patellar tilt angle, particularly at the critical range of patellar instability between 30° and 0° of knee flexion [16]. The existing literature shows no consensus regarding the technical parameters and the use of various sequences for dynamic MRI of joints. This is due to the existence of multiple and custom-built dynamic MRI sequences and the lack of standard/built-in dynamic musculoskeletal MRI sequences from the MRI scanners' original equipment manufacturers. Dynamic MRI is currently still not used in standard clinical practice for the management of musculoskeletal disorders [17]. Optimal dynamic MRI of the joint requires the following:

- 1) The adaptation of available dynamic MRI sequences to the shortest acquisition time to enable in vivo imaging of the joint during a single cycle of voluntary motion performed by the patient.
- 2) The customization of the MRI sequences and the scanning parameters according to the field strength and manufacturer of the MRI scanners.
- 3) The standardization of the patient setup and radiofrequency (RF) coil positioning for each type of joint and its range of motion (ROM).

As many as eight types of dynamic MRI sequences have been reported in the literature. Of these, real-time sequences provide fast, trigger-free, and multi-slice acquisitions and are most suitable for in vivo joint evaluations in individuals with joint disorders [17]. In the following sections, we focus on real-time sequences and provide relevant details of the following:

- 1) Real-time sequence parameters used by multiple manufacturers on 1.5 T and 3.0 T MRI scanners.
- 2) Practical recommendations of patient and coil positioning in the scanner for optimal motion and image acquisition.
- 3) Perspectives and limitations on the use of dynamic MRI as standard clinical practice.

### Real-time dynamic MRI sequences and parameters

Joint motion imaging in MRI can be acquired by three methods [18]:

- Incremental (quasi-static) acquisition, with a change in the joint position between each acquisition. In this case, it is possible to use the static sequences, with the acquisition time multiplied by the number of sequence repetitions at each position [19–22].
- Motion-triggered acquisition, with the image database reconstructed according to the position of the joint during the acquisition cycle, requiring to repeat the movement several times, including cine-MRI and cine phase-contrast techniques [23, 24].
- Real-time acquisition, allowing acquisition in a few seconds during continuous joint motion, with no repetition required [25–27].

In their systematic review, Borotikar et al. concluded that cine phase-contrast and real-time sequences were the two types of sequences that provided excellent validity and reliability for joint motion evaluation by MRI [17]. Cine phase-contrast sequences provide quantitative data, such as the three-dimensional (3D) pixel velocity in moving structures, coupled with anatomical images. However, image acquisition through these triggered sequences requires the patient to perform repeated joint motions. This leads to an acquisition time of a few minutes, which generates pain and fatigability in patients and in turn introduces averaging error in the acquired images due to the loss of movement reliability [10].

Real-time dynamic MRI, on the other hand, is a fast imaging technique that is mainly based on rapid gradient echo sequences with a flip angle of less than 90° and a significant reduction of the repetition time (TR) lower than the T2 relaxation time. The low TR is responsible for a residual transverse magnetization before the next RF pulse. These sequences are particularly adapted for dynamic joint MRI because of their high temporal resolution, thereby allowing the acquisition of an image in a few hundred milliseconds and the fast repetition of the slices. The entire joint can be covered during a single acquisition, and the relationship between joint structures can be visualized to study normal and pathological joint physiology [26]. Three gradient echo sequences typically available on MRI scanners are suitable for real-time dynamic MRI and have already been used in previous studies to understand in vivo joint biomechanics. These are balanced steady-state free precession (SSFP) sequence [26, 28–33], RF-spoiled sequence [29, 34–36], and ultra-fast gradient echo (UFGE) sequence [5, 37], with different acronyms used by each MRI scanner manufacturer (Table 1).

In a balanced SSFP sequence, a steady state between residual transverse and longitudinal magnetization is reached after the administration of a train of RF pulses, with the shortest TR and echo time (TE). All the gradients are fully refocused and balanced symmetrically,

**Table 1** Manufacturer acronyms of gradient echo sequences used for real-time joint dynamic MRI

|                      | Balanced SSFP | RF-spoiled | UFGE       |
|----------------------|---------------|------------|------------|
| GE Healthcare        | FIESTA        | SPGR       | FSPGR      |
| Philips Healthcare   | bFFE          | T1FFE      | TFE        |
| Siemens Healthineers | TrueFISP      | FLASH      | TurboFLASH |

*bFFE* balanced Fast Field Echo, *FLASH* Fast Low-Angle SHot, *FIESTA* Fast Imaging Employing S<sub>T</sub>eady-state Acquisition, *FISP* Fast Imaging with Steady-state Precession, *FSPGR* Fast Spoiled Gradient-Recalled, *TFE* Turbo Fast Echo

thereby allowing an excellent contrast between structures with a high signal-to-noise ratio (SNR), which is independent of TR and less sensitive to motion artifacts [26, 38–40]. This sequence is T<sub>2</sub>-weighted, with contrast dependent on the T<sub>2</sub>/T<sub>1</sub> ratio of each tissue, which results in a high fat and water signal (Figs. 1 and 2, Movie 1, 2) [41]. In the RF-spoiled sequence, the RF phase modulation at each cycle deletes the residual transverse magnetization for T<sub>1</sub> contrast with a TR value usually around 20–30 ms [38, 40]. The UFGE sequence, based on the RF-spoiled gradient echo technique using a small flip angle, allows for the reduction of TR below 10 ms and, thus, reduces acquisition time [40, 42]. A few studies used a post-excitation refocused gradient echo sequence with radial sampling, allowing a T<sub>2</sub>/T<sub>1</sub> contrast and high temporal resolution. However, this sequence is a work-in-progress package only provided by one manufacturer and cannot be proposed in the current practice [43].

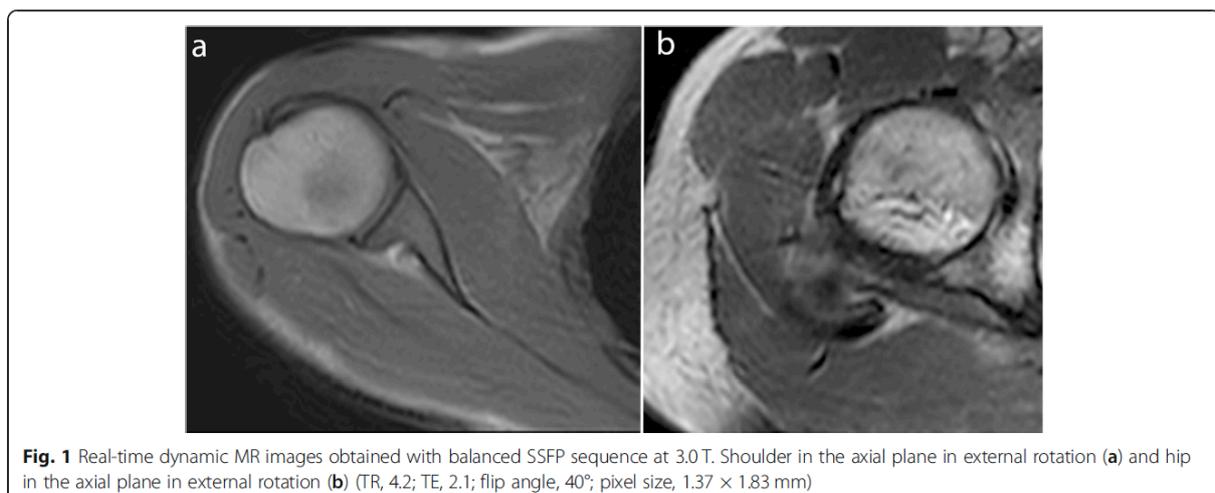
Table 2 provides a summary of the sequence parameters reported in the literature since 2010 for real-time dynamic MRI of joints of the limbs with 1.5 T and 3.0 T MRI scanners, based on commercially available balanced SSFP, RF-spoiled, and UFGE sequences, for their implementation in daily practice.

The selection of sequence parameters is a trade-off among temporal resolution, SNR, and spatial resolution.

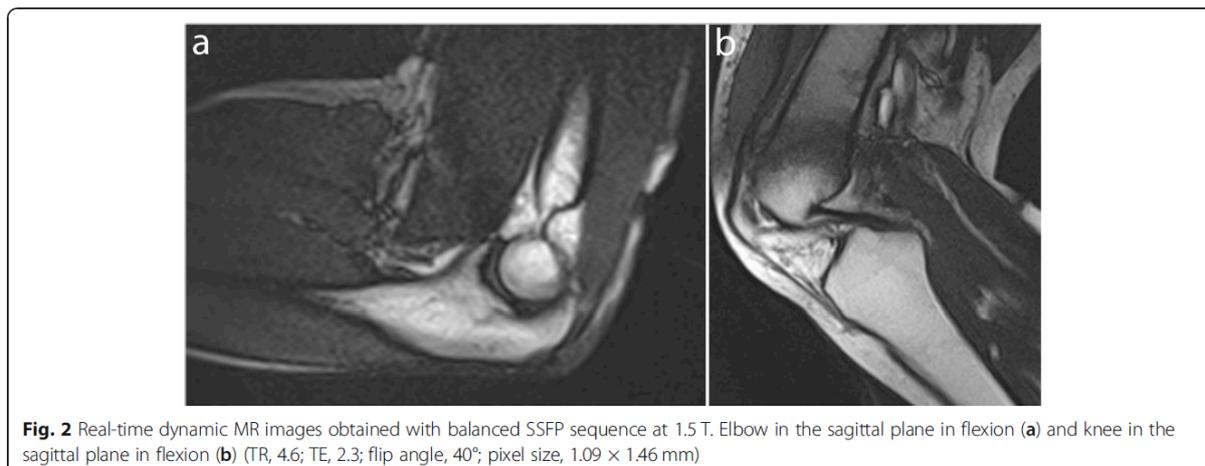
For example, Boutin et al. obtained a temporal resolution of 475 ms with a pixel size of 0.94 mm [33], whereas Pierrart et al. obtained a temporal resolution of 285 ms with a pixel size of 1.6 mm [28]. These sequences must be acquired with the shortest TR and TE to reduce acquisition time as well as the inhomogeneity due to T<sub>2</sub>\* effects on balanced SSFP sequences [26]. A small flip angle improves SNR and provides a proton density-weighted image for RF-spoiled and UFGE sequences (Figs. 3 and 4, Movie 3, 4) [40, 42]. Cartesian and radial sampling of the *k*-space were both used for real-time dynamic MRI. Radial sampling was particularly suitable for real-time RF-spoiled sequences at 3.0 T [29, 35], allowing an increase in temporal resolution without image quality deterioration with the use of constrained iterative reconstruction [29]. Such iterative reconstruction of real-time images often requires the addition of graphic processing units to the current MRI systems [45, 46]. However, Cartesian sampling is more available and simpler to use for image reconstruction.

All slices covering the joint can be acquired during a single time frame by using sequential or multi-slice techniques [28, 35]. The total acquisition time will depend on the number of slices and time frames. For example, Boutin et al. obtained an acquisition time of 35 s with one slice and 60 time frames for a balanced SSFP sequence [33], whereas Clarke et al. obtained an acquisition time of 104 s with eight slices and 40 time frames for a UFGE sequence [37]. Parameters such as the number of slices, gap, and field of view depend on the studied joint, patient size, and slice orientation.

The acquisition plane must be adapted to the joint being imaged. For example, on the ankle, an axial plane is more appropriate to evaluate fibular tendon instability [47], and a sagittal plane is more appropriate to evaluate Achilles tendon motion (Fig. 3, Movie 3) [48].



**Fig. 1** Real-time dynamic MR images obtained with balanced SSFP sequence at 3.0 T. Shoulder in the axial plane in external rotation (a) and hip in the axial plane in external rotation (b) (TR, 4.2; TE, 2.1; flip angle, 40°; pixel size, 1.37 × 1.83 mm)



### Patient and radiofrequency coil positioning in the MRI scanner

Optimal patient positioning in the scanner and RF coil positioning relative to the joint are fundamental for the accurate evaluation of joint motion with dynamic MRI. Joint and coil positioning inside the MRI scanner depends on the impairment and bone kinematics or tendon displacement to be explored (Table 3) (Movie 1, 2, 3 and 4).

The joint of interest must be positioned as centrally as possible inside the MRI bore to obtain a homogeneous field. Flex RF coils are often used for these acquisitions and must be positioned close to the joint for better signal homogeneity and SNR while preventing its displacement during joint motion. This may require specific fixtures to maintain the RF coil position close to the joint and to avoid contact with the body surface if necessary [26]. In most cases, cushions and devices provided by manufacturers should be effectively used without the need for additional fixtures [26, 32]. Joint positioning in the scanner requires a trade-off between the possible ROM and the necessity to be as close as possible to the

RF coil to enhance the SNR. This primarily depends on the RF coil type and size that is available for each scanner. Joint motion may also be limited by its positioning within the MRI bore and by the bore size on closed-bore MRI scanners.

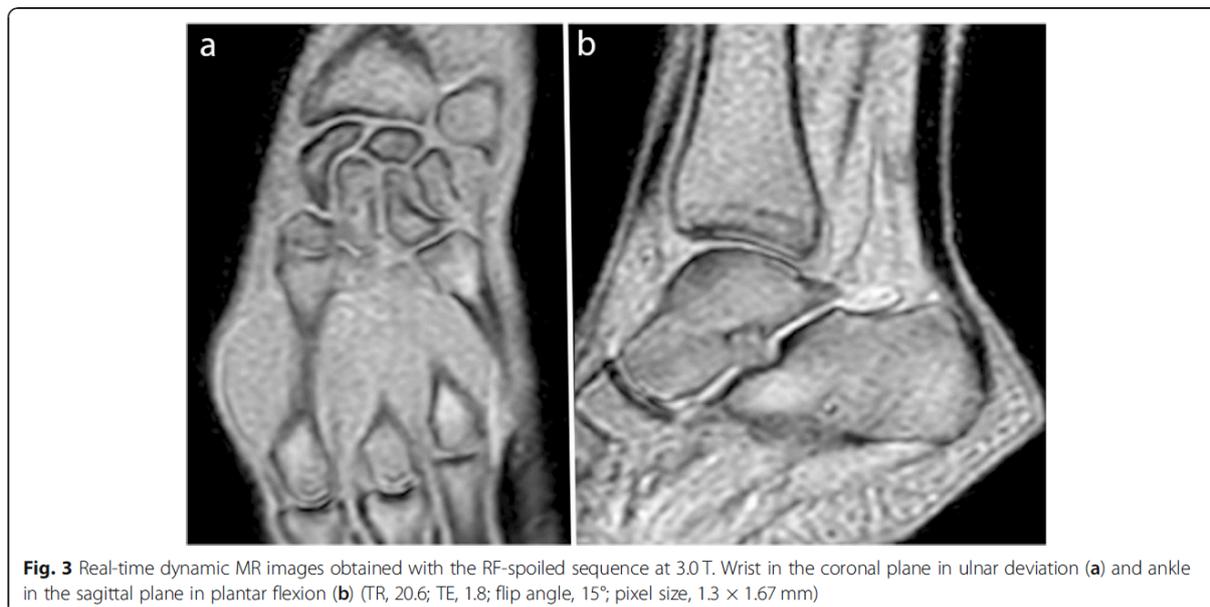
The incorporation of dynamic MRI acquisition in addition to the standard clinical MR exam with static sequences poses multiple challenges. The position of the patient or the RF coil should not be changed throughout the exam. Furthermore, the addition of the dynamic sequence should not substantially increase the total acquisition time. The RF coils used for real-time dynamic MRI make it possible to acquire standard static images with high image quality and thus can be used for both static and dynamic acquisitions at the same time and with the same setup [5, 28, 29, 37].

Considering these requirements, we have provided recommendations from the literature for setting up each joint type in the MRI scanner. For this purpose, we classified the joints into three groups for patient positioning and equipment setup description:

**Table 2** Sequence parameters reported in the recent literature for real-time joint dynamic MRI sequences at 1.5 T and 3.0 T

|                                  | Balanced SSFP |                | RF-spoiled       |                    | UFGE          |
|----------------------------------|---------------|----------------|------------------|--------------------|---------------|
|                                  | 1.5 T [28]    | 3.0 T [29, 33] | 1.5 T [36, 44]   | 3.0 T [29, 34, 35] | 3.0 T [5, 37] |
| Field strength                   | 1.5 T [28]    | 3.0 T [29, 33] | 1.5 T [36, 44]   | 3.0 T [29, 34, 35] | 3.0 T [5, 37] |
| TR (ms)                          | 3.6           | 3.98–4.71      | 3.18–7.8         | 3.13–20.6          | 2.4–2.7       |
| TE (ms)                          | 1.3           | 1.75–2.36      | 1.4–3.3          | 1.74–3.3           | 1.2–1.3       |
| Flip angle (degree)              | 65            | 46–47          | 8–20             | 8–20               | 10–15         |
| Bandwidth (Hz/pixel)             | NR            | 454–930        | 200, NR for [44] | 990                | NR            |
| Pixel size (mm)                  | 1.6           | 0.94–1.07      | 1.4–1.56 × 2.88  | 0.57–1.07          | 1             |
| Slice thickness (mm)             | 10            | 6              | 10               | 6–8                | 4–5           |
| Number of time frames            | 7             | 10–60          | 40, NR for [44]  | 10–16              | 30–40         |
| Mean acquisition time/image (ms) | 285           | 475–562        | 331–500          | 197–351            | 31–233        |

NR not reported



- Proximal joints (shoulder, hip)
- Intermediate joints (elbow, knee)
- Distal joints (wrist, hand, ankle, foot)



#### Proximal joints

Dynamic imaging of proximal joints is challenging because these joints are hard to reach for RF coil positioning. The setup should be optimized for achieving maximal ROM within the MRI scanner bore. The patient is typically positioned supine, head-first into the bore for the shoulder examination and feet-first for the hip examination, with the joint close to the MR bore center, which allows more space for movement to occur [28]. For the shoulder examination, the arm is positioned along the patient's side at rest [28, 58]. The coils are placed around the joint and could be maintained by a harness to avoid displacement during motion (Fig. 5, Movie 5) [58].

**Table 3** Clinical applications of joint dynamic MRI

|          |  |
|----------|--|
| Shoulder | Subacromial impingement [49, 50]               |
| Wrist    | Scapholunate instability [51]                  |
|          | Extensor carpi ulnaris tendon instability [32] |
| Finger   | Pulley injuries [52]                           |
| Hip      | Femoroacetabular impingement [53]              |
| Knee     | Patellofemoral instability [16, 23, 43, 54]    |
|          | Anterior cruciate ligament deficiency [55–57]  |
|          | Post-traumatic medial laxity [36]              |
| Ankle    | Peroneal tendon subluxation [47]               |



**Fig. 5** Patient and coil positioning for shoulder (a) and hip (b) motion evaluation in an Achieva dStream 3.0T Philips MRI scanner

### Intermediate joints

For the study of the elbow, the patient is positioned prone, head-first, arm above the head, with the elbow in the center of the RF coil which is held by a support (Fig. 6a) [26]. The kinematic study of the knee joint can be performed on a subject in a supine position, feet-first, with the flex coil held by a device around the joint (Fig. 6b) [59, 60]. The installation of a cushion under the knee increases the flexion/extension and degrees of freedom [5, 43], which are limited by the bore diameter and the size of the lower limb [61]. Unrestrained knee flexion/extension can also be achieved with the patient in side lying position and a large flex coil placed on the knee, and the other limb put on the coil to prevent its displacement (Fig. 6c) [44]. Some authors have also proposed prone positioning of the patient, allowing passive knee flexion [61] or knee flexion against resistance [18, 62].

### Distal joints

All degrees of motion of distal joints can be studied within the MRI scanner. For the wrist and hand, the patient is positioned prone, head-first, with the upper limb raised above the head. Langner et al. studied the abduction/adduction motion of the wrist with a flex coil

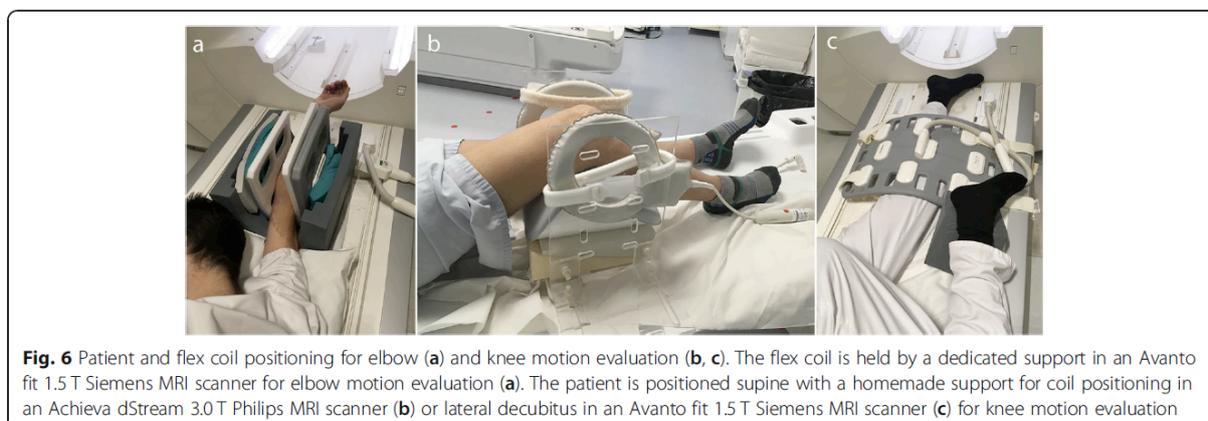
positioned on the table parallel to the motion without any support [51].

The distal situation of these joints makes it possible to use a “rigid” RF coil. Bayer et al. performed dynamic MRI sequences of the finger with a sky boot-shaped coil [63], whereas Schellhammer and Vantorre used a knee coil to study finger motion [52]. The hand can also be positioned within a head coil to investigate all degrees of freedom (Fig. 7a) [29, 33], whereas Kaiser et al. used an extremity coil to explore wrist pronation-supination [32]. Given the difference between the coil size and the small joint volume, the use of pads or foams to hold the hand in a central position within the coil and to avoid undesired motion is required (Fig. 7b) [32].

For the ankle, the patient is in the supine position, and images can be obtained using a flex coil that is positioned around the joint with a device adapted to the RF coil model (Fig. 7c) [22, 24, 26].

### Limitations, solutions, and perspectives

Real-time dynamic MRI is based on high temporal resolution, but it also requires sufficient contrast, SNR, and spatial resolution for joint motion evaluations through image post-processing. The image quality also depends



**Fig. 6** Patient and flex coil positioning for elbow (a) and knee motion evaluation (b, c). The flex coil is held by a dedicated support in an Avanto fit 1.5 T Siemens MRI scanner for elbow motion evaluation (a). The patient is positioned supine with a homemade support for coil positioning in an Achieva dStream 3.0T Philips MRI scanner (b) or lateral decubitus in an Avanto fit 1.5 T Siemens MRI scanner (c) for knee motion evaluation



**Fig. 7** Patient and coil positioning for wrist (a), finger (b), and ankle motion evaluation (c). The wrist is positioned within a head coil in an Achieva dStream 3.0 T Philips MRI scanner (a). The hand is positioned within an extremity coil (which is opened to show positioning inside) for finger motion evaluation in an Achieva dStream 3.0 T Philips MRI scanner (b). The flex coil is positioned in the support of ankle motion evaluation in an Optima 1.5 T GE (c). Some cushions and sandbags are added to maintain the joint in the selected plane

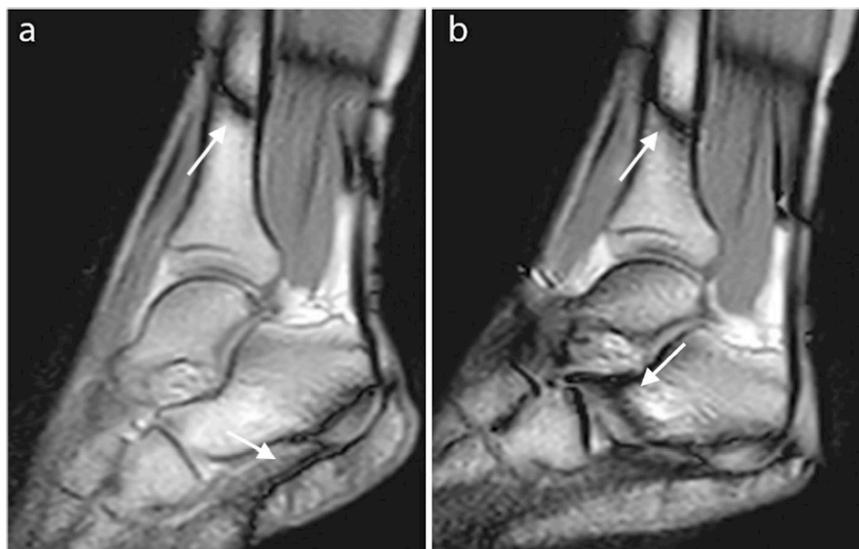
on the MRI scanner, magnetic field strength, and RF coil type [10]. Acquiring MRI at 3.0 T using flex coils with 16 channels can improve the acquisition time, SNR, and spatial resolution (Table 2).

However, these gradient echo sequences can be affected by some artifacts that worsen with higher magnetic field strength. Moreover, these sequences are susceptible to magnetic field inhomogeneities, resulting in signal loss and deformation. For example, a chemical shift artifact can appear as a black border at the fat/water interface. These artifacts can be reduced with a larger bandwidth, even if it decreases the SNR [33]. Chemical shift artifacts can also be reduced with in-phase TE [64].

Susceptibility and motion artifacts can be reduced with acceleration techniques such as parallel imaging with

phased-array RF coils and partial or radial sampling of the  $k$ -space with iterative reconstructions [29, 65–68], which allow improvements in image quality and temporal resolution.

The balanced SSFP sequence is also deteriorated by band artifacts due to off-resonance effects from  $B_0$  non-uniformity, which are not present in RF-spoiled and UFGE sequences. These band artifacts can appear over the joint and disturb image analysis, in particular at 3.0 T (Fig. 8) [29, 45]. They can be reduced by minimizing TR or by using a 3D shim at the beginning of the examination [26, 64]. Other methods to reduce these band artifacts include the use of alternating TR, which widens the space between these bands [69]; multiple-offset method; frequency modulation [70]; or the use of



**Fig. 8** Sagittal balanced SSFP image of the ankle in plantar (a) and dorsal (b) flexion. Band artifacts appear as black lines that move on the image during motion

specific algorithms [71]. Band artifacts can also be reduced by positioning the joint in an intermediate position during calibration, considering its ROM [26]. Field inhomogeneity is increased in the case of large difference in size between the joint and the RF coil, as for finger examination. Adding dielectric pads around the joint can improve the homogeneity of the field and reduce artifacts [33].

New post-processing methods are being developed to register images obtained during motion with high-resolution 3D static images. These methods make it possible to track bone motion in real-time [31, 37], to obtain 3D reconstructions of the bone structures during motion [34], and, therefore, to provide accurate quantitative biomechanical data.

## Conclusion

Three gradient echo sequences (balanced SSFP, RF-spoiled, and UFGE sequences) are available for real-time dynamic MRI of joints of the upper and lower limbs during continuous motion, considering their excellent temporal resolution, good SNR, and contrast. However, real-time dynamic MRI requires the adaptation of the sequence parameters, rigorous patient and coil positioning to allow an evaluation with a sufficient level of quality. These real-time sequences can be incorporated within a daily protocol for joint MR analysis due to their short acquisition time and would allow to better understand dynamic outcomes from specific joint disorders or to diagnose conditions not otherwise detected with static imaging. Future work may be focused on post-processing method integration in current exams to improve the SNR and to obtain 3D reconstruction while maintaining a short acquisition time.

## Supplementary information

Supplementary information accompanies this paper at <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00868-5>.

**Additional file 1: Movie 1.** Balanced SSFP sequence of the shoulder in the axial plane during rotation at 3.0 T (same parameters as Fig. 1). This sequence shows glenohumeral rotation, subscapular tendon excursion and the contraction of the subscapularis and infraspinatus muscles during internal and external rotation, respectively.

**Additional file 2: Movie 2.** Balanced SSFP sequence of the wrist in the coronal plane during radial/ulnar abduction at 3.0 T (same parameters as Fig. 1). This sequence shows wrist bones relationship during motion.

**Additional file 3: Movie 3.** RF-spoiled sequence of the ankle in the sagittal plane during flexion at 3.0 T (same parameters as Fig. 3). This sequence allows us to investigate tibiotalar motion and Achilles tendon excursion.

**Additional file 4: Movie 4.** UFGE sequence of the finger in the sagittal plane during flexion at 3.0 T (same parameters as Fig. 4). This sequence allows the evaluation of bones motion and flexor tendon excursion.

**Additional file 5: Movie 5.** Shoulder motion in the three degrees of freedom after coil positioning.

## Abbreviations

3D: Three-dimensional; CT: Computed tomography; MRI: Magnetic resonance imaging; RF: Radio frequency; ROM: Range of motion; SNR: Signal-to-noise

ratio; SSFP: Steady-state free precession; TE: Echo time; TR: Repetition time; UFGE: Ultra-fast gradient echo

## Acknowledgements

The authors thank the application engineers from GE Healthcare, Philips Healthcare, and Siemens Healthineers for their valuable help, and the radiographers from Brest University and Military Teaching hospitals.

## Authors' contributions

MG was the major contributor in writing and organizing the manuscript. MG and BB conducted the literature search. BB and DBS supervised the work and made substantial contributions to the design of the study. KM, SB, and FR read, reviewed, and contributed with their expertise in their different fields to the final manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

## Funding

The authors declare that this work has not received any funding.

## Availability of data and materials

Not applicable

## Ethics approval and consent to participate

Not applicable

## Consent for publication

Not applicable

## Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

## Author details

<sup>1</sup>Department of Radiology, Military Teaching Hospital Clermont-Tonnerre, Rue du colonel Fonferrier, 29240 Brest, Cedex 9, France. <sup>2</sup>Department of Radiology, University Hospital Morvan, Brest, France. <sup>3</sup>Laboratory of Medical Information Processing (LATIM), INSERM-UMR 1101, Brest, France. <sup>4</sup>University of Western Brittany (UBO), Brest, France. <sup>5</sup>University Hospital, Brest, France. <sup>6</sup>IMT Atlantique, UBL, Brest, France. <sup>7</sup>Department of Physical and Medical Rehabilitation, University Hospital Morvan, Brest, France. <sup>8</sup>Department of Paediatric Physical and Medical Rehabilitation, Fondation Ildys, Brest, France. <sup>9</sup>Department of Radiology, University Hospital La Cavale Blanche, Brest, France.

Received: 23 November 2019 Accepted: 2 April 2020

Published online: 19 May 2020

## References

1. Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W (2004) Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32:975–983
2. Draper CE, Besier TF, Fredericson M et al (2011) Differences in patellofemoral kinematics between weight-bearing and non-weight-bearing conditions in patients with patellofemoral pain. *J Orthop Res* 29:312–317
3. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG (2003) Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther* 33:677–685
4. McWalter EJ, O'Kane CM, FitzPatrick DP, Wilson DR (2014) Validation of an MRI-based method to assess patellofemoral joint contact areas in loaded knee flexion in vivo: patellofemoral contact area validation. *J Magn Reson Imaging* 39:978–987
5. d'Entremont AG, Nordmeyer-Massner JA, Bos C, Wilson DR, Pruessmann KP (2013) Do dynamic-based MR knee kinematics methods produce the same results as static methods? *Magn Reson Med* 69:1634–1644
6. Carr R, MacLean S, Slavotinek J, Bain GI (2019) Four-dimensional computed tomography scanning for dynamic wrist disorders: prospective analysis and recommendations for clinical utility. *J Wrist Surg* 08:161–167
7. Guillin R, Marchand AJ, Roux A, Niederberger E, Duvauferrier R (2012) Imaging of snapping phenomena. *Br J Radiol* 85:1343–1353

8. Li G, Van de Velde SK, Bingham JT (2008) Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion. *J Biomech* 41:1616–1622
9. Teixeira P, Gervaise A, Louis M et al (2015) Musculoskeletal wide-detector CT kinematic evaluation: from motion to image. *Semin Musculoskelet Radiol* 19:456–462
10. Shapiro LM, Gold GE (2012) MRI of weight bearing and movement. *Osteoarthritis Cartilage* 20:69–78
11. Secterm U, Pflugfelder PW, White RD et al (1987) Cine MR imaging: potential for the evaluation of cardiovascular function. *AJR Am J Roentgenol* 148:239–246
12. van Dijk P (1984) ECG-triggered NMR imaging of the heart. *Diagn Imaging Clin Med* 53:29–37
13. Melchert UH, Schröder C, Brossmann J, Muhle C (1992) Motion-triggered cine MR imaging of active joint movement. *Magn Reson Imaging* 10:457–460
14. Burnett KR, Davis CL, Read J (1987) Dynamic display of the temporomandibular joint meniscus by using "fast-scan" MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 149:959–962
15. Zhu Y, Pelc NJ (1999) Three-dimensional motion tracking with volumetric phase contrast MR velocity imaging. *J Magn Reson Imaging* 9:111–118
16. Muhle C, Brossmann J, Melchert UH et al (1995) Functional MRI of the patellofemoral joint: comparison of ultrafast MRI, motion-triggered cine MRI and static MRI. *Eur Radiol* 5:371–378
17. Borotikar B, Lempereur M, Lelievre M, Burdin V, Ben Salem D, Brochard S (2017) Dynamic MRI to quantify musculoskeletal motion: a systematic review of concurrent validity and reliability, and perspectives for evaluation of musculoskeletal disorders. *PLoS One* 12:e0189587
18. Shellock FG (2003) Functional assessment of the joints using kinematic magnetic resonance imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 7:249–276
19. Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Fox JM (1989) Patellar tracking abnormalities: clinical experience with kinematic MR imaging in 130 patients. *Radiology* 172:799–804
20. Schmid MR, Hodler J, Cathrein P, Duestwell S, Jacob HAC, Romero J (2002) Is impingement the cause of jumper's knee? Dynamic and static magnetic resonance imaging of patellar tendinitis in an open-configuration system. *Am J Sports Med* 30:388–395
21. Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Galloway HR, Woods KR (2005) Association between abnormal kinematics and degenerative change in knees of people with chronic anterior cruciate ligament deficiency: a magnetic resonance imaging study. *Aust J Physiother* 51:233–240
22. Tokuda O, Awaya H, Taguchi K, Matsunga N (2006) Kinematic MRI of the normal ankle ligaments using a specially designed passive device. *Foot Ankle Int* 27:935–942
23. Brossmann J, Muhle C, Büll CC et al (1994) Evaluation of patellar tracking in patients with suspected patellar malalignment: cine MR imaging vs arthroscopy. *AJR Am J Roentgenol* 162:361–367
24. Sheehan FT, Seisler AR, Siegel KL (2007) In vivo talocrural and subtalar kinematics: a non-invasive 3D dynamic MRI study. *Foot Ankle Int* 28:323–335
25. Shellock FG, Foo TK, Deutsch AL, Mink JH (1991) Patellofemoral joint: evaluation during active flexion with ultrafast spoiled GRASS MR imaging. *Radiology* 180:581–585
26. Quick HH, Ladd ME, Hoefel M et al (2002) Real-time MRI of joint movement with trueFISP. *J Magn Reson Imaging* 15:710–715
27. Draper CE, Santos JM, Kourtis LC et al (2008) Feasibility of using real-time MRI to measure joint kinematics in 1.5 T and open-bore 0.5 T systems. *J Magn Reson Imaging* 28:158–166
28. Pierrart J, Lefèvre-Colau MM, Skalli W et al (2014) New dynamic three-dimensional MRI technique for shoulder kinematic analysis. *J Magn Reson Imaging* 39:729–734
29. Shaw CB, Foster BH, Borgese M et al (2019) Real-time three-dimensional MRI for the assessment of dynamic carpal instability. *PLoS One* 14:e0222704
30. Yen P, Katzberg RW, Buonocore MH, Sonico J (2013) Dynamic MR imaging of the temporomandibular joint using a balanced steady-state free precession sequence at 3 T. *AJNR Am J Neuroradiol* 34:E24–E26
31. Gilles B, Perrin R, Magnenat-Thalmann N, Vallee JP (2005) Bone motion analysis from dynamic MRI: acquisition and tracking. *Acad Radiol* 12:1285–1292
32. Kaiser P, Kellermann F, Arora R, Henninger B, Rudisch A (2018) Diagnosing extensor carpi ulnaris tendon dislocation with dynamic rotation MRI of the wrist. *Clin Imaging* 51:323–326
33. Boutin RD, Buonocore MH, Immerman I et al (2013) Real-time magnetic resonance imaging (MRI) during active wrist motion—initial observations. *PLoS One* 8:e84004
34. Makki K, Borotikar B, Garetier M, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F (2019) In vivo ankle joint kinematics from dynamic magnetic resonance imaging using a registration-based framework. *J Biomech* 86:193–203
35. Henrichon SS, Foster BH, Shaw C et al (2020) Dynamic MRI of the wrist in less than 20 seconds: normal midcarpal motion and reader reliability. *Skeletal Radiol* 49:241–248
36. Studler U, White LM, Deslandes M, Geddes C, Sussman MS, Theodoropoulos J (2011) Feasibility study of simultaneous physical examination and dynamic MR imaging of medial collateral ligament knee injuries in a 1.5-T large-bore magnet. *Skeletal Radiol* 40:335–343
37. Clarke EC, Martin JH, d'Entremont AG, Pandy MG, Wilson DR, Herbert RD (2015) A non-invasive, 3D, dynamic MRI method for measuring muscle moment arms in vivo: demonstration in the human ankle joint and Achilles tendon. *Med Eng Phys* 37:93–99
38. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng H-LM, Shroff MM (2008) Steady-state MR imaging sequences: physics, classification, and clinical applications. *Radiographics* 28:1147–1160
39. Bieri O, Scheffler K (2013) Fundamentals of balanced steady state free precession MRI. *J Magn Reson Imaging* 38:2–11
40. Hargreaves B (2012) Rapid gradient-echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 36:1300–1313
41. Fuchs F, Laub G, Othomo K (2003) TrueFISP—technical considerations and cardiovascular applications. *Eur J Radiol* 46:28–32
42. Elster AD (1993) Gradient-echo MR imaging: techniques and acronyms. *Radiology* 186:1–8
43. Burke CJ, Kaplan D, Block T et al (2018) Clinical utility of continuous radial magnetic resonance imaging acquisition at 3 T in real-time patellofemoral kinematic assessment: a feasibility study. *Arthroscopy* 34:726–733
44. Fiorentino NM, Lin JS, Ridder KB, Guttman MA, McVeigh ER, Blemker SS (2013) Rectus femoris knee muscle moment arms measured *in vivo* during dynamic motion with real-time magnetic resonance imaging. *J Biomech Eng* 135:044501
45. Lingala SG, Sutton BP, Miquel ME, Nayak KS (2016) Recommendations for real-time speech MRI. *J Magn Reson Imaging JMRI* 43:28–44
46. Frahm J, Voit D, Uecker M (2019) Real-time magnetic resonance imaging: radial gradient-echo sequences with nonlinear inverse reconstruction. *Invest Radiol* 54:757–766
47. VanPelt MD, Landrum MR, Igbiginigie M, Wadhwa V, Chhabra A (2017) Kinematic magnetic resonance imaging of peroneal tendon subluxation with intraoperative correlation. *J Foot Ankle Surg* 56:395–397
48. Sheehan FT (2012) The 3D *in vivo* Achilles' tendon moment arm, quantified during active muscle control and compared across sexes. *J Biomech* 45:225–230
49. Tempelaere C, Pierrart J, Lefèvre-Colau MM et al (2016) Dynamic three-dimensional shoulder MRI during active motion for investigation of rotator cuff diseases. *PLoS One* 11:e0158563
50. Tasaki A, Nimura A, Nozaki T et al (2015) Quantitative and qualitative analyses of subacromial impingement by kinematic open MRI. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 23:1489–1497
51. Langner I, Fischer S, Eisenschenk A, Langner S (2015) Cine MRI: a new approach to the diagnosis of scapholunate dissociation. *Skeletal Radiol* 44:1103–1110
52. Schellhammer F, Vantorre A (2019) Semi-dynamic MRI of climbing-associated injuries of the finger. *Skeletal Radiol* 48:1435–1437
53. Burke CJ, Walter WR, Gyftopoulos S et al (2019) Real-time assessment of femoroacetabular motion using radial gradient echo magnetic resonance arthrography at 3 Tesla in routine clinical practice: a pilot study. *Arthroscopy* 35:2366–2374
54. Muhle C, Brossmann J, Heller M (1999) Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint. *Eur Radiol* 9:508–518
55. Guenoun D, Vaccaro J, Le Corroller T et al (2017) A dynamic study of the anterior cruciate ligament of the knee using an open MRI. *Surg Radiol Anat* 39:307–314
56. Haugom BD, Souza R, Schairer WW, Li X, Benjamin Ma C (2012) Evaluating rotational kinematics of the knee in ACL-ruptured and healthy patients using 3.0 Tesla magnetic resonance imaging. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20:663–670
57. Barrance PJ, Williams GN, Snyder-Mackler L, Buchanan TS (2006) Altered knee kinematics in ACL-deficient non-copers: a comparison using dynamic MRI. *J Orthop Res* 24:132–140

58. Matsui K, Tachibana T, Nobuhara K, Uchiyama Y (2018) Translational movement within the glenohumeral joint at different rotation velocities as seen by cine MRI. *J Exp Orthop* 5:7
59. Borotikar BS, Sipprell WH 3rd, Wible EE, Sheehan FT (2012) A methodology to accurately quantify patellofemoral cartilage contact kinematics by combining 3D image shape registration and cine-PC MRI velocity data. *J Biomech* 45:1117–1122
60. Westphal CJ, Schmitz A, Reeder SB, Thelen DG (2013) Load-dependent variations in knee kinematics measured with dynamic MRI. *J Biomech* 46:2045–2052
61. Lin CC, Zhang S, Frahm J, Lu TW, Hsu CY, Shih TF (2013) A slice-to-volume registration method based on real-time magnetic resonance imaging for measuring three-dimensional kinematics of the knee. *Med Phys* 40:102302
62. Powers CM, Shellock FG, Pfaff M (1998) Quantification of patellar tracking using kinematic MRI. *J Magn Reson Imaging* 8:724–732
63. Bayer T, Adler W, Janka R, Uder M, Roemer F (2017) Magnetic resonance cinematography of the fingers: a 3.0 Tesla feasibility study with comparison of incremental and continuous dynamic protocols. *Skeletal Radiol* 46:1721–1728
64. Huang SY, Seethamraju RT, Patel P, Hahn PF, Kirsch JE, Guimaraes AR (2015) Body MR imaging: artifacts, k-space, and solutions. *Radiographics* 35:1439–1460
65. Zaitsev M, Maclaren J, Herbst M (2015) Motion artifacts in MRI: a complex problem with many partial solutions. *J Magn Reson Imaging* 42:887–901
66. Doshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N (2012) Parallel MR imaging. *J Magn Reson Imaging* 36:55–72
67. Tsao J, Kozerke S (2012) MRI temporal acceleration techniques. *J Magn Reson Imaging* 36:543–560
68. Uecker M, Zhang S, Voit D, Merboldt KD, Frahm J (2012) Real-time MRI: recent advances using radial FLASH. *Imaging Med* 4:461–476
69. Nayak KS, Lee HL, Hargreaves BA, Hu BS (2007) Wideband SSFP: alternating repetition time balanced steady state free precession with increased band spacing. *Magn Reson Med* 58:931–938
70. Foxall DL (2002) Frequency-modulated steady-state free precession imaging. *Magn Reson Med* 48:502–508
71. Björk M, Ingle RR, Gudmundson E, Stoica P, Nishimura DG, Barral JK (2014) Parameter estimation approach to banding artifact reduction in balanced steady-state free precession. *Magn Reson Med* 72:880–892

### Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Submit your manuscript to a SpringerOpen® journal and benefit from:

- Convenient online submission
- Rigorous peer review
- Open access: articles freely available online
- High visibility within the field
- Retaining the copyright to your article

---

Submit your next manuscript at ► [springeropen.com](https://www.springeropen.com)

---

La revue de la littérature permet de dégager certaines caractéristiques pour l'analyse avec les séquences EGR temps réel des articulations en mouvement. Ces séquences présentent **un TR et un TE le plus court possible**, en général de moins de 10 millisecondes. **L'angle de bascule est faible** pour les séquences de type EGR avec destruction de l'aimantation transversale. Les artefacts liés à ces séquences peuvent être réduits par une adaptation des paramètres. Un TE en phase permet de réduire les artefacts de déplacement chimique. Une large bande-passante diminue les artefacts en bande rencontrés dans les séquences EGR avec gradients équilibrés, mais au détriment du Rapport Signal sur Bruit (RSB) [115]. Le choix de la matrice, de la taille du champ de vue et du nombre de coupes résulte d'un **compromis** avec la résolution temporelle. En effet, la diminution de la taille des pixels ou l'augmentation du nombre de coupes s'accompagne d'une augmentation du temps d'acquisition par image.

Un **balayage cartésien** du plan de Fourier est souvent employé en IRM temps réel car plus simple à reconstruire et moins sensible aux inhomogénéités de champ magnétique et aux imperfections techniques [116,117]. Cependant, un balayage non-cartésien de type **radial** a été utilisé dans plusieurs études. En effet, chaque rayon de ce balayage va d'une part couvrir le centre du plan de Fourier et contribuer au signal de l'image, et d'autre part apporter des informations sur les hautes et basses fréquences spatiales qui vont construire l'ensemble de l'image. Le suréchantillonnage du centre de l'espace  $k$  permet de corriger les modifications de signal et rend ce mode d'acquisition **moins sensible aux artefacts de mouvement** liés au codage de phase en mode cartésien. Par ailleurs, comme chaque rayon contribue de manière équivalente à l'information de l'image finale, le nombre de rayons par image peut être réduit sans modification notable sur l'image reconstruite, mais avec une **réduction substantielle du temps d'acquisition**. Ce mode de balayage a surtout été utilisé sur les séquences temps réel EGR avec destruction de l'aimantation transversale et celles avec renfort de l'aimantation transversale [65,118]. Il permet d'améliorer la résolution temporelle et la qualité de l'image en séquence temps réel [23,116–119]. Dans l'étude de Shaw et al., la résolution temporelle sur le poignet au cours d'une séquence EGR avec destruction de l'aimantation transversale était de 351 ms en balayage cartésien et de 315 ms en balayage radial, voire 134 ms en réduisant le nombre de rayons balayés de 100 à 40, pour une taille de pixel de 1,1 mm [118]. Burke et al. ont également obtenu sur le genou une

acquisition temps réel avec une résolution temporelle de 49 ms pour une taille de pixel à 2 mm [65]. Son emploi est privilégié sur les machines 3.0T compte tenu des performances de ces appareils et de leurs antennes [119]. Cependant, ce mode de balayage ne permet pas de reconstruire directement l'image à partir d'une transformée de Fourier et nécessite une **étape intermédiaire**. La méthode initialement développée est celle du remaillage (*gridding*) basée notamment sur une interpolation rectiligne des données dans un format cartésien par convolution avec un kernel de Kaiser-Bessel. Cet algorithme est par contre responsable d'artefacts en stries. L'utilisation d'algorithmes de **reconstruction itérative** permet d'améliorer la qualité de l'image obtenue par rapport au *gridding* en conservant une excellente résolution spatiale, notamment par résolution d'un problème inverse non-linéaire. Ces techniques sont basées sur un **nombre élevé de calculs** qui allonge le temps de reconstruction de l'image et nécessitent le plus souvent un matériel informatique dédié avec de nombreux processeurs graphiques, non disponible en pratique courante et qui doit être ajouté aux appareils commercialisés [23,116–119]. Un **apprentissage profond** basé sur ces techniques de reconstruction itérative permet de réduire le temps de reconstruction des données IRM avec une qualité d'image équivalente ou supérieure, et pourrait être développé pour cette application [120,121].

Les **antennes** utilisées en IRM dynamique ostéo-articulaire sont le plus souvent des antennes de surface souples. Leur installation autour de l'articulation répond à trois contraintes pour la réalisation d'une IRM dynamique temps réel :

- 1) être au plus près de la zone à explorer, afin de récupérer le meilleur signal possible,
- 2) ne pas limiter l'amplitude du mouvement,
- 3) éviter son déplacement lors du mouvement, ce qui pourrait dégrader l'image obtenue.

Un support dédié peut donc être nécessaire dans certains cas, comme au niveau du coude, du genou et de la cheville. Il doit être adapté à la forme de l'antenne fournie avec l'IRM. Le mouvement des articulations proximales et intermédiaires est par ailleurs limité au sein du tunnel de l'IRM. La situation distale et le volume de la main et du poignet rendent par contre possible l'utilisation des antennes volumiques « rigides » dédiées pour l'acquisition d'images sur ces articulations au cours du mouvement.

## **2.2 Évaluation et comparaison de la qualité des images entre deux séquences temps réel pour l'IRM dynamique des articulations distales (article 2)**

L'amélioration de la résolution temporelle s'accompagne d'une diminution de la qualité de l'image par rapport aux séquences statiques [122], avec une résolution spatiale inversement proportionnelle à la résolution temporelle [118]. La qualité de l'image peut être également dégradée par différents artefacts, comme les artefacts de susceptibilité magnétique, les **artefacts en bande** spécifiques des séquences EGR avec gradients équilibrés sensibles aux inhomogénéités de champ magnétique, ou les artefacts de repliement liés au remplissage linéaire du plan de Fourier.

Peu d'études évaluent la qualité des séquences EGR temps réel en comparaison avec une séquence de référence. Les séquences EGR avec gradients équilibrés possèdent un **excellent Rapport Signal sur Bruit et Contraste sur Bruit** (RCB) [123]. Cependant, les artefacts en bande inhérents à cette séquence sont majorés par l'augmentation du champ magnétique, qui permet pourtant d'améliorer la résolution temporelle, spatiale et le RSB. Ces éléments ne sont donc pas suffisants pour évaluer la qualité de l'image qui doit également prendre en compte l'appréciation subjective de la qualité par des échelles d'évaluation, comme l'échelle de Likert [122,124,125].

Sans l'article « Assessment and comparison of images quality between two real-time sequences for dynamic MRI acquisition of distal joints », nous avons comparé la qualité des images obtenues en IRM dynamique temps réel au niveau du doigt et de la cheville à 3.0T avec deux séquences EGR : une avec destruction de l'aimantation transversale, et une avec gradients équilibrés. Le but de cette étude était de déterminer la séquence avec la meilleure qualité d'image pour cette application. La qualité des images obtenues au cours du mouvement était évaluée par la mesure du RSB et du RCB sur différentes structures anatomiques, mais également par l'appréciation visuelle de ces structures par deux lecteurs à l'aide d'une échelle semi-quantitative notée de 0 (non analysable) à 10 (excellente). La qualité globale de chaque image était également estimée avec cette échelle. Le score d'appréciation visuelle était significativement supérieur pour la séquence EGR avec destruction de l'aimantation transversale au cours du mouvement pour les deux lecteurs, avec une variation moins importante. Le RSB et le RCB étaient plus importants pour la séquence EGR avec gradients équilibrés.

Cet article est en préparation pour la revue « Diagnostic and Interventional Imaging ».

## **Assessment and comparison of images quality between two real-time sequences for dynamic MRI acquisition of distal joints.**

Marc Garetier<sup>1,2,3</sup>, Jean Rousset<sup>1</sup>, Karim Makki<sup>3,4</sup>, Sylvain Brochard<sup>3,5,6,7</sup>, François Rousseau<sup>3,4</sup>, Douraïed Ben Salem<sup>3,7,8</sup>, Bhushan Borotikar<sup>3,7,9</sup>

- 1: Department of Radiology, Military Teaching Hospital Clermont-Tonnerre, Brest, France
- 2: Department of Radiology, University Hospital Morvan, Brest, France
- 3: Laboratory of Medical Information Processing (LATIM), INSERM-UMR 1101, Brest, France
- 4: IMT Atlantique, UBL, Brest, France
- 5: Department of Physical and Medical Rehabilitation, University Hospital Morvan, Brest, France
- 6: Department of Paediatric Physical and Medical Rehabilitation, Fondation Ildys, Brest, France
- 7: University of Western Brittany (UBO), Brest, France
- 8: Department of Radiology, University Hospital La Cavale Blanche, Brest, France
- 9: University Hospital, Brest, France

### **Abstract**

**Rationale and Objectives :** Real-time dynamic MRI is a promising technique for joint analysis during motion and is based mainly on two rapid gradient echo sequences : RadioFrequency (RF)-spoiled sequence and balanced Steady-State Free Precession (bSSFP) sequence. However, the efficacy of using a particular sequence to analyze distal joint motion is not well reported. The purpose of this study was to assess and compare the image quality of these two sequences acquired during the motion of finger and ankle joints.

**Materials and Methods :** A real-time dynamic image acquisition protocol including RF-spoiled and bSSFP sequences with time/image less than 300 milliseconds was performed using 3.0T MRI scanner on ten fingers and twelve ankles from healthy subjects during active motion. Image quality criteria were evaluated on each time frame and compared between these two sequences. Signal-to-Noise Ratio (SNR) and Contrast-to-Noise Ratio (CNR) were determined for regions of interests on cortical bone, tendon and muscle. Visualization of anatomical structures and overall image quality appreciation were rated by two radiologists using a 10-point grading scale.

Results : Mean CNR was significantly higher with bSSFP sequence compared to RF-spoiled sequence, except for muscle in fingers and tendons in ankle. Grading score ranged from 5 to 9.3 and was significantly higher for bone and joint evaluation and overall image appreciation with RF-spoiled sequence for both joints. The standard deviation for SNR, CNR and grading score during motion was higher with bSSFP sequences in both the joints. The inter-reader reliability was excellent ( $>0.75$ ) for the evaluation of anatomical structures in both the sequences.

Conclusion : Image quality of RF-spoiled sequence was more suitable than bSSFP sequence for the *in vivo* dynamic evaluation of distal joints in a 3.0T scanner.

**Keywords** : Joints ; Magnetic Resonance Imaging ; Motion ; Musculoskeletal system ; Quality.

## Introduction

Dynamic MRI for joint motion study has been developed since the early 90s, based on the sequences developed for cardiac and blood flow imaging [1]. Dynamic MRI allows an evaluation of the entire joint during motion including bones and soft tissues (tendons, muscles, cartilages, and ligaments) [2]. There are multiple dynamic MRI techniques for joint evaluation during motion, that we can be categorized in three groups based on the method used for image acquisition :

- 1) incremental imaging, named kinematic MRI,
- 2) motion-triggered imaging, including cine-MRI and cine phase-contrast technique,
- 3) real-time imaging.

The principal sequences used for image acquisition during dynamic MRI of the musculoskeletal structures are cine phase-contrast and real-time sequences which reported to have excellent validity and reliability [3]. Cine phase-contrast sequences provide quantitative data coupled with anatomical images but need to repeat the motion several times during an acquisition of few minutes and to identify the cyclic motion with a trigger. The single motion data is the reconstructed by synchronizing from the repetitive cyclic data acquisitions [4]. Real-time dynamic MRI is mainly based on rapid gradient echo sequences with a very short TR, allowing to significantly reduce the acquisition time and to analyze the joint during a single continuous motion [5]. Real-time sequences have been used in several studies to evaluate bone kinematics or tendon displacements during motion in physiological [6–9] or pathological conditions [10–12]. Balanced steady-state free precession (bSSFP) sequence [5] and RadioFrequency (RF)-spoiled sequence [8] are the two most frequently used rapid gradient echo sequences in the literature for real-time joint dynamic MRI.

Considering their inherent characteristics, these sequences are probably differently affected by motion, with a variable image quality on real-time joint dynamic MRI that will have an impact on subsequent joint structure analysis. Such effect due to motion would be more pronounced in analyzing distal joint structures where multiple articulations of smaller bones and less tissue volume exist. Since the use of musculoskeletal dynamic MRI for clinical diagnosis is on the rise, it would be pragmatic to understand the choice of sequence in such scenarios. Thus, the purpose of this study was to assess the image quality of optimized RF-spoiled and bSSFP sequences for *in vivo* dynamic MRI during joint motion. We focused on two distal joints requiring high quality level and considering the size and the thinness of their anatomical structures : the finger for the upper limb extremity and the ankle for the lower limb extremity.

## **Materials and methods**

### *Study population*

This retrospective study was approved by the local Institutional Review Board. Imaging data sets of real-time sequences for dynamic MRI of healthy finger and ankle joints were acquired in our hospital between November 2016 and September 2019. The selected population and image acquisition protocol represented two larger studies in the dynamic MRI research domain, conducted at our institution, with each study having separate inclusion criteria.

For the real-time MRI of the finger, the inclusion criteria were :

- individuals greater than 18 years,
- no history of hand injury in the past six months,
- no history of hand surgery or rheumatoid arthritis.

For the real-time MRI of the ankle, the inclusion criteria were :

- children between 7 and 14 years old,
- no history of lower limb musculoskeletal injury in past six months,
- no history of lower limb musculoskeletal surgery in past 6 months.

An informed consent was obtained before starting the study on each joint from all the participants or from their parents for minor participants (under 18 years old).

### *Real-time dynamic MR sequences parameters*

All the MRI were acquired on Achieva dStream 3.0T scanner (Philips Healthcare, Best, Netherlands) using a combination of radiofrequency flex coils. One single channel ds FlexM coil and one single channel ds Micro47 coil were used for finger joint, and two single channel ds FlexM coils were used for ankle joint.

Protocols for dynamic MRI acquisition of the three joints included two rapid gradient echo real-time sequences (RF-spoiled and bSSFP sequences) with cartesian sampling available on the MR-scanner, optimized for temporal resolution, and acquired in the sagittal plane with multislices data acquisition. Parameter details of each sequence are provided in table 1. For the Achieva dStream scanner, a RF-spoiled sequence was named T1FFE (Fast Field Echo) and a bSSFP sequence was named bFFE (balanced Fast Field Echo) by the manufacturer (Philips Healthcare, Best, Netherlands). Localizer sequences and B0 field shimming were performed without motion before real-time dynamic sequences.

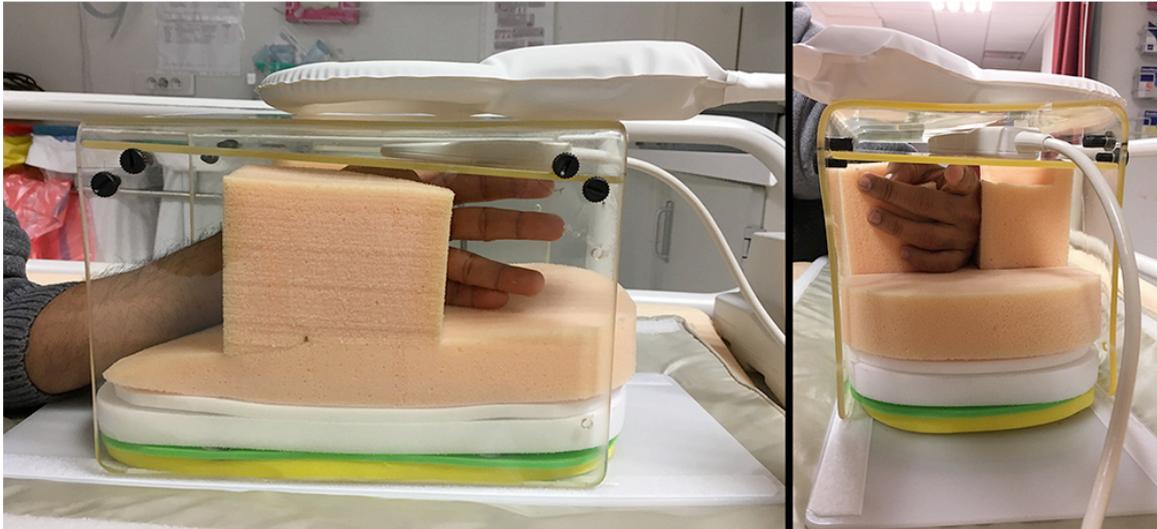
|                               | Finger     |           | Ankle      |           |
|-------------------------------|------------|-----------|------------|-----------|
|                               | RF-Spoiled | bSSFP     | RF-Spoiled | bSSFP     |
| <b>TR (ms)</b>                | 18.8       | 3.6       | 20.6       | 4.2       |
| <b>TE (ms)</b>                | 1.9        | 1.8       | 1.8        | 2.1       |
| <b>Flip angle (degree)</b>    | 15         | 45        | 15         | 45        |
| <b>Nex</b>                    | 1          | 1         | 1          | 1         |
| <b>Bandwidth/pixel (Hz)</b>   | 977        | 977       | 1145       | 1207      |
| <b>FOV (mm)</b>               | 71X71      | 71X71     | 200X150    | 200X150   |
| <b>Pixel size (mm)</b>        | 1.09X1.46  | 1.09X1.46 | 1.38X1.88  | 1.38X1.88 |
| <b>Slice thickness (mm)</b>   | 4          | 4         | 6          | 6         |
| <b>Gap (mm)</b>               | 0          | 0         | 0          | 0         |
| <b>Number of slices</b>       | 4          | 4         | 6          | 6         |
| <b>Time frames</b>            | 20         | 16        | 15         | 16        |
| <b>Acquisition time (sec)</b> | 17         | 18        | 18         | 18        |
| <b>Time/image (ms)</b>        | 210        | 281       | 200        | 187       |

**Table 1.** Parameters of real-time dynamic protocol for finger and ankle evaluation in motion.

*TR=Repetition Time, TE=Echo Time, Nex=Number of excitation, FOV=Field Of View.*

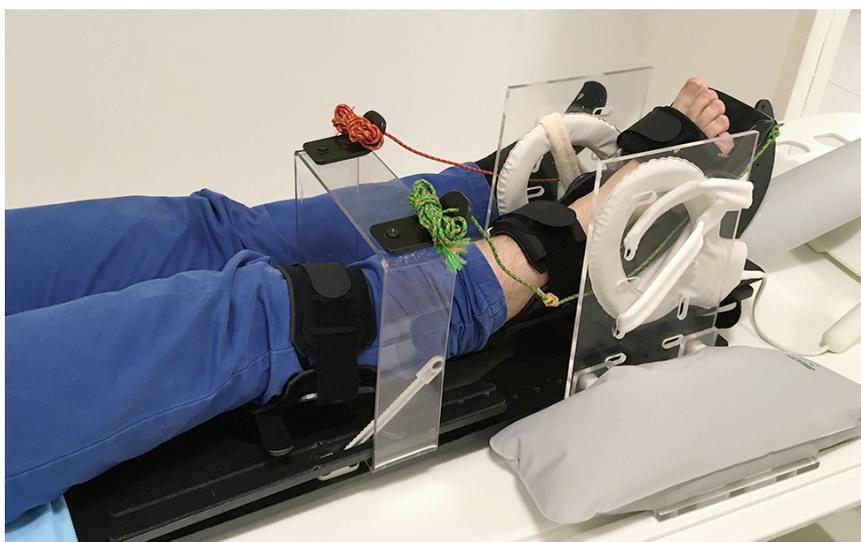
#### *Participant installation and motion*

Finger joint : For finger joint motion acquisitions, each individual was installed in a prone position and head-first in the scanner bore, with the hand above the head and placed in an MR-compatible custom made fixture. The ds Micro47 coil was placed inside a dedicated compartment above metacarpo-phalangeal (MCP) joint of the index finger, and the FlexM coil was maintained on top of the fixture with harness (Fig. 1). Each individual performed a flexion-extension movement of MCP joint of the index finger, starting from full extension to full flexion, with interphalangeal joints constrained. The initial position was the fully extended MCP and proximal interphalangeal joints.



**Figure 1.** *Subject installation for dynamic MRI on index finger with MR-compatible custom made fixture. The Micro47 coil was placed inside a specific compartment and the FlexM coil above.*

Ankle joint : For ankle joint acquisitions, each individual was positioned supine and feet-first in the scanner bore. The two flex coils were positioned around the ankle with an in-house made MRI-compatible fixture (Fig. 2). Each individual performed a voluntary flexion-extension motion of the ankle complex, from maximal plantar flexion to maximal dorsiflexion. During this motion, the ankle was maintained inside an MR-compatible fixture allowing the full range-of-motion. The initial position was the neutral position of the ankle with no plantar or dorsiflexion.



**Figure 2.** *Subject installation for dynamic MRI on ankle with MR-compatible system including an orthotic fixture to maintain joint and a home-made support for coils positioning.*

The joint side was randomly selected. During data acquisition, the joint motions were not triggered prospectively or retrospectively and no gating was used. Each individual actively and voluntarily performed a single cycle of complete motion during the acquisition time of the real-time sequence, starting from the initial position and coming back at the same position at the end of the sequence. Before data acquisition, each individual was trained by MRI technicians to perform the single cycle motion within the acquisition time.

#### *Image quality analysis*

Images analysis was performed on an medical image viewer and processor called OsiriX® (Pixmeo, Geneva, Switzerland). The readings were conducted on a slice from each time frame where MCP joint and flexor digitorum tendon for index finger and tibio-talar joint and Achilles tendon for ankle were best seen (Fig 3, 4). This slice was selected by a consensus between two radiologists for each individual and each sequence.



**Figure 3.** *Real-time dynamic MRI of the 2<sup>nd</sup> metacarpo-phalangeal joint in selected sagittal plane with bSSFP sequence at the top and RF-spoiled sequence at the bottom from extension to flexion. Band artifacts stayed away from the joint (arrows).*



**Figure 4.** *Real-time dynamic MRI of the ankle in selected sagittal plane with bSSFP sequence at the top and RF-spoiled sequence at the bottom, from plantar flexion at left to dorsal flexion at right. Band artifacts were present on bSSFP sequence with displacement and projection on talus in dorsal flexion (arrows).*

#### Objective analysis

This analysis was based on Contrast-to-Noise Ratio (CNR) to objectively evaluate the ability to distinguish structures on each image during motion. For each selected slice, Regions Of Interest (ROI) were placed on the tendon, muscle, and the cortical part of the bone forming the joint involved in the movement :

- flexor digitorum tendon, interosseous muscle and cortical bone of proximal phalanx for finger.
- Achilles tendon, soleus muscle and cortical bone of talus for ankle,

A ROI was also placed in fat, and in the image background without motion for noise measurement. All these ROIs were defined on each time frame and placed outside the artifacts if present (for example, band artifacts for bFFE sequence).

SNR and CNR was determined for tendons, muscles and cortical bones according to the following equations:

$$\text{SNR} = S/N \text{ and } \text{CNR} = |S - S_{\text{fat}}|/N,$$

where S was the mean signal intensity inside the ROI set in tendon ( $S_{\text{tendon}}$ ), muscle ( $S_{\text{muscle}}$ ) and cortical bone ( $S_{\text{bone}}$ ),  $S_{\text{fat}}$  is the mean signal intensity inside the ROI placed in the fat tissue, and N was the noise defined by the standard deviation of the background signal intensity [13].

### Subjective analysis

Qualitative analysis was performed by two senior radiologists (12 and 17 years of experience) on the same set of slices selected for the objective analysis. The two readers were blinded to the sequence name. Quality appreciation of the joint space, bone, tendon, muscle and overall image was graded from 0 (not analyzable) to 10 (excellent).

Grading evaluation was performed on moving anatomical structures:

- proximal phalanx, metacarpophalangeal joint space, flexor digitorum tendon and interosseous muscle for finger.
- talus, tibiotalar joint space, Achilles tendon and soleus muscle for ankle,

The space between the two bones was considered for joint appreciation. Evaluation of the overall image quality took into account the image artifacts. This subjective evaluation was performed after training on one exam per joint by both the readers to agree on the grading.

### *Statistical analysis*

Statistical analysis was performed using IBM® SPSS® Statistics 25 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Comparison between spoiled-GRE and bSSFP sequences for objective and subjective analysis was conducted for each joint using a Mann-Whitney U test. For subjective analysis, the mean grading score between the two readers was used. The average of standard deviation for each exam was compared with a Wilcoxon signed-rank test to evaluate the variability of measurements during motion between the two sequences. A *p* value less than 0.05 was considered statistically significant. Correlation for qualitative evaluation between the two readers was assessed using the Intraclass Correlation Coefficient (ICC), with values ranging from 0 to 1. The correlation was considered as poor for ICC values less than 0.4, fair between 0.4 and 0.59, good between 0.6 and 0.74, and excellent between 0.75 and 1 [14].

## Results

### *Study population*

The retrospective screening provided MRI data sets from 22 individuals. For finger joint, we found 10 individuals with dynamic MRI on the index finger (7 males and 3 females, mean age 33 years, range 25-45 years). For ankle joint, 12 individuals with dynamic MRI on the ankle joint complex were extracted (8 males and 4 females, mean age 11 years, range 8-14 years).

### *Objective analysis (table 2)*

Noise was significantly higher with RF-spoiled sequence compared to bSSFP sequence for finger and ankle image sets. CNR was significantly higher with bSSFP sequence for all the analyzed ROIs. Mean standard deviation for CNR measurements, and in consequence its variability, was also more pronounced with bSSFP sequence during motion.

|                      |     | Finger      |             |         | Ankle      |             |         |
|----------------------|-----|-------------|-------------|---------|------------|-------------|---------|
|                      |     | RF-spoiled  | bSSFP       | p-value | RF-spoiled | bSSFP       | p-value |
| <b>Noise</b>         |     | 28.9 (5.7)  | 19.2 (5.1)  | <0.001  | 44.5 (14)  | 20.6 (7.5)  | <0.001  |
| <b>Cortical bone</b> | SNR | 10.6 (5.4)  | 13.6 (7.2)  | <0.001  | 13 (4.9)   | 26.7 (10.9) | <0.001  |
|                      | CNR | 48.7 (14.3) | 57.4 (17.1) | 0.001   | 26 (9.3)   | 80.9 (26.6) | <0.001  |
| <b>Tendon</b>        | SNR | 12.1 (8.4)  | 21.4 (9.6)  | <0.001  | 7 (3.2)    | 7.9 (4.9)   | 0.5     |
|                      | CNR | 40.9 (11.5) | 55.9 (16.7) | <0.001  | 32 (11.2)  | 99.7 (30)   | <0.001  |
| <b>Muscle</b>        | SNR | 36.3 (8.4)  | 42.8 (9.6)  | 0.2     | 29.2 (9.8) | 44.1 (13.9) | <0.001  |
|                      | CNR | 19.5 (6.8)  | 31.8 (10.8) | <0.001  | 10.1 (4.8) | 63.4 (19.6) | <0.001  |

**Table 2.** Results for quantitative analysis. Data in parentheses are related to the average of standard deviation between each exam. CNR=Contrast-to-Noise Ratio.

### *Subjective analysis*

The mean grading score was higher than 5 for each structures and overall evaluation with both sequences. It was lower for finger flexor tendon evaluation with the both sequences. The grading score was significantly higher with RF-spoiled sequence for overall image appreciation and for the analyzed structures, except for muscle evaluation on ankle and tendon evaluation on finger (table 3). Moreover, mean standard deviation for grading score was significantly higher on bSSFP sequence for joint and bone evaluation on ankle and finger, and also for overall appreciation on ankle.

|                           | Finger     |               |         | Ankle      |               |         |
|---------------------------|------------|---------------|---------|------------|---------------|---------|
|                           | RF-spoiled | bSSFP         | p-value | RF-spoiled | bSSFP         | p-value |
| <b>Joint</b>              | 9.3 (0.43) | 6.5<br>(1.43) | <0.001  | 9.3 (0.42) | 7.7<br>(1.12) | <0.001  |
| <b>Bone</b>               | 7.9 (0.77) | 6.1<br>(1.28) | <0.001  | 8.9 (0.41) | 7.2<br>(1.17) | <0.001  |
| <b>Tendon</b>             | 5.5 (1.79) | 5<br>(1.53)   | 0.3     | 8.3 (0.59) | 8<br>(0.37)   | 0.002   |
| <b>Muscle</b>             | 7 (0.45)   | 6.1<br>(0.18) | 0.03    | 7.5 (0.34) | 7.4<br>(0.25) | 0.7     |
| <b>Overall evaluation</b> | 8.2 (0.51) | 5.9<br>(0.88) | <0.001  | 8.2 (0.34) | 7.3<br>(0.37) | <0.001  |

**Table 3.** Results for qualitative analysis based on grading scale from 0 to 10. Data between parentheses are related to the mean standard deviation between each exam.

The inter-rater reliability was excellent with both sequences for the anatomical structures evaluation, except for muscle evaluation on ankle. The reliability for the overall evaluation was fair for RF-spoiled sequence and good to excellent for bSSFP sequence (table 4).

|                           | Ankle            |                  | Finger           |                  |
|---------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|                           | RF-spoiled       | bSSFP            | RF-spoiled       | bSSFP            |
| <b>Joint</b>              | 0.91 [0.88-0.93] | 0.95 [0.93-0.96] | 0.87 [0.83-0.9]  | 0.92 [0.89-0.94] |
| <b>Bone</b>               | 0.86 [0.82-0.89] | 0.91 [0.8-0.93]  | 0.91 [0.88-0.93] | 0.95 [0.93-0.96] |
| <b>Tendon</b>             | 0.79 [0.73-0.84] | 0.93 [0.9-0.94]  | 0.96 [0.95-0.97] | 0.93 [0.91-0.95] |
| <b>Muscle</b>             | 0.77 [0.7-0.82]  | 0.72 [0.64-0.78] | 0.76 [0.68-0.82] | 0.95 [0.93-0.96] |
| <b>Overall evaluation</b> | 0.57 [0.46-0.66] | 0.67 [0.58-0.74] | 0.57 [0.46-0.67] | 0.78 [0.71-0.84] |

**Table 4.** *IntraClass Correlation (ICC) for subjective evaluation between the two readers.*

*Data inside square brackets correspond to 95% confidence interval.*

## Discussion

This study confirmed our hypothesis that real-time sequences used for dynamic MRI of joint motion were not similar based on quality imaging evaluation. Quality assessment is an important step for the evaluation of a new techniques in medical imaging domain, because high quality of medical images is an essential prerequisite to improve pathology detection and diagnosis certitude [13,15,16]. Quality of MR images depends on Signal-to-Noise Ratio (SNR) and pixel size [17], but could be altered by image acquisition artifacts that change its efficiency for diagnosis [15]. Many tools are available for quality assessment of medical images. They are divided into subjective and objective tools [15]. Grading scales or elements related to a disease (for example, presence or absence of the pathology, number of lesions, etc.) can be used for a subjective evaluation [16,18]. Several metrics can be used for objective evaluation of the image quality, most of the time in comparison with a reference image, like SNR, CNR, Shannon's information content or Root-Mean-Squared Error for MRI [15].

Real-time dynamic MRI for joint evaluation during a continuous motion is a promising technique that could provide critical information that is not provided by static images [19]. The knee joint was the most evaluated joint with this technique, in particular to assess patello-

femoral instability [20]. It allows to explore in vivo joint function and to better understand its mechanics [19,21,22], Some authors think that real-time dynamic MRI could be included in current MR protocol for musculo-skeletal applications [20,21,23], with interesting potential in clinical practice, in particular fo finger and ankle. Moreover, their range-of-motion is not constrained inside a closed-bore MRI, contrary to shoulder, hip, or knee joint [24].

RF-spoiled and bSSFP sequences, with different designations for each manufacturer (table 5), are the main gradient echo sequences used for real-time dynamic MRI of joint motion [6,7,23,25–27].

|                | <b>Balanced SSFP</b> | <b>RF-spoiled</b> |
|----------------|----------------------|-------------------|
| <b>GE</b>      | FIESTA               | SPGR              |
| <b>Philips</b> | bFFE                 | T1FFE             |
| <b>Siemens</b> | TrueFISP             | FLASH             |

**Table 5.** *Manufacturer’s name for RF-spoiled and bSSFP sequences.*

These rapid gradient echo sequences are characterized by a TR shorter than T2, responsible for a residual transverse magnetization before next radiofrequency pulse [28]. In bSSFP sequence, the residual transverse magnetization and longitudinal magnetization reach a steady state, with all the gradients in a balanced state. The residual transverse magnetization is eliminated in RF-spoiled sequence by varying the phase of each radiofrequency pulse [29]. The short TR allows a significant reduction of the acquisition time and provides a high temporal resolution which is a prerequisite for real-time dynamic imaging [5].

Real-time dynamic MRI based on RF-spoiled and bSSFP sequences was initially developed and used for cardiac motion analysis. Balanced SSFP sequence is well-known for its contrast depending on T2/T1 ratio and its high SNR, with CNR higher compared to RF-spoiled sequence as we found in our study [30,31]. Moreover, its high temporal resolution and robustness against motion artifacts made it initially a sequence of choice for real-time dynamic MRI of joint movement [5,32].

However, the quality of real-time joint motion MR images can be decreased by imaging artifacts, such as susceptibility or band artifacts [5,33]. Susceptibility artifacts are reduced by the short TE of these sequences. But band artifacts are specific to the bSSFP sequence, due to its sensitivity to B<sub>0</sub> inhomogeneity [33]. These artifacts can appear on the joint and significantly decrease the reading efficiency. These artifacts could partially explain the lower grading of image quality on bSSFP sequence compared to RF-spoiled sequence found in our

study. Moreover these artifacts increase with magnetic field strength [33] and were more pronounced on small joints with a large background area on the field of view and an increased  $B_0$  non-uniformity [7].

Evaluating image quality with grading scale is important to take into account disturbance due to these artifacts. Bayer et al. found a better image quality with optimized bSSFP sequence compared to spoiled-GRE sequence for real-time dynamic MRI of finger motion at 3.0T based on subjective evaluation, but with a reduced temporal resolution between 1 and 3.6 seconds and more susceptibility artifacts on bSSFP sequence [18]. On the other hand, Shaw et al found that RF-spoiled sequence was more robust than bSSFP sequence for real-time dynamic MRI of the wrist at 3.0T, because it was less disturb by artifacts [23].

Another criteria for efficient real-time dynamic MRI is the stability of image quality between each time frame, reflecting how this sequence can be disturbed by motion. This stability can be appreciated by standard deviation, that it was more important for objective and subjective evaluation with bSSFP sequence. In our study, RF-spoiled sequence seemed to be more reliable for real-time dynamic MRI of distal joints than bSSFP sequence with higher grading scale for image quality evaluation and less variability of evaluation during motion. This sequence was also recommended for real-time speech MRI at 3.0T due to its less sensitivity to artifacts, and bSSFP sequence was recommended at 1.5T. On the other hand, RF-spoiled sequence was used to obtain 3D imaging during motion by bone segmentation and registration with high-quality static images on knee and ankle joint at 3.0T, and bSSFP sequence on hip and shoulder at 1.5T [6,22,24,26].

Image quality of real-time dynamic MRI can be increased by some methods. The band artifacts can be reduced using a shim, decreasing TR or widening bandwidth, but bandwidth widening ends up with SNR reduction [33]. Band artifacts can also be reduced by specific techniques : alternating TR [34], multiple-acquisition combination [35], frequency modulation [36], or post-processing algorithms [37].  $B_0$  homogeneity can also be increased for the extremity joints like hand by using pads containing liquids [7]. Another way for increasing image quality in real-time dynamic MRI is the use of support to control joint position and motion and to prevent unexpected joint lateral displacement during motion along slice selection gradient axis [5,22,25]. Support is particularly useful to avoid contact between flex coil and joint, and to prevent coil displacement during joint motion, decreasing artifact in consequence [5]. Other studies proposed to use radial sampling with an iterative reconstruction to improve image quality of real-time MRI [23,38].

This study has several limitations, in particular the small sample size of our study population. But this sample size was sufficient to find significant differences between the two real-time dynamic sequences for each joint. Moreover, the ROI set on the cortical bone of talus was very small considering thickness of cortical bone, introducing a bias for the mean density measurement inside this ROI that could be overestimated. However, the results obtained with this ROI were coherent with those from the others anatomical structures.

## **Conclusion**

Real-time dynamic MRI is a promising technique for impaired musculo-skeletal joint evaluation. Image quality of the sequences depends on the homogeneity of the magnetic field, type of RF coils used, the joint and the structure of interest. Considering image quality differences between the RF-spoiled and bSSFP sequences used in our study, RF-spoiled sequence should be preferred for real-time dynamic MRI of distal joints at 3.0T.

**Declaration of interests** : none.

## **References**

- [1] P. Lanzer, C. Barta, E.H. Botvinick, H.U. Wiesendanger, G. Modin, C.B. Higgins, ECG-synchronized cardiac MR imaging: method and evaluation, *Radiology*. 155 (1985) 681–686.
- [2] A.G. d'Entremont, D.R. Wilson, Joint Mechanics Measurement Using Magnetic Resonance Imaging, *Top. Magn. Reson. Imaging*. 21 (2010) 325–334.
- [3] B. Borotikar, M. Lempereur, M. Lelievre, V. Burdin, D. Ben Salem, S. Brochard, Dynamic MRI to quantify musculoskeletal motion: A systematic review of concurrent validity and reliability, and perspectives for evaluation of musculoskeletal disorders, *PLoS ONE*. 12 (2017) e0189587.
- [4] L.M. Shapiro, G.E. Gold, MRI of weight bearing and movement, *Osteoarthritis Cartilage*. 20 (2012) 69–78.
- [5] H.H. Quick, M.E. Ladd, M. Hoevel, S. Bosk, J.F. Debatin, G. Laub, T. Schroeder, Real-time MRI of joint movement with trueFISP, *J. Magn. Reson. Imaging*. 15 (2002) 710–715.
- [6] J. Pierrart, M.-M. Lefèvre-Colau, W. Skalli, V. Vuillemin, E.H. Masméjean, C.A. Cuénod, T.M. Gregory, New dynamic three-dimensional MRI technique for shoulder kinematic analysis, *J. Magn. Reson. Imaging*. 39 (2014) 729–734.

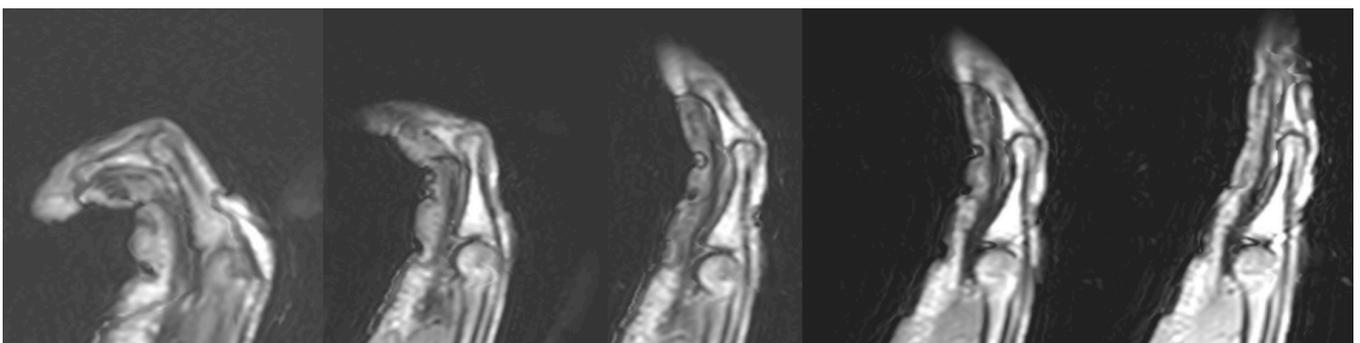
- [7] R.D. Boutin, M.H. Buonocore, I. Immerman, Z. Ashwell, G.J. Sonico, R.M. Szabo, A.J. Chaudhari, Real-Time Magnetic Resonance Imaging (MRI) during Active Wrist Motion—Initial Observations, *PLoS ONE*. 8 (2013) e84004.
- [8] J. Kaiser, R. Bradford, K. Johnson, O. Wieben, D.G. Thelen, Measurement of tibiofemoral kinematics using highly accelerated 3D radial sampling, *Magn. Reson. Med.* 69 (2013) 1310–1316.
- [9] E.C. Clarke, J.H. Martin, A.G. d’Entremont, M.G. Pandy, D.R. Wilson, R.D. Herbert, A non-invasive, 3D, dynamic MRI method for measuring muscle moment arms in vivo: Demonstration in the human ankle joint and Achilles tendon, *Med. Eng. Phys.* 37 (2015) 93–99.
- [10] C. Tempelaere, J. Pierrart, M.-M. Lefèvre-Colau, V. Vuillemin, C.-A. Cuénod, U. Hansen, O. Mir, W. Skalli, T. Gregory, Dynamic Three-Dimensional Shoulder Mri during Active Motion for Investigation of Rotator Cuff Diseases, *PLoS ONE*. 11 (2016) e0158563.
- [11] I. Langner, S. Fischer, A. Eisenschenk, S. Langner, Cine MRI: a new approach to the diagnosis of scapholunate dissociation, *Skeletal Radiol.* 44 (2015) 1103–1110.
- [12] F.G. Shellock, T.K. Foo, A.L. Deutsch, J.H. Mink, Patellofemoral joint: evaluation during active flexion with ultrafast spoiled GRASS MR imaging, *Radiology*. 180 (1991) 581–585.
- [13] Y. Maeder, V. Dunet, R. Richard, F. Becce, P. Omoumi, Bone Marrow Metastases: T2-weighted Dixon Spin-Echo Fat Images Can Replace T1-weighted Spin-Echo Images, *Radiology*. 286 (2018) 948–959.
- [14] D.V. Cicchetti, S.A. Sparrow, Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: applications to assessment of adaptive behavior, *Am. J. Ment. Defic.* 86 (1981) 127–137.
- [15] L.S. Chow, R. Paramesran, Review of medical image quality assessment, *Biomed. Signal Process. Control.* 27 (2016) 145–154.
- [16] H.K. Lim, H.I. Ha, H.J. Hwang, K. Lee, High-pitch, 120 kVp/30 mAs, low-dose dual-source chest CT with iterative reconstruction: Prospective evaluation of radiation dose reduction and image quality compared with those of standard-pitch low-dose chest CT in healthy adult volunteers, *PLoS ONE*. 14 (2019) e0211097.
- [17] M. Fuderer, The information content of MR images, *IEEE Trans. Med. Imaging*. 7 (1988) 368–380.

- [18] T. Bayer, W. Adler, R. Janka, M. Uder, F. Roemer, Magnetic resonance cinematography of the fingers: a 3.0 Tesla feasibility study with comparison of incremental and continuous dynamic protocols, *Skeletal Radiol.* 46 (2017) 1721–1728.
- [19] A.G. d’Entremont, J.A. Nordmeyer-Massner, C. Bos, D.R. Wilson, K.P. Pruessmann, Do dynamic-based MR knee kinematics methods produce the same results as static methods? *Magn. Reson. Med.* 69 (2013) 1634–1644.
- [20] C.J. Burke, D. Kaplan, T. Block, G. Chang, L. Jazrawi, K. Campbell, M. Alaia, Clinical Utility of Continuous Radial Magnetic Resonance Imaging Acquisition at 3 T in Real-time Patellofemoral Kinematic Assessment: A Feasibility Study, *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.* 34 (2018) 726–733.
- [21] S.S. Henrichon, B.H. Foster, C. Shaw, C.O. Bayne, R.M. Szabo, A.J. Chaudhari, R.D. Boutin, Dynamic MRI of the wrist in less than 20 seconds: normal midcarpal motion and reader reliability, *Skeletal Radiol.* (2019).
- [22] K. Makki, B. Borotikar, M. Garetier, S. Brochard, D. Ben Salem, F. Rousseau, In vivo ankle joint kinematics from dynamic magnetic resonance imaging using a registration-based framework, *J. Biomech.* 86 (2019) 193–203.
- [23] C.B. Shaw, B.H. Foster, M. Borgese, R.D. Boutin, C. Bateni, P. Boonsri, C.O. Bayne, R.M. Szabo, K.S. Nayak, A.J. Chaudhari, Real-time three-dimensional MRI for the assessment of dynamic carpal instability, *PLoS ONE.* 14 (2019) e0222704.
- [24] C.-C. Lin, S. Zhang, J. Frahm, T.-W. Lu, C.-Y. Hsu, T.-F. Shih, A slice-to-volume registration method based on real-time magnetic resonance imaging for measuring three-dimensional kinematics of the knee: Slice-to-volume registration using real-time MRI, *Med. Phys.* 40 (2013) 102302.
- [25] B. Gilles, R. Perrin, N. Magnenat-Thalmann, J.-P. Vallee, Bone motion analysis from dynamic MRI: acquisition and tracking, *Acad. Radiol.* 12 (2005) 1285–1292.
- [26] P. Kaiser, F. Kellermann, R. Arora, B. Henninger, A. Rudisch, Diagnosing extensor carpi ulnaris tendon dislocation with dynamic rotation MRI of the wrist, *Clin. Imaging.* 51 (2018) 323–326.
- [27] U. Studler, L.M. White, M. Deslandes, C. Geddes, M.S. Sussman, J. Theodoropoulos, Feasibility study of simultaneous physical examination and dynamic MR imaging of medial collateral ligament knee injuries in a 1.5-T large-bore magnet, *Skeletal Radiol.* 40 (2011) 335–343.

- [28] G.B. Chavhan, P.S. Babyn, B.G. Jankharia, H.-L.M. Cheng, M.M. Shroff, Steady-State MR Imaging Sequences: Physics, Classification, and Clinical Applications, *RadioGraphics*. 28 (2008) 1147–1160.
- [29] B. Hargreaves, Rapid gradient-echo imaging, *J. Magn. Reson. Imaging*. 36 (2012) 1300–1313.
- [30] F. Fuchs, G. Laub, K. Othomo, TrueFISP—technical considerations and cardiovascular applications, *Eur. J. Radiol*. 46 (2003) 28–32.
- [31] J. Barkhausen, S.G. Ruehm, M. Goyen, T. Buck, G. Laub, J.F. Debatin, MR Evaluation of Ventricular Function: True Fast Imaging with Steady-State Precession versus Fast Low-Angle Shot Cine MR Imaging: Feasibility Study, *Radiology*. 219 (2001) 264–269.
- [32] O. Bieri, K. Scheffler, Fundamentals of balanced steady state free precession MRI, *J. Magn. Reson. Imaging*. 38 (2013) 2–11.
- [33] S.Y. Huang, R.T. Seethamraju, P. Patel, P.F. Hahn, J.E. Kirsch, A.R. Guimaraes, Body MR Imaging: Artifacts, k-Space, and Solutions, *RadioGraphics*. 35 (2015) 1439–1460.
- [34] K.S. Nayak, H.-L. Lee, B.A. Hargreaves, B.S. Hu, Wideband SSFP: Alternating repetition time balanced steady state free precession with increased band spacing, *Magn. Reson. Med*. 58 (2007) 931–938.
- [35] N.K. Bangerter, B.A. Hargreaves, S.S. Vasanawala, J.M. Pauly, G.E. Gold, D.G. Nishimura, Analysis of multiple-acquisition SSFP, *Magn. Reson. Med*. 51 (2004) 1038–1047.
- [36] D.L. Foxall, Frequency-modulated steady-state free precession imaging, *Magn. Reson. Med*. 48 (2002) 502–508.
- [37] M. Björk, R.R. Ingle, E. Gudmundson, P. Stoica, D.G. Nishimura, J.K. Barral, Parameter estimation approach to banding artifact reduction in balanced steady-state free precession, *Magn. Reson. Med*. 72 (2014) 880–892.
- [38] M. Uecker, S. Zhang, D. Voit, K. Dietmar, Merboldt, J. Frahm, Real-time MRI: recent advances using radial FLASH, *Imaging Med*. 4 (2012) 461–476.

Dans cette étude, les images obtenues sur les articulations distales pendant le mouvement sur IRM 3.0T étaient considérées de meilleure qualité pour la séquence EGR avec destruction de l'aimantation transversale, en comparaison avec la séquence à gradients équilibrés. Cette constatation rejoignait celle faite par Shaw et al. au niveau du poignet à 3.0T [118], ainsi que les recommandations élaborées pour l'évaluation des structures cervicales par IRM dynamique lors de la parole, proposant de privilégier les séquences avec destruction de l'aimantation transversale à 3.0T, compte tenu des artefacts en bande propres à la séquence EGR avec gradients équilibrés responsables d'une dégradation des images [14]. Lingala et al. proposaient par contre de privilégier la séquence EGR avec gradients équilibrés pour l'IRM dynamique de la parole à 1.5T en raison de son meilleur RSB.

L'utilisation de la séquence bFFE XD sur IRM Ingenia Elition X 3.0T (Philips Medical System) a permis de réduire les artefacts en bandes de la séquence EGR avec gradients équilibrés, avec une amélioration de la qualité des images obtenues au cours du mouvement sur IRM 3.0T, sans allongement substantiel du temps d'acquisition (Fig. 2.1). Cette approche repose sur la combinaison de plusieurs acquisitions, avec une modification de l'alternance de la phase de l'impulsion radiofréquence, responsable d'un déplacement des artefacts en bande entre chaque acquisition. L'image résultante est ainsi plus homogène [126-128].



**Figure 2.1 :** *Séquence dynamique bFFE XD sur le doigt au cours d'un mouvement de flexion - extension.*

### **2.3 Validation des séquences temps réel pour l'acquisition de données biomécaniques**

L'IRM dynamique temps réel a été utilisée pour extraire des données biomécaniques *in vivo* sur l'appareil ostéo-articulaire en mouvement. Ces données ont été obtenues par mesure directe sur les images acquises, ou à partir de recalage avec des reconstructions 3D issues d'acquisitions statiques haute résolution, en se basant sur les systèmes de coordonnées pour chaque articulation définies par la Société Internationale de Biomécanique.

Les données quantitatives extraites des séquences IRM dynamique temps réel sont :

- la position patellaire (angle de bascule de la patella, translation patellaire) [29,54,59],
- la largeur et l'angle de l'interligne fémoro-tibiale médiale [70],
- la position et l'angle entre deux os au niveau du poignet [118,129,130],
- le déplacement (rotation et translation) des structures osseuses au niveau de l'épaule [60,131], du genou [28,132] ou de la cheville [114,133], permettant de déterminer le mouvement de l'articulation en estimant l'angle ou le décalage entre les deux structures osseuses en contact,
- la largeur de l'articulation coxo-fémorale [64] ou tibio-talienne [134],
- le bras de levier (*moment arm*) du muscle droit fémoral [135] ou du tendon calcanéen [114].

La **validation** d'un outil est une étape clef pour déterminer la valeur des mesures obtenues. Elle repose principalement sur l'évaluation de ses propriétés métrologiques et notamment sur la mesure de la **validité** (*validity*) et de la **reproductibilité** (*reliability*) [136,137]. Dans leur revue systématique, Borotikar et al. ont souligné que les séquences Ciné – Contraste de Phase et temps réel étaient les techniques d'IRM dynamiques qui avaient été les plus évaluées pour l'appréciation de la cinématique articulaire sur les critères métrologiques, avec une validité et une reproductibilité rapportées de modérée à excellente [19].

La **validité** reflète la capacité d'un outil à mesurer un objet. La validité d'une technique peut être évaluée à partir de l'objet qu'elle cherche à mesurer ou par comparaison avec une technique de référence. Elle peut être appréciée par plusieurs indicateurs : le biais

(*bias*), la précision (*precision*) et l'exactitude (*accuracy*). Le biais est estimé à partir de la différence moyenne, la précision à partir de la variance ou de la déviation standard de la différence, et l'exactitude à partir de l'erreur quadratique moyenne ou de sa racine carrée dénommée écart quadratique moyen (*root mean square error – RMSE*). L'erreur quadratique moyenne correspond à la moyenne des carrés des erreurs, soit la différence quadratique moyenne entre la valeur et son estimation, contrairement à la variance qui est le carré des écarts à la moyenne. L'écart quadratique moyen reflète l'écart par rapport à la ligne de régression entre la valeur réelle et son estimation. Il est utile pour comparer deux estimateurs indépendamment de la présence d'un biais [138].

Gilles et al. ont proposé une procédure pour recalibrer sur une séquence EGR avec gradients équilibrés à 1.5T l'os iliaque et le fémur segmentés sur une séquence statique 3D. En comparant les résultats du recalage obtenus au cours de l'abduction par acquisition temps réel et par acquisition séquentielle, ils ont trouvé une erreur moyenne de 1.8 mm (écart-type 1 mm) en translation et de 1.3° (écart-type 0.7°) en rotation [139]. Lin et al. ont quant à eux comparé au niveau du genou à 3.0T le recalage du fémur et du tibia sur une séquence temps réel avec une acquisition statique 3D et ont trouvé une erreur moyenne de 0.9 mm en translation et de 0.3° en rotation (écart-type de 1.4 mm et 1.8° et erreur quadratique moyenne de 1.7 mm et 1.8° respectivement) [132].

La **reproductibilité** ou fiabilité d'une mesure représente la capacité de l'outil à rapporter le même résultat lors de la mesure du même objet dans des conditions similaires. Elle peut être évaluée lors de la répétition du test (reproductibilité test-retest), lors de la répétition de la mesure par un même observateur (reproductibilité intra-observateur), ou par plusieurs observateurs (reproductibilité inter-observateurs). Draper et al. ont mesuré la reproductibilité intra-observateur des séquences temps réel pour l'évaluation de la translation et de la bascule de la patella, et ont mis en évidence un écart-type entre 1.7% et 3% pour l'index de translation patellaire et entre 0.37° et 2° pour l'angle de bascule de la patella [59,140]. Au niveau de l'épaule sur 1.5T, la différence maximale des mesures obtenues par rapport à la valeur moyenne était au maximum de 2.5 mm et de 1.2° après 6 mesures effectuées par le même observateur dans l'étude de Pierrart et al. [131], puis de 2 mm et 1.3° pour Tempelaere et al. avec les mêmes paramètres sur une population différente [60]. Burke et al. ont estimé la reproductibilité inter-observateurs pour la mesure de l'espace articulaire coxo-fémoral sur une séquence temps réel, et retrouvaient un biais moyen de 1.6% entre deux

lecteurs pour le ratio de la largeur de cet espace entre deux positions [64]. La fiabilité test-retest du recalage proposé par Lin et al. au cours d'une IRM dynamique temps réel était mesurée entre 0.2 et 1.2 mm pour la translation et entre 0.3 et 1.5° pour la rotation avec une acquisition sur une coupe après cinq répétitions [132], puis 0.12 mm et 0.25° au maximum respectivement avec une acquisition sur deux coupes après trois répétitions [141].

Cependant, ces propriétés métrologiques sont obtenues par comparaison avec des méthodes de référence qui ne sont pas réalisées dans les mêmes conditions. En effet, la plupart des études comparent les mesures obtenues à partir d'une acquisition séquentielle par rapport à celles réalisées sur une acquisition dynamique temps réel. La comparaison des données obtenues sur **fantôme** par mesure directe et par cette technique permet d'évaluer la validité et la reproductibilité de la mesure dans des bonnes conditions méthodologiques et ainsi de diminuer les biais. Par cette méthode, Clarke et al. ont trouvé une erreur moyenne de 2.9 mm (erreur maximale 8.9 mm, écart-type 2.1mm et erreur quadratique moyenne 3.2mm) pour la mesure du bras de levier d'un tendon à 3.0T, en comparant la mesure obtenue à partir de la séquence temps réel aux valeurs calculées par trigonométrie à partir d'une mesure physique, avec un écart-type de 3.5 mm après 14 répétitions [114]. Draper et al. ont comparé les valeurs sur fantômes obtenues par séquence temps réel avec celles obtenues par marqueur optique, dont la précision était de 0.2 à 0.3 mm. L'erreur quadratique moyenne était inférieure à 2 mm pour une vitesse inférieure à 217 mm/sec et augmentait avec la vitesse du mouvement [59].

En comparaison, l'erreur absolue sur fantôme était comprise en translation entre 0.16 et 0.57 mm et en rotation entre 0.42° et 0.46° à 3.0T [142], et entre 0.57 et 0.62 mm en translation à 1.5T [143] pour la séquence Ciné-Contraste de Phase en comparaison avec la mesure du déplacement de marqueurs fiduciaires. Après 14 répétitions, l'écart-type maximum était de 0.73 mm et de 1.1° à 3.0T [142]. Le biais pour la séquence Ciné-Contraste de Phase Rapide à 1.5T était au maximum de 0.0025 mm avec une précision de 0.28 mm comparativement aux distances obtenues sur l'image au repos [34]. Pour la séquence ciné-IRM, le biais était estimé entre 0.03 et 0.68 mm et entre 0.21 et 0.46°, la précision entre 0.23 et 0.81 mm et entre 0.24 et 0.69°, et l'erreur quadratique moyenne entre 0.3 et 1.06mm et entre 0.52 et 0.72° à 3.0T en comparant les données obtenues sur

la séquence dynamique à l'aide d'un modèle par rapport au suivi de marqueurs fiduciaires sur fantôme [144]. Sur des données acquises *in vivo* au niveau du poignet, la différence moyenne de mesure était comprise entre 0.02 mm et 0.3 mm entre la séquence ciné-IRM et la fluoroscopie, avec une excellente concordance inter-observateurs [37].

Les données de validité et de reproductibilité mentionnées sont résumées dans le tableau 2.1.

|                 |   | Validité  | Reproductibilité  |  |                    |
|-----------------|---|---|---|--|--------------------|
|                 |   |   | Test-retest   | Intra-observateur  | Inter-observateurs |
| <b>Epaule</b>   |   |   |   | Translation : 2.5 mm<br>Rotation : 1.2°<br>[131]                                 |                    |
|                 |   |   |   | Translation : 2 mm<br>Rotation : 1.3°<br>[60]                                    |                    |
| <b>Hanche</b>   |   | Translation : 1.8 mm (DS 1mm)<br>Rotation : 1.3° (0.7°) [139]       |   |  | 1.6 % [64]         |
| <b>Genou</b>    |   | Translation : 0.9 mm (DS 1.4 mm)<br>Rotation : 0.3° (DS 1.8°) [132] | Translation : 0.2 - 1.2 mm<br>Rotation : 0.3 - 1.5° [132] | Translation patella : DS 1.7 - 3%<br>Bascule patella : DS 0.37 - 2°<br>[59, 140] |                    |
| <b>Fantôme</b>  | <b>Temps réel</b>   | 2.9 mm (DS 2.1 mm) [114]  | 3.5 mm [114]  |  |                    |
|                 |   | RMS <2mm [59]   |   |  |                    |
|                 | <b>Ciné - contraste de phase</b>  | Translation : 0.16 - 0.57 mm<br>Rotation : 0.42 - 0.46° [142]       | Translation : DS 0.73 mm<br>Rotation : DS 1.1° [142]      |  |                    |
|                 |   | Translation : 0.57 - 0.62 mm [143]                                  |   |  |                    |
| <b>Ciné-IRM</b> | Translation : 0.03 - 0.68 mm (DS 0.23 - 0.81 mm)<br>Rotation : 0.21 - 0.46° (DS 0.24 - 0.69°) [144] |   |   |  |                    |

**Tableau 2.1 :** Résumé des caractéristiques métrologiques des séquences d'IRM dynamique temps réel dans le domaine ostéo-articulaire, et comparaison avec les données obtenues sur fantôme. Les valeurs mentionnées correspondent à l'erreur moyenne, sauf mention contraire. DS = Déviation Standard, RMS = Root Mean Square error.

La technique temps réel possède ainsi une excellente validité et reproductibilité pour l'évaluation de la cinématique articulaire *in vivo*, proche de celle obtenue avec les autres techniques d'IRM dynamique *in vitro*.

## **2.4 Synthèse**

A partir de nos travaux et des données de la littérature, nous pouvons dégager un certain nombre de points essentiels pour la mise en place de l'IRM dynamique temps réel en pratique pour l'analyse du mouvement d'une articulation.

- **Privilégier une séquence EGR avec gradients équilibrés à 1.5T et une séquence EGR avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle à 3.0T**
- **TR et TE les plus courts possibles (<10 ms)**
- **TE en phase pour la séquence EGR avec gradients équilibrés**
- **Angle de bascule le plus faible possible pour les séquences EGR avec destruction de l'aimantation transversale**
- **Bande-passante élevée**
- **Compromis entre les résolutions spatiale et temporelle (objectif de résolution temporelle < 500 ms).**
- **Balayage radial si disponible avec reconstruction itérative**
- **Installation du patient fonction de l'articulation et du mouvement**
- **Utilisation d'antennes flexibles, sauf pour la main**

A partir de ces éléments, nous avons adapté des séquences EGR avec gradients équilibrés et ultra-rapides avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle pour l'imagerie dynamique temps réel sur différentes machines à 1.5T et 3.0T. Ces séquences ont été travaillées afin d'obtenir une résolution temporelle et un contraste proche avec la meilleure résolution spatiale possible (annexe 2).

### **3 Utilisation des séquences dynamiques temps réel pour l'analyse articulaire : application aux doigts longs**

#### **3.1 Une anatomie complexe**

La main a un rôle fonctionnel et social majeur. Il s'agit d'une des parties du corps humain la plus visible. Elle permet la préhension sous différentes formes, ainsi que le toucher, la communication et l'interaction avec le milieu environnant. Les doigts ont une vocation motrice et sensitive, avec une richesse de distributions nerveuses et de récepteurs sensoriels, permettant la finesse et la discrimination au toucher.

La main s'étend de manière anatomique de l'interligne carpo-métacarpien à l'extrémité des doigts. Elle est constituée de la palette métacarpienne et de cinq rayons mobiles : le pouce ou premier rayon, le plus court, constitué de deux phalanges, et de quatre doigts longs du deuxième au cinquième rayon. Les doigts longs sont constitués chacun en configuration normale de trois phalanges dans le prolongement du métacarpien, et de trois articulations : l'articulation MétaCarpo-Phalangiennne (MCP), l'articulation Inter-Phalangiennne Proximale (IPP) et l'articulation Inter-Phalangiennne Distale (IPD).

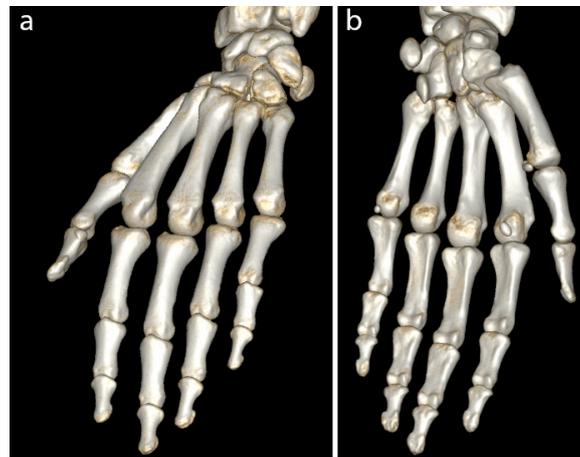
##### **3.1.1 Squelette [145]**

Les métacarpiens constituent le squelette de la paume de la main. Ce sont des os longs, pairs et non symétriques. Le 2<sup>e</sup> métacarpien est le plus long. Leur corps est globalement triangulaire en coupe transversale, avec une face dorsale et deux faces latérales. Leur bord antérieur est concave en avant.

L'extrémité proximale ou base est cuboïde. Elle s'articule avec les os de la 2<sup>e</sup> rangée du carpe d'une part, et avec les autres métacarpiens d'autre part par leurs facettes latérales (à l'exception du bord radial du 2<sup>e</sup> métacarpien et du bord ulnaire du 5<sup>e</sup> métacarpien).

Ils ont une extrémité distale plus étendue et plus large en palmaire qu'en dorsal, avec deux tubercules latéraux proches de la face dorsale. La tête est convexe, ellipsoïde, et répond à la phalange proximale. La surface articulaire est plus étendue sur la face palmaire. Elle est limitée par un sillon, plus net en avant et concave en haut.

La phalange proximale possède un corps quadrangulaire en coupe transversale, avec un versant antérieur concave formant une gouttière pour les tendons fléchisseurs et un versant postérieur convexe. Sa surface articulaire proximale est une cavité glénoïde qui répond à la tête du métacarpien. La surface articulaire distale est en forme de trochlée avec deux condyles séparés par un sillon. Les phalanges intermédiaire et distale sont de plus en plus courtes. Le corps de la phalange intermédiaire est d'aspect similaire à la phalange proximale. Celui de la phalange distale présente un versant antérieur aplati. Leur surface articulaire proximale présente deux concavités séparées par une crête. L'extrémité distale de la phalange distale est aplatie en regard de la matrice unguéale (Fig. 3.1).



**Figure 3.1** : *Squelette de la main en vue dorsale (a) et palmaire (b) (reconstruction 3D en Rendu de Volume d'une acquisition tomодensitométrique).*

### **3.1.2 Articulation [145,146]**

L'articulation MCP est de type énarthrose, permettant des mouvements dans tous les plans de l'espace. L'axe de cette articulation n'est pas strictement perpendiculaire au corps de l'os, mais légèrement oblique en dehors et en bas, et s'accroît du 2<sup>e</sup> au 5<sup>e</sup> doigt, d'où une composante supinatrice. Les articulations inter-phalangiennes sont des articulations trochléennes n'autorisant le mouvement que dans un seul plan en flexion-extension.

La capsule de ces articulations est renforcée en avant par un fibrocartilage puissant ou plaque palmaire qui va constituer un frein passif à l'extension en rapport avec son insertion distale fibro-cartilagineuse plus robuste, et latéralement par des ligaments collatéraux qui vont stabiliser l'articulation. Les ligaments collatéraux sont des

stabilisateurs de l'articulation. Ils s'insèrent en proximal sur la face latérale de l'extrémité distale de l'os et possèdent deux faisceaux : un principal qui s'insère sur la phalange et un accessoire qui s'insère sur la plaque palmaire. L'articulation inter-phalangienne proximale possède un renfort palmaire par le chiasma du tendon fléchisseur superficiel limitant l'hyperextension, ce qui n'est pas le cas de l'articulation inter-phalangienne distale.

### 3.1.3 Muscles et tendons [146,147]

Le mouvement des doigts est lié à deux types de muscles :

- les muscles extrinsèques dont les corps musculaires sont situés à l'avant-bras, composés des muscles fléchisseurs et extenseurs,
- les muscles intrinsèques dont les corps musculaires sont situés dans la main, composés des muscles interosseux et lombricaux, ainsi que des muscles thénariens pour le pouce et hypothénariens pour le 5<sup>e</sup> doigt.

Les muscles Fléchisseur Superficiel des Doigts (FSD) et Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) sont situés en loge antébrachiale antérieure. Le muscle FSD possède deux chefs : un chef huméro-ulnaire qui naît de l'épicondyle médial et du processus coronoïde de l'ulna et un chef radial de la moitié proximale du bord antérieur du radius. Le corps musculaire se dispose un plan : un plan superficiel donnant les tendons du 3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup> rayon, et un plan profond donnant les tendons du 2<sup>e</sup> et 5<sup>e</sup> rayon. Le muscle FPD présente une origine étendue des 2/3 proximaux de la face médiale et antérieure de l'ulna, au versant antérieur de la membrane interosseuse jusqu'en dessous de la tubérosité bicipitale radiale.

Les tendons fléchisseurs vont ensuite circuler dans le canal carpien et dans la loge palmaire moyenne avant de se répartir à chaque doigt. Le tendon FSD se divise au niveau de l'articulation métacarpo-phalangienne en deux languettes qui se répartissent de part et d'autre du tendon FPD, puis vont le contourner en profondeur pour s'insérer sur la base de la phalange intermédiaire. **Il est « perforé » par le tendon FPD** qui chemine entre le tendon fléchisseur superficiel et les os, et s'insère sur la face palmaire de la base de la phalange distale. Les tendons fléchisseurs cheminent dans une gaine jusqu'à la base de la phalange distale, ce qui facilite leur déplacement.

Cette gaine est renforcée par des **poulies** qui « plaquent » ces mêmes tendons fléchisseurs contre le squelette phalangien, autorisant aux tendons une fonction de flexion complète et optimale, évitant ainsi l'effet « corde de l'arc » que provoquerait leur absence, suite à une destruction traumatique. Il existe 5 poulies annulaires : trois en regard des articulations avec un chiffre impair (A1 en regard de l'articulation MCP, A3 en regard de l'articulation IPP et A5 en regard de l'articulation IPD), et deux en regard de la diaphyse des phalanges proximale et intermédiaire, avec un chiffre pair (A2 et A4). Il s'y associe des poulies cruciformes. Les tendons fléchisseurs cheminent ainsi dans un véritable **canal ostéo-fibreux inextensible** (Fig. 3.2).



**Figure 3.2 :** *Dissection du tendon fléchisseur du 4<sup>e</sup> doigt. Le tendon fléchisseur est plaqué par des poulies (têtes de flèche) qui lui évite de prendre la corde en flexion (a). Après section des poulies, on constate que le tendon FPD (flèche blanche fine) « perfore » le tendon FSD (flèche noire épaisse) (b).*

Par ailleurs, le ligament rétinaculaire oblique, qui relie la gaine des tendons fléchisseurs depuis la phalange proximale à l'appareil extenseur en regard de la phalange distale, en passant en avant du centre de rotation de l'IPP et en arrière du centre de rotation de l'IPD, couple ces deux articulations lors des mouvements de flexion et d'extension.

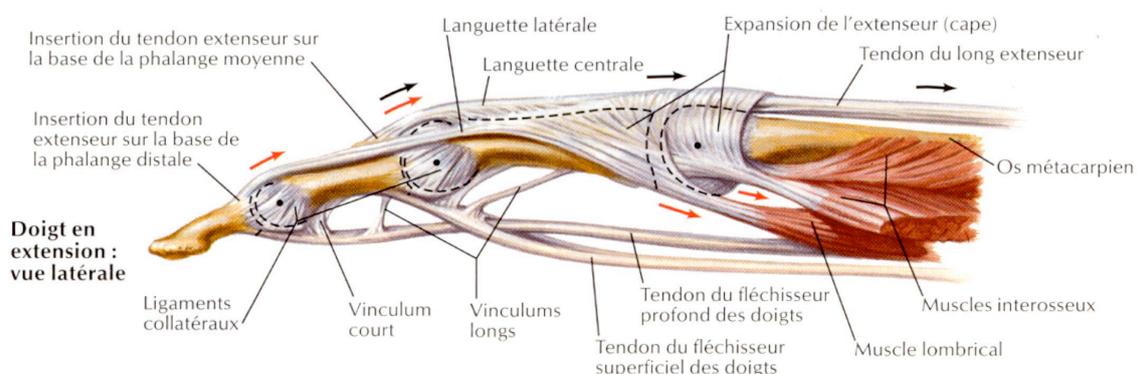
Les muscles extenseur des doigts et extenseur du 5<sup>e</sup> doigt naissent du tendon commun épicondylien latéral. Le muscle extenseur du 2<sup>e</sup> doigt naît de la face postéro-latérale de l'ulna. Les tendons extenseurs vont cheminer sur le versant postérieur du poignet. Les tendons extenseurs propres des 2<sup>e</sup> et 5<sup>e</sup> doigts fusionnent avec le bord ulnaire du tendon extenseur commun des doigts dont ils renforcent l'action.

Les tendons extenseurs s'insèrent par une expansion fibreuse profonde ou vinculum sur la base de la phalange proximale. Au niveau de la tête de cette phalange, ils se divisent en trois languettes :

- une languette médiane qui va s'insérer sur la face dorsale de la base de la phalange intermédiaire,
- deux languettes latérales qui s'écartent puis se réunissent pour s'insérer sur la base de la phalange distale.

Les languettes inter-tendineuses relient les tendons extenseurs entre eux au niveau des métacarpiens. Les bandelettes sagittales amarrent le tendon extenseur au plan palmaire en regard de l'articulation métacarpo-phalangienne et assurent sa stabilité latérale.

Les muscles lombricaux sont situés dans la loge palmaire moyenne, annexés aux tendons fléchisseurs profonds et se terminent sur l'aponévrose dorsale de chaque doigt. Les muscles interosseux sont des muscles courts et profonds, situés dans les espaces inter-métacarpiens. Les muscles interosseux dorsaux prennent leur origine sur la face latérale des métacarpiens de part et d'autre de l'espace. Ils ont une insertion directe sur la phalange proximale du 2<sup>e</sup> au 4<sup>e</sup> doigt. Les muscles interosseux palmaires prennent leur origine sur la face latérale du 1<sup>er</sup> et 2<sup>e</sup> métacarpien pour le 1<sup>er</sup> espace, et sur la face axiale des métacarpiens pour les trois derniers espaces. Ils ont une insertion directe sur la phalange proximale du 2<sup>e</sup> au 5<sup>e</sup> doigt. La terminaison des muscles interosseux va également former l'aponévrose dorsale des doigts avec des fibres transversales qui vont rejoindre celles du côté opposé en passant en superficie du tendon extenseur et former la dossière des interosseux, par des fibres obliques et par des languettes latérales rejoignant le tendon extenseur (Fig. 3.3).



**Figure 3.3 :** Structures musculo-tendineuses du doigt, vue latérale (issu de : Netter FH. Atlas d'anatomie humaine, 7<sup>e</sup> édition. Elsevier-Masson, Paris, 2019).

### **3.1.4 Innervation [148]**

L'innervation motrice des structures musculo-tendineuses des doigts est assurée par :

- le nerf radial pour les muscles extenseurs,
- le nerf médian pour les muscles fléchisseurs (sauf les deux chefs médiaux du fléchisseur profond) et les deux premiers lombricaux,
- le nerf ulnaire pour les muscles hypothénariens, interosseux, les deux chefs médiaux du fléchisseur profond et les deux derniers lombricaux.

L'innervation sensitive est assurée par deux branches digitales, une sur chaque versant du doigt. Elle provient des branches sensibles des nerfs médian, radial et ulnaire en fonction du territoire.

### **3.1.5 Vascularisation [146]**

Chaque doigt long possède deux artères digitales palmaires, une sur chaque versant latéral, provenant d'artères digitales communes (sauf pour le bord radial du 2<sup>e</sup> doigt et le bord ulnaire du 5<sup>e</sup> doigt). L'arcade palmaire superficielle, alimentée par la terminaison de l'artère ulnaire et par le rameau palmaire superficiel de l'artère radiale, va fournir les artères digitales communes du 2<sup>e</sup> au 4<sup>e</sup> espace, et l'artère digitale ulnaire du 5<sup>e</sup> doigt. L'arcade palmaire profonde, formée par l'artère radiale et la branche palmaire profonde de l'artère ulnaire, va fournir l'artère principale du pouce, l'artère radiale et les artères métacarpiennes palmaires qui vont assurer un double apport aux artères digitales palmaires. L'artère interosseuse palmaire du 1<sup>er</sup> espace provient de l'arcade palmaire profonde et donne la collatérale externe de l'index. Les artères dorsales, grêles et inconstantes, proviennent de l'arcade dorsale du carpe.

Le réseau veineux est superficiel et profond, les veines profondes étant satellites des artères.

## 3.2 Un geste fin

### 3.2.1 Biomécanique des chaînes digitales [146]

De par sa conformation, l'articulation métacarpo-phalangienne permet des mouvements d'abduction-adduction et de flexion-extension, alors que l'articulation trochléenne inter-phalangienne ne permet qu'un mouvement de flexion-extension.

Les ligaments collatéraux de l'articulation MCP sont détendus en extension et tendus en flexion par effet came en rapport avec la morphologie de la tête des métacarpiens. Le mouvement d'abduction-adduction n'est donc possible qu'en extension car l'articulation est verrouillée en flexion. Les articulations inter-phalangiennes sont plus stables car les ligaments collatéraux sont tendus en extension et légèrement détendus en flexion.

Le tendon FPD va agir sur la phalange distale et entraîner une flexion du doigt. Le tendon FSD va agir sur la phalange intermédiaire et entraîner une flexion de l'articulation IPP. L'action du tendon FPD peut être annulée par **effet quadrige**, lié à l'individualisation des tendons à partir de la main. Cet effet quadrige va bloquer la mobilisation du tendon FPD par blocage des autres doigts en extension. De même, la rupture des poulies digitales va supprimer l'action du tendon fléchisseur profond qui prend la corde.

La flexion de l'articulation MCP est assurée par l'action des muscles interosseux et par l'action indirecte des tendons fléchisseurs en fin de course. L'articulation MCP possède un rôle primordial dans la flexion complète du doigt, responsable de 77% de la flexion complète. Il existe des variations interindividuelles dans l'enroulement de la main, la flexion pouvant débiter au niveau de l'articulation MCP (main intrinsèque plus) ou au niveau de l'articulation IPP (main extrinsèque plus). La flexion de l'articulation IPD vient après celle de l'articulation IPP [149]. La présence des poulies, qui maintiennent le tendon contre l'os, améliore l'efficacité des tendons fléchisseurs pour la flexion du doigt en réduisant la distance entre le tendon et l'os et en limitant ainsi le déplacement nécessaire du tendon pour avoir une fonction efficace. Ce système permet d'obtenir un arc de flexion de 260° au niveau du doigt. Le tendon fléchisseur va prendre la corde après rupture des poulies, ce qui va diminuer son efficacité sur la flexion. Les poulies A2, A3 et A4 sont nécessaires pour préserver l'efficacité de la course du tendon [150]. Peterson et al. ont trouvé que la poulie A2 était la plus importante pour la flexion [151],

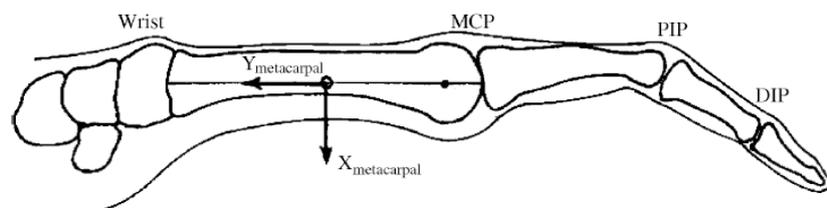
alors que Rispler et al. ont trouvé que l'absence de poulie A4 avait le plus de répercussion sur l'efficacité du mouvement [152].

L'extension concerne dans l'ordre l'articulation MCP par l'extenseur commun, puis l'articulation IPP par la languette médiane, et enfin l'articulation IPD par l'action des languettes latérales.

Par ailleurs, les muscles intrinsèques passent en avant du centre de l'articulation MCP et en arrière de celui de l'articulation IPP par leur terminaison sur l'aponévrose dorsale du doigt, entraînant une flexion de l'articulation MCP et une extension des articulations inter-phalangiennes. L'extenseur commun n'est l'extenseur véritable que de l'articulation MCP. Il n'agit sur l'extension des articulations inter-phalangiennes que si les tendons fléchisseurs sont détendus par la flexion du poignet (**effet ténodèse**) ou si l'articulation MCP est maintenue passivement en position neutre, par l'intermédiaire des anastomoses contractées avec l'expansion des muscles intrinsèques pour former l'aponévrose dorsale.

### 3.2.2 Repères biomécaniques

Les systèmes de coordonnées pour les cinq métacarpiens et l'ensemble des phalanges sont décrits de manière identique par la **Société Internationale de Biomécanique** [153]. L'origine du système de coordonnées  $O_m$  est située à mi-distance entre la base et la tête de l'os. Dans ce système, l'axe  $Y_m$  est la ligne reliant le centre de la tête au milieu de la base. Il est situé à mi-distance des bords latéraux de l'os dans le plan coronal. L'axe  $X_m$  est perpendiculaire à l'axe  $Y_m$  dans le plan sagittal. L'axe  $Z_m$  est perpendiculaire au plan  $Y_m X_m$ . En position anatomique, l'axe  $Y_m$  est orienté en proximal, l'axe  $X_m$  vers l'avant et l'axe  $Z_m$  vers la droite (Fig. 3.4).



**Figure 3.4 :** Système de coordonnées du métacarpien défini par la Société Internationale de Biomécanique (issu de : Wu G et al. J Biomech. 2005;38:981-92).

Le déplacement des articulations métacarpo-phalangiennes et inter-phalangiennes en rotation (flexion-extension) est défini par rapport à l'axe fixe du segment proximal.

Le centre de rotation est défini par le croisement des axes des os. Ce centre de rotation n'est pas fixe au niveau de l'articulation métacarpo-phalangienne compte tenu de la morphologie de la tête du métacarpien. Certains auteurs proposent d'utiliser le centre de la courbure de la portion de la tête du métacarpien avec la base de la phalange proximale [154].

### **3.2.3 Données biomécaniques quantitatives**

De nombreux paramètres biomécaniques peuvent être utilisés pour analyser le mouvement du doigt : l'amplitude articulaire, la trajectoire, la vitesse et l'accélération du mouvement, la course du tendon, le bras de levier du muscle ou du tendon, la force exercée, l'activité musculaire.

Nous nous consacrerons à l'étude de trois paramètres impliqués dans le mouvement de flexion du doigt, qui sont étroitement liés et accessibles à l'imagerie :

- l'amplitude articulaire,
- la course du tendon,
- le bras de levier (*moment arm*).

#### **3.2.3.1 Amplitude articulaire**

L'amplitude articulaire permet de quantifier le déplacement d'une articulation. Elle correspond à la rotation de la structure distale en mouvement par rapport à la structure proximale au niveau d'une articulation. Au niveau des doigts longs, il s'agira de la flexion-extension dans le plan sagittal, mais également de l'abduction-adduction au niveau de l'articulation métacarpo-phalangienne dans le plan coronal. L'amplitude articulaire correspond à un angle et s'exprime en degré ou radian.

L'amplitude articulaire peut être appréciée *in vivo* par l'imagerie (radiographie, scanner, IRM), la goniométrie manuelle ou électronique, l'enregistrement vidéo, ou le système de capture de marqueurs optiques [155]. Nous avons rapporté dans le tableau 3.1 les

résultats de précédentes études ayant mesuré les amplitudes des articulations digitales à partir d'un modèle, sur cadavre ou *in vivo*.

|                   |     | An 1983 [156]        | Chao 1989 [157]      | Degeorges 2003 [158]                                      | Horibe 1990 [159]     | Kamper 2002 [160] | Koorstane 2010 [161] | Leijnse 2010 [162]                | Leijnse 2010 [162]                | Yang 2016 [163]                            |
|-------------------|-----|----------------------|----------------------|---|-----------------------|-------------------|----------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|--|
| Sujet d'étude     |     | Cadavre (doigt seul) | Cadavre (doigt seul) | Cadavre (main entière)                                    | Cadavre (doigt seul)  | Modèle            | In vivo              | In vivo                           | In vivo                           | Cadavre (main entière)                     |
| Méthode de mesure |     | Goniomètre           |                      | Goniométrie (valeur extrême à partir de 0° flexion nulle) | Marqueur radio opaque |                   |                      | Goniométrie passif                | Capteurs optiques actifs          | Capteurs                                   |
| Index             | MCP | 85.3° (+/- 18.4°)    | 83°                  | De 72.6° (+/- 5.7°) à 97° (+/- 6.2°)                      | 81° (+/- 6.4°)        | 63°               | 64.9°                |                                   |                                   |  |
|                   | IPP | 89.5° (+/- 11.7°)    | 101°                 | De 0° à 109.9° (+/- 8.1°)                                 | 50.2° (+/- 10.1°)     | 75°               | 53.1°                | De -20° (+/- 11°) à 115° (+/- 4°) | De -11° (+/- 7°) à 107° (+/- 7°)  |  |
|                   | IPD | 50.36° (+/- 6.6°)    | 73°                  | De 49.1° (+/- 9.7°) à 56.5° (+/- 15.5°)                   | 21.8° (+/- 2.1°)      | 43°               | 71.6°                | De -32° (+/- 11°) à 80° (+/- 9°)  | De -1° (+/- 3°) à 66° (+/- 11°)   |  |
| Majeur            | MCP |                      | 90°                  | De 60.5° (+/- 13°) à 99.6° (+/- 5.3°)                     | 81° (+/- 6.4°)        |                   |                      |                                   |                                   | 109.18° (+/- 14.32°) (de -12.13° à 97.05°) |
|                   | IPP |                      | 103°                 | De 0° à 114.2° (+/- 11.8°)                                | 50.2° (+/- 10.1°)     |                   |                      | De -21° (+/- 5°) à 117° (+/- 5°)  | De -14° (+/- 12°) à 104° (+/- 6°) | 79.6° (+/- 12.14°) (de 12.32° à 91.92°)    |
|                   | IPD |                      | 80°                  | De 26.1° (+/- 8.1°) à 57.1° (+/- 10°)                     | 21.8° (+/- 2.1°)      |                   |                      | De 26° (+/- 11°) à 91° (+/- 7°)   | De 0° (+/- 6°) à 87° (+/- 9°)     | 30.09° (+/- 7.89°) (de 10.91° à 41°)       |
| Annulaire         | MCP |                      | 88°                  | De 75.2° (+/- 5.7°) à 106.6° (+/- 7°)                     |                       |                   |                      |                                   |                                   |  |
|                   | IPP |                      | 105°                 | De 0° à 110.8° (+/- 9.8°)                                 |                       |                   |                      | De -19° (+/- 3°) à 119° (+/- 6°)  | De -14° (+/- 9°) à 104° (+/- 8°)  |  |
|                   | IPD |                      | 75°                  | De 31.1° (+/- 13.5°) à 56.6° (+/- 9.2°)                   |                       |                   |                      | De -25° (+/- 18°) à 86° (+/- 10°) | De -1° (+/- 4°) à 73° (+/- 17°)   |  |
| Auriculaire       | MCP |                      | 90°                  | De 56.4° (+/- 10.9°) à 105.3° (+/- 8.1°)                  |                       |                   |                      |                                   |                                   |  |
|                   | IPP |                      | 103°                 | De 0° à 111.2° (+/- 8.2°)                                 |                       |                   |                      | De -11° (+/- 12°) à 110° (+/- 7°) | De -5° (+/- 5°) à 99° (+/- 8°)    |  |
|                   | IPD |                      | 78°                  | De 40.4° (+/- 8.5°) à 57.5° (+/- 14.7°)                   |                       |                   |                      | De -42° (+/- 22°) à 90° (+/- 11°) | De 4° (+/- 3°) à 79° (+/- 14°)    |  |

**Tableau 3.1 :** Amplitudes maximales des articulations digitales (en degré) rapportées dans la littérature. IPD = articulation Inter-Phalangienne Distale, IPP = articulation Inter-Phalangienne Proximale, MCP = articulation Métacarpo-Phalangienne.

### 3.2.3.2 Course du tendon

La course du tendon correspond à la distance effectuée par le tendon sur son trajet en déplacement passif ou actif. Elle peut être mesurée en échographie, *in vivo* lors d'une intervention chirurgicale, ou par des marqueurs radio-opaques placés dans des tendons lors d'une intervention. Elle est le plus souvent appréciée par mesure directe sur des études cadavériques. La course du tendon fléchisseur dépend de la position du poignet. Elle est plus importante avec un poignet en extension [164,165]. Nous avons rapporté dans le tableau 3.2 les résultats de précédentes études ayant mesuré la course des tendons fléchisseurs digitaux sur cadavres ou *in vivo*.

|                   |       | An 1983 [156]    | Armstrong 1978 [165]   | Horibe 1990 [159]                  | Korstanje 2010 [161] | Soeters 2004 [166]  | Tanaka 2005 [167]                              | Wehbe 1985 [164]   | Yang 2016 [163]                       |
|-------------------|-------|------------------|--|------------------------------------|----------------------|---------------------|--|--|---------------------------------------|
| Sujet d'étude     |       | Cadavre (in dex) | Calcul cadavre   | Cadavre : index et majeur (zone 3) | In vivo (zone 5)     | In vivo (zone 5)    | Cadavre : membre supérieur avec coude (zone 2) | In vivo, poignet position neutre (zone 4)  | Cadavre                               |
| Méthode de mesure |       |                  | Mesure directe (moyenne pour les 4 doigts chez femme et homme) | Marqueur radio-opaque              | Echographie          | Doppler             |  | Marqueur radio-opaque  | Mesure directe (moyenne doigts longs) |
| FPD               | IPD   | 7.7 +/- 1.17     | 6.8 - 9.5  | 2.7 +/- 0.3                        |                      |                     |  |  | 10.13 +/- 1.79                        |
|                   | IPP   | 14.06 +/- 2.03   | 15.6 - 18.8  | 9.7 +/- 1.6                        |                      |                     |  |  | 21.91 +/- 3.29                        |
|                   | MCP   | 18.98 +/- 2.58   | 19.1 - 23.9  | 17.8 +/- 1.6                       |                      |                     |  |  | 29.75 +/- 4.15                        |
|                   | Total |                  |  | 30.2                               | Majeur : 24.3        | Majeur 16.8 +/- 3.8 | Index 20.9 +/- 2.6                             | Index : 30<br>Majeur : 37<br>Annulaire : 36<br>Auriculaire : 23<br>Moyenne 32 (15-43)  | 43.56 +/- 6.77                        |
| FSD               | IPP   | 10.81 +/- 1.92   | 13.6 - 16.8  |                                    |                      |                     |  |  | 17.3 +/- 3.73                         |
|                   | MCP   | 21.04 +/- 2.5    | 20.7 - 25.5  |                                    |                      |                     |  |  | 31.63 +/- 4.58                        |
|                   | Total |                  |  |                                    |                      |                     |  | Index : 21<br>Majeur : 29<br>Annulaire : 27<br>Auriculaire : 16<br>Moyenne = 24(14-37) | 39.35 +/- 4.92                        |

**Tableau 3.2 :** Course maximale des tendons fléchisseurs digitaux (en millimètre)

rapportée dans la littérature. FPD = tendon Fléchisseur Profond des Doigts, FSD = tendon Fléchisseur Superficiel des Doigts, IPD = articulation Inter-Phalangienne Distale, IPP = articulation Inter-Phalangienne Proximale, MCP = articulation Métacarpo-Phalangienne.

### 3.2.3.3 Bras de levier

Les tendons fléchisseurs transmettent la force des muscles au doigt pour produire le mouvement. La distance entre le tendon et l'articulation va avoir un impact sur la force agissant sur celle-ci. Le bras de levier détermine l'efficacité que le tendon exerce sur l'articulation.

Le bras de levier nécessite de rappeler certaines notions biomécaniques. La force correspond à toute cause capable de modifier la vitesse d'un corps ou de provoquer sa déformation. Cette force, exprimée en Newton (N), est représentée par un vecteur caractérisé par une ligne d'action, c'est-à-dire la direction dans laquelle la force s'exerce, un sens et un point d'application. Le bras de levier d'une force est la **distance entre sa ligne d'action et le pivot autour duquel la force tend à agir**. Il est représenté par la perpendiculaire abaissée sur la ligne d'action de cette force à partir du point pivot considéré. Ce bras de levier permet de calculer le **moment d'une force** qui est la capacité d'une force à entraîner un mouvement de rotation autour d'un axe. Le moment d'une force (*torque*) par rapport à un point donné correspond à la formule :  $M_F = F \times \text{bras de levier}$ , et s'exprime en N.m (Fig. 3.5) [168].

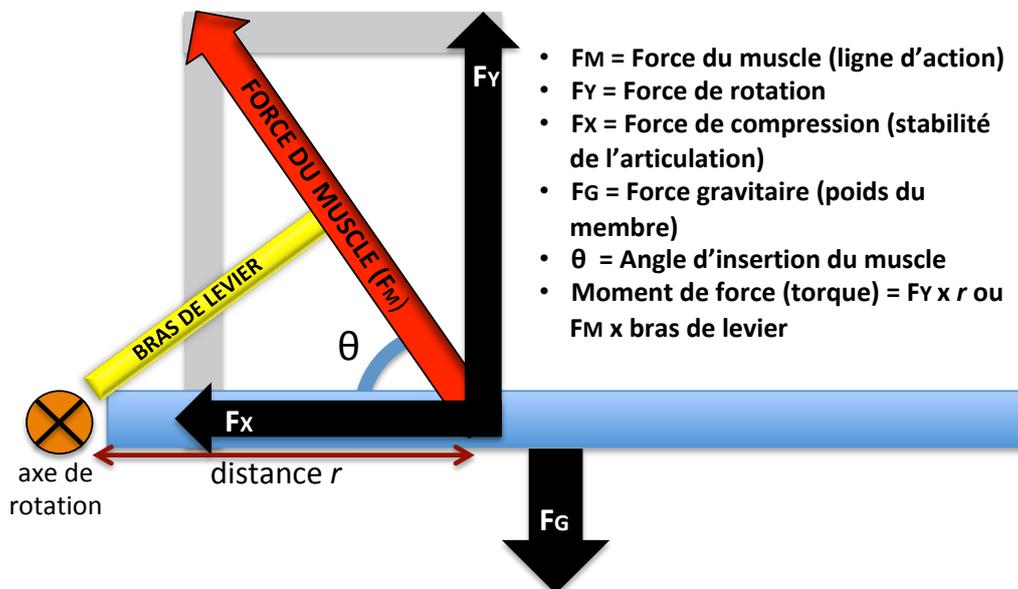


Figure 3.5 : Système de force (adaptée de <http://www.aaronswansonpt.com/basic-biomechanics-moment-arm-torque>)

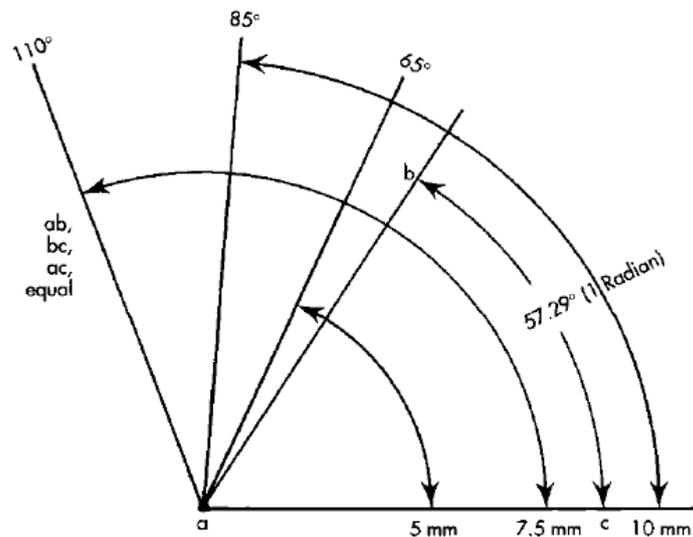
Nous avons rapporté dans le tableau 3.3 les résultats de précédentes études ayant estimé le bras de levier des tendons fléchisseurs digitaux par calcul ou par mesure directe.

|                   |     | An 1984 [156]   | Armstrong 1978 [165]  | Franko 2011 [169]   | Ketchum 1978  | Li 2010 [170]              | Wilson 1999 [171] | Yang 2016 [163] |
|-------------------|-----|-----------------|-----------------------|---|---|----------------------------|-------------------|-----------------|
| Sujet d'étude     |     | Cadavre (index) | Cadavre (femme-homme) | Cadavre   | Cadavre   | Modèle statistique (index) | In vivo           | Cadavre (index) |
| Méthode de mesure |     | Calcul          | Calcul                | Calcul  | Mesure directe  | Calcul                     | Calcul IRM        |                 |
| FPD               | IPD | 4.1+/-1.4       | 4 – 5.5               | Index : 7.71 +/- 0.78<br>Majeur : 7.77 +/- 0.62<br>Annulaire : 7 +/- 0.99<br>Auriculaire : 8.89 +/- 1.05        | Index : 6.5 +/- 0.5<br>Majeur : 7 +/- 0.5<br>Annulaire : 6.8 +/- 1<br>Auriculaire : 6                 | 3.04 +/- 0.29              |                   | 10.43 +/- 0.23  |
|                   | IPP | 7.9 +/-1.1      | 8.9 – 10.6            | Index : 10.71 +/- 0.34<br>Majeur : 11.81 +/- 0.93<br>Annulaire : 9.49 +/- 0.55<br>Auriculaire : 8.61 +/- 0.47   | Index : 9.8 +/- 0.4<br>Majeur : 10.7 +/- 1.2<br>Annulaire : 10.4 +/- 1.1<br>Auriculaire : 8.5 +/- 0.6 | 7.05 +/- 1.12              |                   | 12.3 +/- 1.82   |
|                   | MCP | 11.1 +/-1.1     | 11 – 13.5             | Index : 15.48 +/- 1.52<br>Majeur : 13.06 +/- 0.89<br>Annulaire : 15.13 +/- 1.25<br>Auriculaire : 12.91 +/- 1.22 | Index : 10.1 +/- 3.2<br>Majeur : 11.6 +/- 3.6<br>Annulaire : 10.4 +/- 0.1<br>Auriculaire : 8.9 +/- 1  | 10.56 +/- 1.32             | Majeur : 13.5     | 12.56 +/- 1.09  |
| FSD               | IPP | 6.2 +/-1        | 7.9 – 9.6             | Index : 9.07 +/- 0.45<br>Majeur : 8.69 +/- 0.44<br>Annulaire : 8.48 +/- 0.41<br>Auriculaire : 6.77 +/- 0.5      | Index : 8.3 +/- 0.2<br>Majeur : 8.7 +/- 1<br>Annulaire : 8.5 +/- 0.9<br>Auriculaire : 7.4 +/- 0.6     | 5.27 +/- 0.95              |                   | 9.02 +/- 1.34   |
|                   | MCP | 11.9 +/-0.7     | 11.7 – 14.3           | Index : 16.78 +/- 1.65<br>Majeur : 13.28 +/- 1.12<br>Annulaire : 16.52 +/- 1.73<br>Auriculaire : 12.45 +/- 0.99 | Index : 12.1 +/- 3.2<br>Majeur : 14 +/- 5.1<br>Annulaire : 13 +/- 5.4<br>Auriculaire : 9.8 +/- 3      | 11.78 +/- 1.38             |                   | 13.62 +/- 1.05  |

**Tableau 3.3 :** Estimation du bras de levier des tendons fléchisseurs digitaux (en millimètre) rapportée dans la littérature. FCP = tendon Fléchisseur Profond des Doigts, FCS = tendon Fléchisseur Superficiel des Doigts, IPD = articulation Inter-Phalangienne Distale, IPP = articulation Inter-Phalangienne Proximale, MCP = articulation Métacarpo-Phalangienne.

### 3.2.4 Relation amplitude articulaire, bras de levier et course du tendon

L'amplitude articulaire, la course du tendon et le bras de levier sont étroitement liés d'après le concept géométrique de **radian** (Fig. 3.6).



**Figure 3.6 :** *Concept géométrique du radian décrivant la relation entre amplitude articulaire et course du tendon (issu de : Doyle JR. Tendon and nerve surgery in the hand – A third decade. In Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ, eds. St Louis, Mosby-Yearbook 254-262, 1997).*

Le radian est une unité de mesure d'angle dans un cercle correspondant au rapport de la longueur de l'arc entre deux droites dont le point d'intersection et le centre du cercle sur le rayon du cercle. Le périmètre du cercle valant  $2\pi r$  pour  $360^\circ$ , un radian vaut  $57.29^\circ$ . Quand une articulation se déplace d'un arc d'un radian, la course du tendon et son bras de levier sont équivalents. Cette relation permet de calculer le déplacement du tendon à partir de l'amplitude articulaire et du bras de levier. Pour un déplacement de  $90^\circ$  ou 1.57 radian et un bras de levier de 1cm, la course du tendon est de 1.57 cm. Ainsi, lorsque le bras de levier augmente par rupture de poulie avec une excursion constante, l'amplitude articulaire est diminuée [172]. La course tendineuse nécessaire pour obtenir le même degré de flexion augmente après rupture des poulies [173].

A partir de cette relation, Landsmeer a proposé trois modèles pour **évaluer la course du tendon** [174].

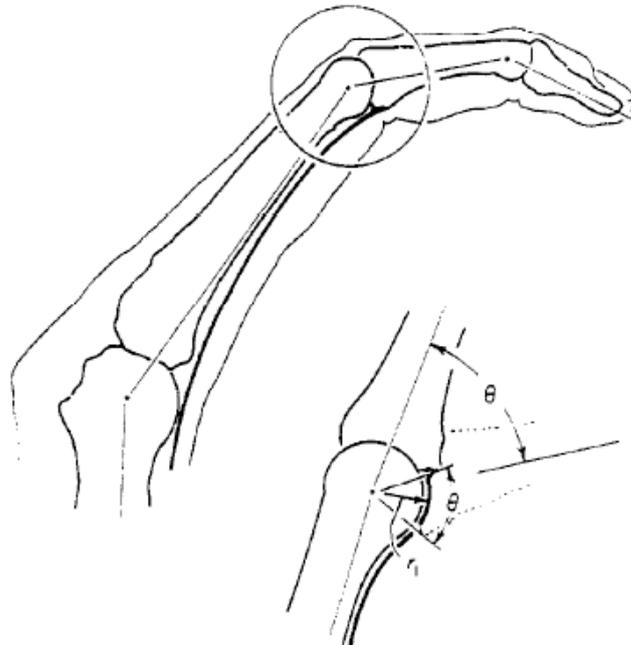
Dans le **premier modèle**, l'articulation est considérée comme une trochlée. Le tendon suit la courbure de la surface articulaire de l'os proximal et passe en pont en avant de l'articulation (Fig. 3.7). Il existe une relation linéaire entre l'amplitude articulaire, le bras de levier et la course du tendon.

La relation entre la course du tendon ( $x$ ) et l'amplitude articulaire ( $\theta$ ) est décrite par cette formule :

$$x = r \theta$$

(équation 1 de Landsmeer)

La distance  $r$  entre le tendon et le centre de rotation correspond au bras de levier.



**Figure 3.7 :** Estimation de la course du tendon fléchisseur digital à partir de l'équation 1 de Landsmeer (issu de : Armstrong TJ et Chaffin DB. J Biomech. 1978;11:119-128).

Si le tendon n'est pas sécurisé au contact de la surface articulaire, il s'éloigne de celle-ci en flexion et prend la corde. Dans le **2<sup>e</sup> modèle**, la corde du tendon est prévenue par des contraintes géométriques qui s'exercent sur celui-ci. Le système est dépourvu de friction et les deux parties du tendon sont parallèles au grand axe des os et correspondent à deux lignes droites qui s'entrecroisent, avec une contrainte sur le tendon en regard de la bissectrice de l'angle articulaire (Fig. 3.8).

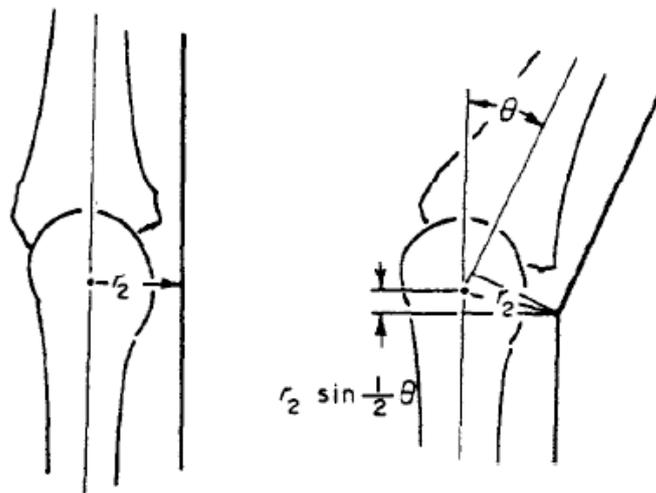
La relation entre la course du tendon ( $x$ ) et l'amplitude articulaire ( $\theta$ ) est décrite par cette formule :

$$x = 2 r \sin (\theta/2)$$

(équation 2 de Landsmeer)

Pour un angle de flexion de moins de 90°, l'équation du 1<sup>er</sup> modèle fournit une approximation raisonnable.

La distance  $r$  entre la contrainte tendineuse et le centre de rotation correspond au bras de levier.



**Figure 3.8** : Estimation de la course du tendon fléchisseur digital à partir de l'équation 2 de Landsmeer (issu de : Armstrong TJ et Chaffin DB. J Biomech. 1978;11:119-128).

Dans le **3<sup>e</sup> modèle**, le tendon chemine dans une gaine qui le maintient contre l'os, ce qui lui évite de prendre la corde mais lui permet de se courber en regard de l'articulation. Lorsque l'articulation fléchit, la distance entre le centre de rotation et le tendon augmente (Fig. 3.9). La relation entre la course du tendon ( $x$ ) et l'amplitude articulaire ( $\theta$ ) est décrite par cette formule :

$$x = \theta d + y (2 - \theta (\tan [\theta/2]))$$

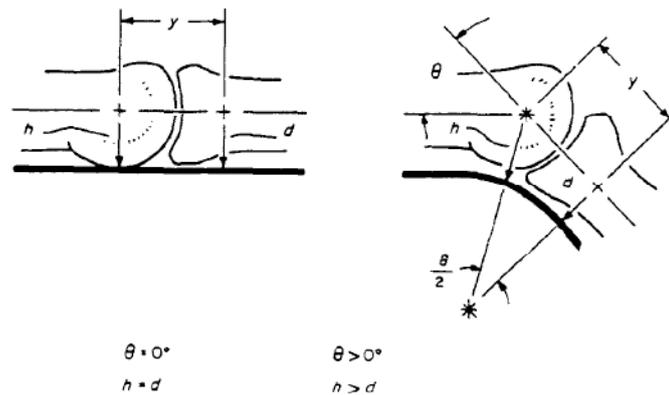
(équation 3 de Landsmeer)

$Y$  correspond à la distance le long de l'axe de l'os distal entre le centre de rotation et le début de la courbure distale du tendon et  $d$  à la distance entre le début de cette courbure

et l'axe de l'os. Pour un angle de flexion de moins de 40°,  $(2 - \theta \tan [\theta/2])$  est linéaire, le 1<sup>er</sup> modèle peut alors être une approximation satisfaisante du 3<sup>e</sup> modèle, ce qui n'est pas le cas au-delà.

Le bras de levier (h) peut être estimé dans ce modèle à partir de la formule suivante :

$$h = y \left[ \frac{1 - \cos (\theta/2)}{\sin (\theta/2)} \right] + d$$



**Figure 3.9 :** Estimation de la course du tendon fléchisseur digital à partir de l'équation 3 de Landsmeer (issu de : Armstrong TJ et Chaffin DB. *J Biomech.* 1978;11:119-128).

Armstrong et Chaffin considéraient le modèle 1 comme l'hypothèse la plus crédible pour expliquer l'action des tendons fléchisseurs des doigts. An et al. ont cependant constaté sur modèle cadavérique une augmentation curviligne du bras de levier des tendons fléchisseurs lors de la flexion de la MCP alors qu'il resterait constant pour les articulations IPP et IPD [156]. Wu et al. ont par contre observé une évolution non-linéaire du bras de levier des tendons fléchisseurs des articulations MCP et IPP lors de la flexion [175]. Le 3<sup>e</sup> modèle serait donc plus le approprié pour les articulations MCP et IPP et le 1<sup>er</sup> modèle pour l'articulation IPD [176].

### 3.3 Évaluation de la cinématique du doigt par IRM dynamique temps réel

L'analyse biomécanique *in vivo* du doigt en mouvement reposait jusqu'à présent sur la radiographie (parfois associée à l'ajout d'un marqueur radio-opaque dans le tendon lors d'une chirurgie) ou sur l'échographie [161,164]. L'IRM dynamique temps réel n'a pas été employée pour l'étude de cette région anatomique. Bayer et al. ont étudié la qualité des

images obtenues avec des séquences temps réel sur cette région au cours du mouvement, sans évaluation biomécanique [122]. Schellhammer et Vantorre ont utilisé une technique d'IRM dynamique séquentielle pour étudier la corde du tendon fléchisseur après rupture des poulies digitales [63]. L'IRM dynamique temps réel pourrait quantifier la cinématique du mouvement du doigt à partir des trois paramètres précédemment décrits.

L'objectif de notre étude est donc d'évaluer l'intérêt de l'IRM dynamique temps réel pour accéder à ces données quantitatives. Cette étude a été réalisée en deux parties. Dans un premier temps, nous avons utilisé l'IRM temps réel pour mesurer *in vivo* l'amplitude articulaire et le bras de levier du tendon fléchisseur au niveau du doigt, en comparant les résultats avec les données de la littérature. Il nous est cependant apparu au cours de l'étude précédente destinée à évaluer la qualité des images qu'il était difficile de mesurer directement la course du tendon fléchisseur en raison du trajet incurvé du tendon en flexion et de l'absence de point de repère fixe sur le tendon. L'amplitude articulaire, le bras de levier et la course du tendon étant liés, ce paramètre pourrait être calculé à partir des deux précédents en se basant sur les équations de Landsmeer. Nous avons donc cherché dans un second temps à vérifier ce lien par une étude cadavérique où le déplacement du tendon fléchisseur était suivi au scanner à l'aide d'un marqueur radio-opaque.

### **3.3.1 Étude *in vivo***

#### **3.3.1.1 Matériel et méthode**

##### Sujets

L'étude a porté sur 10 volontaires sains, 7 hommes et 3 femmes, d'âge moyen 33 ans (25-45 ans), sans antécédent de rhumatisme inflammatoire, de traumatisme ou de chirurgie au niveau de la main.

## Acquisition des images

Les examens ont été réalisés sur une IRM Achieva® dStream 3.0T (Philips Healthcare, Best, Pays-Bas). Nous avons utilisé deux antennes de surface constituée chacune par un élément: une antenne dS Flex M et une antenne Micro 47. Ces deux antennes permettaient de récupérer un meilleur signal et d'obtenir une meilleure résolution spatiale par rapport à l'antenne tête 16 canaux disponible.

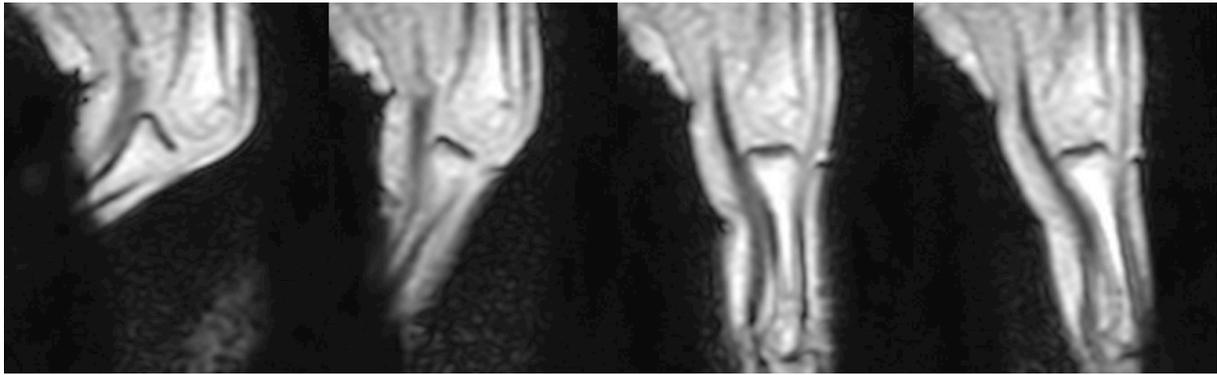
L'exploration portait sur l'index. Le protocole comprenait :

- des séquences de repérage,
- des séquences T2 spin écho dans le plan sagittal et coronal afin de positionner les coupes pour les séquences dynamiques (TR=6989 ms, TE=100 ms, champ de vue= 120X71 mm, taille du pixel=0.5X0.5 mm, épaisseur de coupe= 1.5 mm, temps d'acquisition= 39 sec),
- des **séquences temps réel** de type EGR avec destruction de l'aimantation transversale (dénommée T1FFE par le constructeur) et avec gradients équilibrés (dénommée bFFE par le constructeur) dans le plan sagittal (tableau 3.4),
- une séquence statique écho de gradient 3D dans le plan sagittal et coronal incluant le métacarpien et les trois phalanges du rayon exploré (TR=4.8 ms, TE=2.3 ms, angle de bascule=10°, champ de vue= 200X60 mm en sagittal et 170X52 mm en coronal, voxel size=0.5X0.5X1 mm, temps d'acquisition=2min25sec en sagittal et 2min35sec en coronal).

|                                  | <b>T1FFE</b> | <b>bFFE</b> |
|----------------------------------|--------------|-------------|
| <b>TR (ms)</b>                   | 18.8         | 3.6         |
| <b>TE (ms)</b>                   | 1.9          | 1.8         |
| <b>Angle de bascule (degree)</b> | 15           | 45          |
| <b>Nex</b>                       | 1            | 1           |
| <b>Bande-passante (Hz/pixel)</b> | 977          | 977         |
| <b>Champ de vue (mm)</b>         | 71X71        | 71X71       |
| <b>Taille du pixel (mm)</b>      | 1.09X1.46    | 1.09X1.46   |
| <b>Epaisseur de coupe (mm)</b>   | 4            | 5           |
| <b>Ecart inter-coupe (mm)</b>    | 0            | 0           |
| <b>Nombre de coupes</b>          | 5            | 4           |
| <b>Nombre de répétitions</b>     | 20           | 16          |
| <b>Temps d'acquisition (sec)</b> | 21           | 18          |
| <b>Temps/image (ms)</b>          | 210          | 281         |

**Tableau 3.4 :** *Paramètres des séquences dynamiques temps réel sur le doigt dans le plan sagittal.*

La séquence EGR avec destruction de l'aimantation transversale a été utilisée pour l'analyse des images car elle présentait la meilleure qualité et était plus stable au cours du mouvement, comme démontré dans l'article 2 (Fig. 3.10).



**Figure 3.10 :** Séquence dynamique EGR avec destruction de l'aimantation transversale sur l'index dans le plan sagittal pendant la flexion - extension de l'articulation MCP.

### Installation du patient et mouvement

Compte tenu de la conformation des antennes utilisées (antenne plane circulaire), nous avons dû concevoir un **support spécifique compatible en IRM** :

- afin de positionner l'antenne au plus près du doigt à explorer,
- sans mobilisation de l'antenne lors du mouvement du doigt,
- et permettant de stabiliser la main afin d'éviter des mouvements non désirés ou un déplacement de la main par rapport au plan de coupe sélectionné.

Ce support a été réalisé avec la société Ouest Orthopédie à Brest. Il était constitué d'une mousse fixe maintenant la main en prono-supination neutre tout en laissant libre les doigts longs, avec une encoche à sa partie supérieure pour le maintien du pouce en abduction. Cette position était utilisée pour l'analyse dynamique de l'index. Une seconde pièce en mousse amovible, sur laquelle la main était positionnée en pronation, pouvait être ajoutée pour l'analyse dynamique des autres doigts longs. Ce support était adapté pour les deux mains. Cette mousse était disposée au sein d'une boîte en plexiglas, avec un compartiment pour maintenir l'antenne Micro 47 au plus proche du doigt à explorer. L'antenne ds Flex M était fixée au-dessus de la boîte. Des mousses amovibles plates d'épaisseur différentes pouvaient être ajoutées sous le support pour régler sa hauteur en fonction de la taille de la main. Le poignet était en position neutre. Les autres doigts n'étaient pas immobilisés pour éviter l'effet quadrigé (Fig. 3.11).



**Figure 3.11** : Installation de la main et des antennes Micro 47 (flèches) et ds Flex M (flèches pointillées) dans un support dédié pour l'acquisition d'une séquence dynamique temps réel de l'index sur IRM Achieva dStream 3.0T (Philips Healthcare).

Il était demandé au sujet de réaliser deux types de mouvements de l'index au cours de l'examen, un seul type de mouvement étant réalisé au cours d'une séquence dynamique :

- flexion – extension de l'articulation MCP sans mobilisation des articulations inter-phalangiennes, avec un champ d'acquisition centré sur l'articulation MCP,
- flexion – extension des articulations inter-phalangiennes sans mobilisation de l'articulation MCP, avec un champ d'acquisition centré sur l'articulation IPP.

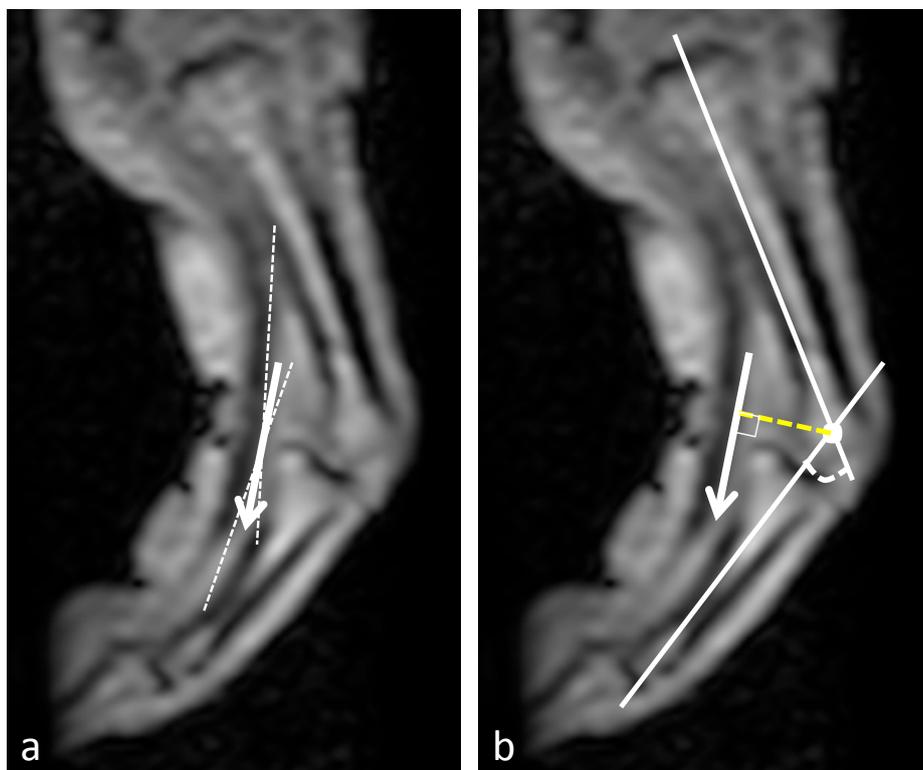
Le mouvement était effectué en amplitude maximale, avec une vitesse permettant de réaliser deux cycles au cours de l'acquisition. Les deux types de mouvements étaient enseignés et répétés avant l'installation, puis vérifiés après l'installation du sujet dans l'IRM.

#### Analyse des images

Les images ont été analysées à l'aide du logiciel OsiriX® (Pixmeo, Geneva, Switzerland). Les mesures ont été effectuées sur la coupe permettant la meilleure analyse du tendon fléchisseur et des os de part et d'autre de l'articulation MCP d'une part, et de l'articulation IPP d'autre part, à chaque répétition au cours de l'acquisition.

Nous avons mesuré **deux paramètres** au niveau de chacune de ces articulations :

- **l'angle articulaire**, à partir de l'axe des os tels que définis par la Société Internationale de Biomécanique [153],
- **le bras de levier du tendon FPD**, c'est-à-dire le segment qui relie le centre de rotation de l'articulation à la ligne d'action du tendon FPD et perpendiculaire à celle-ci (méthode du centre de rotation) [154,177]. La ligne d'action du tendon FDP était décrite par Fowler et al. comme la bissectrice de l'angle formée par la direction du tendon de part et d'autre de l'articulation, et tangente au tendon (Fig. 3.12) [154].



**Figure 3.12** : Détermination de la ligne d'action du tendon FPD selon la méthode de Fowler et al. (a). Détermination au niveau de l'articulation IPP de l'angle articulaire, du centre de rotation et du bras de levier du tendon FPD (b).

#### Analyse statistique

La corrélation entre l'angle articulaire et le bras de levier du tendon FPD a été appréciée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson. Ce coefficient varie entre -1 et +1. La relation est forte aux valeurs -1 ou +1 et absente à 0. Elle est pauvre entre 0 et 0.1, faible

entre 0.1 et 0.4, modérée entre 0.4 et 0.7, forte entre 0.7 et 0.9 et excellente entre 0.9 et 1 [178].

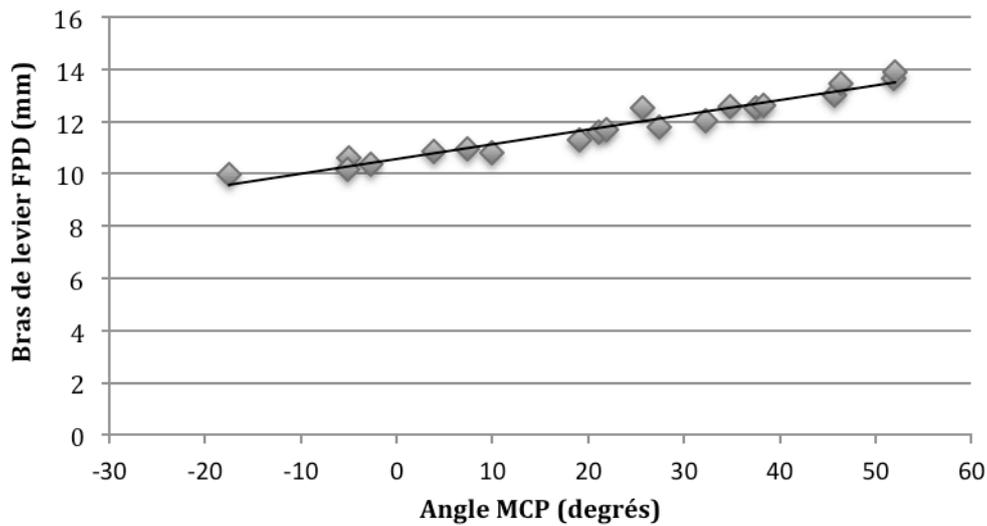
Ces mesures ont été effectuées à deux reprises par le même lecteur à six mois d'intervalle, afin d'apprécier la reproductibilité intra-observateur par le coefficient de corrélation intra-classe à deux facteurs à effets aléatoires avec estimation de la cohérence, qui varie de 0 à 1. Cette relation est considérée comme pauvre pour des valeurs de moins de 0.4, modérée entre 0.4 et 0.59, bonne entre 0.6 et 0.74, et excellente entre 0.75 et 1 [179].

### 3.3.1.2 Résultats

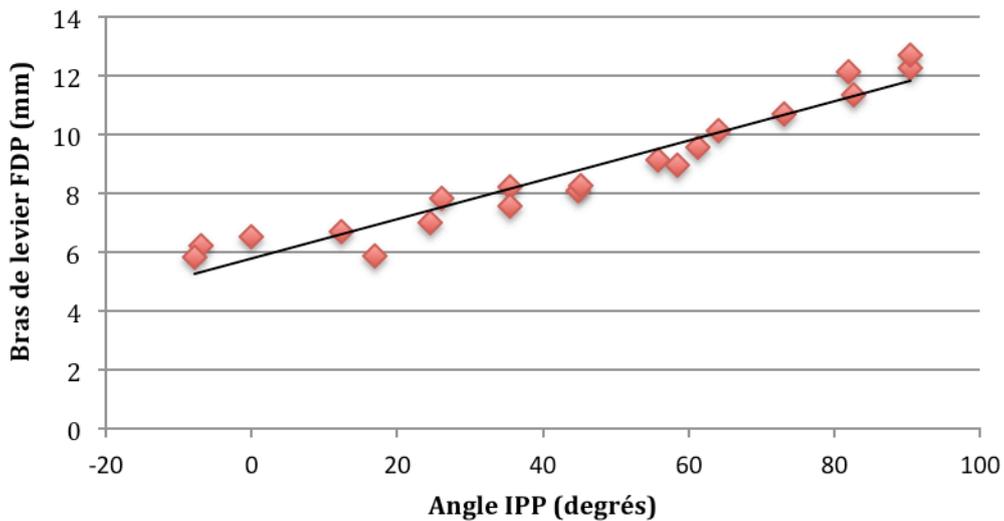
Les valeurs des angles des articulations MCP et IPP en extension et flexion maximale, leur amplitude articulaire, le bras de levier du tendon FPD, et la corrélation entre angle articulaire et bras de levier tendineux sont présentés dans le tableau 3.5. Il existait une relation linéaire entre ces paramètres (fig. 3.13, 3.14). La corrélation entre l'angle de l'articulation et le bras de levier du tendon FPD était bonne au niveau de l'articulation MCP et excellente au niveau de l'articulation IPP.

|            | <b>Extension max</b>           | <b>Flexion max</b>            | <b>Amplitude articulaire</b>   | <b>Bras de levier moyen</b>       | <b>Coefficient de Pearson</b> |
|------------|--------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
| <b>MCP</b> | -8.6° (14.4°)<br>[-34.6°-8.5°] | 48.8° (9.8°)<br>[36.8°-63.7°] | 54.5° (14.7°)<br>[40.6°-85.8°] | 11.4mm<br>(0.8mm)<br>[8.5-14,7mm] | 0.74                          |
| <b>IPP</b> | -2.1° (6.4°)<br>[-8.4°-8.8°]   | 94.6° (9.8°)<br>[88-113.9°]   | 96.9° (9.7°)<br>[80.3°-107.2°] | 9.1mm<br>(0.5mm)<br>[5.8-12.7mm]  | 0.92                          |

**Tableau 3.5 :** Amplitude articulaire (en degré) et bras de levier du tendon fléchisseur profond (en millimètre) mesurés au niveau des articulations MétaCarpo-Phalangienne (MCP) et Inter-Phalangienne Proximale (IPP) de l'index, et coefficient de corrélation de Pearson correspondant. Les valeurs données sont les moyennes (écart-type entre parenthèses et valeurs extrêmes entre crochets).



**Figure 3.13 :** Relation entre l'angle articulaire et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Métacarpo-Phalangienne (MCP)



**Figure 3.14 :** Relation entre l'angle articulaire et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FDP) au niveau de l'articulation Inter-Phalangienn Proximale.

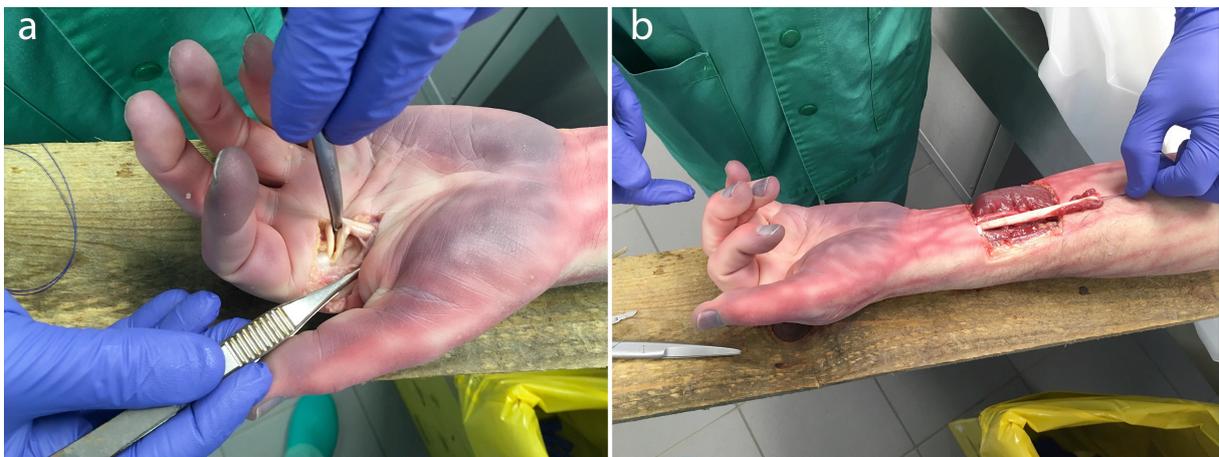
Le coefficient de corrélation intra-classe était de 0.89 pour l'angle articulaire et de 0.56 pour le bras de levier du tendon FPD, soit une reproductibilité intra-observateur respectivement forte et modérée pour la mesure de ces deux paramètres.

### 3.3.2 Étude cadavérique

#### 3.3.2.1 Matériel et méthode

##### Préparation des pièces anatomiques

Cinq membres supérieurs (deux droits et trois gauches) sans témoignage d'intervention chirurgicale et provenant de trois cadavres ont été utilisés pour cette étude. Une première dissection était réalisée au niveau de la paume de la main pour repérer le tendon FPD de l'index et introduire dans celui-ci un marqueur métallique millimétrique en amont de la poulie A1. Une seconde dissection était réalisée au niveau du tiers distal de l'avant-bras pour dégager le tendon FPD de ce même doigt, le sectionner et le nouer avec du fil pour la traction, afin de simuler une mobilisation active de ce tendon (Fig. 3.16).



**Figure 3.16 :** *Dissection du tendon FPD de l'index au niveau de la paume de la main pour mise en place du marqueur radio-opaque (a). Dissection et section du tendon FPD de l'index à l'avant-bras (b).*

##### Acquisition des images

Un scanner en contraste spontané a été réalisé sur les cinq membres supérieurs dans cinq positions :

- index en extension sans traction,

- index en flexion par traction sur le tendon fléchisseur profond estimée successivement à 1, 2 et 3 cm puis en traction maximale à l'aide d'une règle positionnée sur l'avant-bras.

Les acquisitions comprenaient la main et l'avant-bras. Elles ont été réalisées sur scanner Somatom® Definition AS 64 barrettes (Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne) avec les paramètres suivants : charge = 200 mAs, tension = 120 kV, épaisseur de coupe = 0.75 mm, incrément de reconstruction = 0.4 mm, pitch = 0.6, FOV = 512 X 512 mm. L'Indice de Dose de Scanographie pour chaque acquisition était de 15.23 mGy avec un Produit Dose Longueur à 383 mGY.cm. Les reconstructions utilisaient un filtre mou avec un niveau de fenêtre à 40 UH et une largeur de 350 UH.

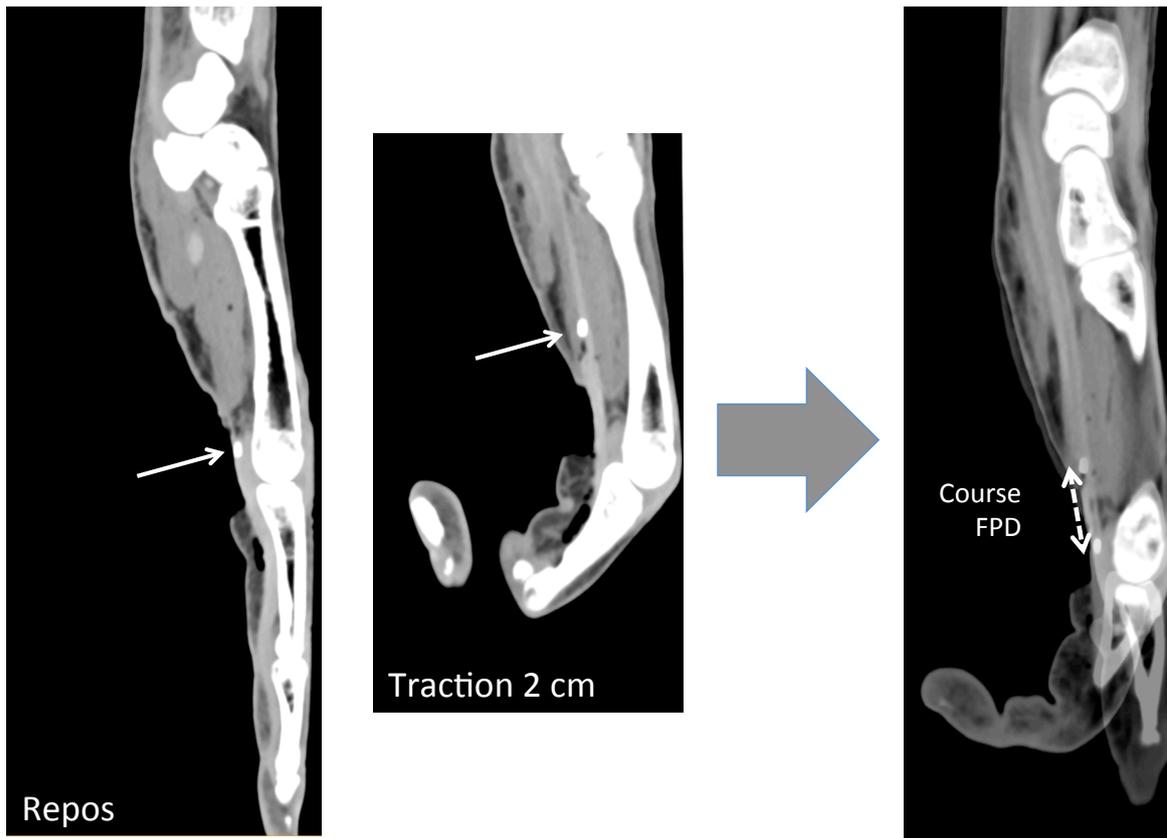
### Traitement et analyse des images

Les reconstructions et l'analyse des images ont été effectuées sur station Syngovia® (Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne). Dans un premier temps, une fusion d'image avec recalage rigide a été effectuée entre l'acquisition au repos et chacune des acquisitions après traction pour estimer le déplacement du marqueur tendineux. Le recalage se basait sur les os du carpe et le 2<sup>e</sup> métacarpien.

Nous avons réalisé dans un second temps deux mesures au niveau des articulations MCP et inter-phalangiennes du 2<sup>e</sup> rayon, pour chaque position du doigt et sur les cinq pièces anatomiques :

- l'angle articulaire,
- le bras de levier du tendon FPD, à partir de la méthode du centre de rotation décrite précédemment.

La **course du tendon** était appréciée par la mesure du déplacement du marqueur tendineux sur l'image fusionnée entre l'acquisition après traction et l'acquisition au repos (Fig. 3.17).



**Figure 3.17 :** Fusion d'images entre deux positions du doigt pour mesure du déplacement du marqueur radio-opaque intra-tendineux (flèches).

Nous avons également mesuré la longueur du 2<sup>e</sup> métacarpien et l'épaisseur du tendon FPD en regard des articulations MCP, IPP et IPD, sans pouvoir distinguer les tendons FDS et FPD au niveau de l'articulation MCP.

### Analyse statistique

Les corrélations entre l'angle articulaire, le bras de levier du tendon et la course du tendon ont été évaluées à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson, selon les mêmes modalités décrites pour l'étude *in vivo*.

La course du tendon était également calculée à partir des équations 1 et 2 de Landsmeer. L'erreur entre la course mesurée et la course estimée était appréciée par calcul de la différence moyenne, de l'écart-type de la différence et de l'écart quadratique moyen.

### 3.3.2.2 Résultats

L'épaisseur moyenne du tendon FPD était de 3.46 mm au niveau de la MCP, de 2.26 mm au niveau de l'IPP et de 1.16 mm au niveau de l'IPD. Le 2<sup>e</sup> métacarpien mesurait en moyenne 7.18 cm de longueur (valeurs extrêmes : 6.5-7.6).

Les valeurs de l'amplitude articulaire entre la position de repos et la flexion maximale et du bras de levier du tendon FPD au niveau des trois articulations de l'index sont rapportées dans le tableau 3.6.

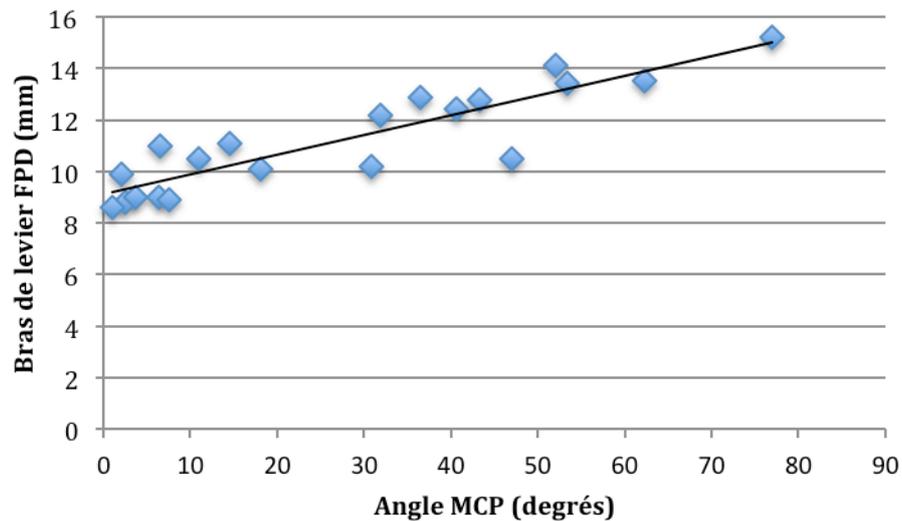
|     | <b>Amplitude articulaire</b> | <b>Bras de levier</b>     |
|-----|------------------------------|---------------------------|
| MCP | 54.3° (13.9°)                | 10.8mm (2mm) [8-15.2]     |
| IPP | 73.6° (21.5°)                | 10.2mm (2.3mm) [5.2-14.7] |
| IPD | 47.8° (12.9°)                | 4.6mm (0.6mm) [3.4-6.1]   |

**Tableau 3.6 :** *Moyenne de l'amplitude articulaire et du bras de levier du tendon FPD au niveau des articulations MétaCarpo-Phalangienne (MCP), Inter-Phalangienne Proximale (IPP) et Distale (IPD) de l'index (écart-type entre parenthèses et valeurs extrêmes entre crochets).*

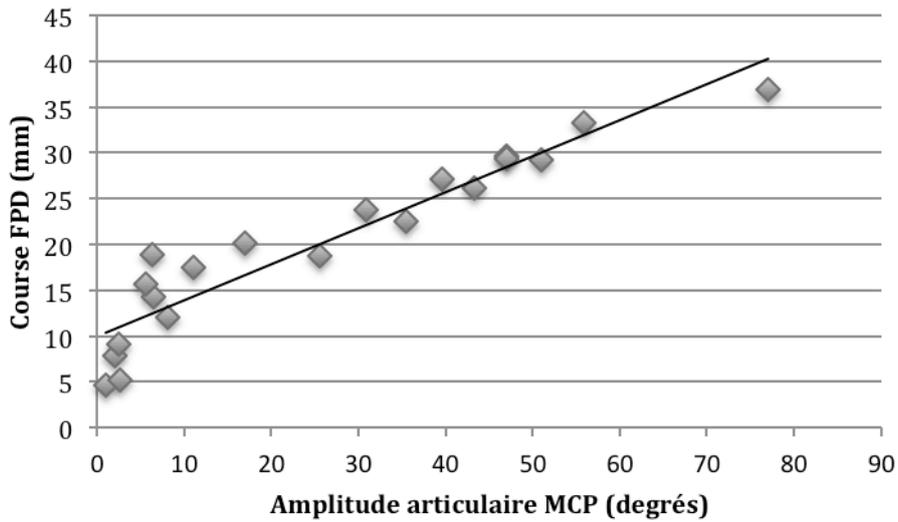
La corrélation était modérée entre la course et le bras de levier du tendon FDP d'une part, et entre l'angle articulaire et le bras de levier du tendon d'autre part, et forte entre l'amplitude articulaire et la course du tendon, au niveau de l'articulation IPD. La corrélation entre les trois paramètres était forte au niveau des articulations MCP et IPP, voire excellente entre l'amplitude articulaire et la course du tendon au niveau de l'articulation MCP (tableau 3.7). La relation entre ces paramètres était linéaire (Fig. 3.18-3.26).

|     | Amplitude<br>articulaire/course<br>FPD | Bras<br>de<br>levier/course FPD | Angle<br>articulaire/bras<br>de levier |
|-----|--|---------------------------------|--|
| MCP | 0.94                                   | 0.81                            | 0.9                                    |
| IPP | 0.71                                   | 0.75                            | 0.82                                   |
| IPD | 0.89                                   | 0.59                            | 0.55                                   |

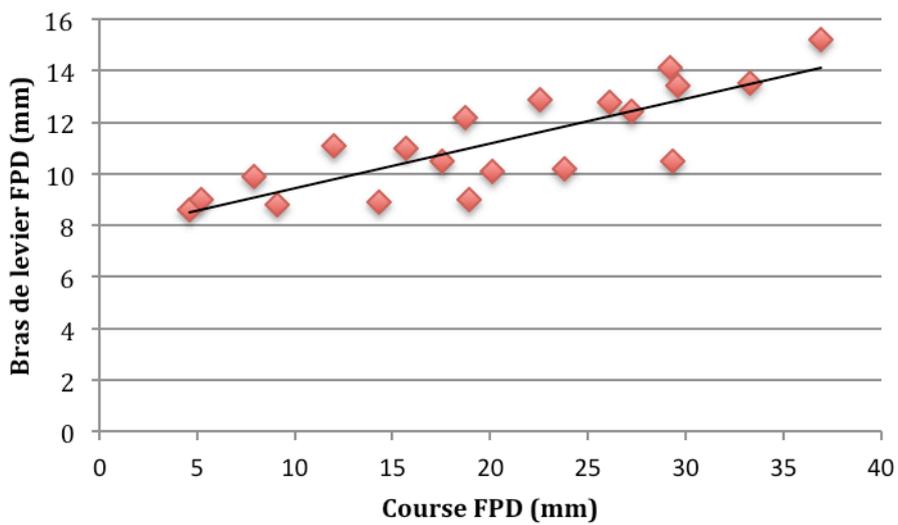
**Tableau 3.7 :** Coefficient de corrélation de Pearson entre l'angle articulaire, le bras de levier du tendon FPD et la course du tendon FPD au niveau des articulations MétaCarpo-Phalangienne (MCP), Inter-Phalangienne Proximale (IPP) et Distale (IPD) de l'index.



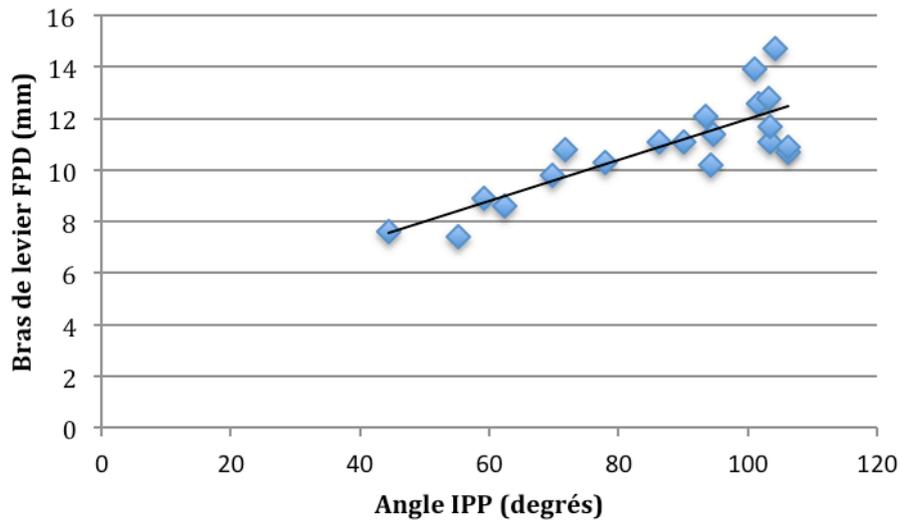
**Figure 3.18 :** Relation entre l'angle articulaire et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Métacarpo-Phalangienne (MCP).



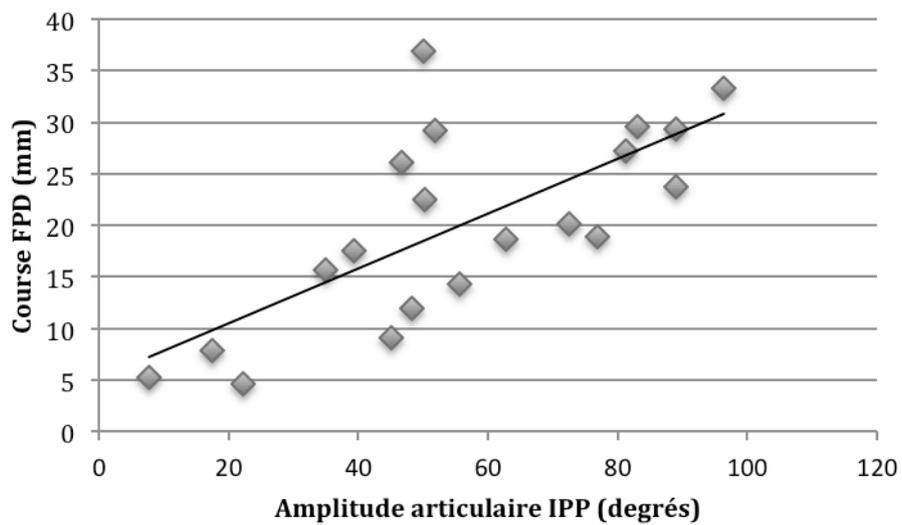
**Figure 3.19 :** Relation entre l'amplitude articulaire et la course du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Métacarpo-Phalangienne (MCP).



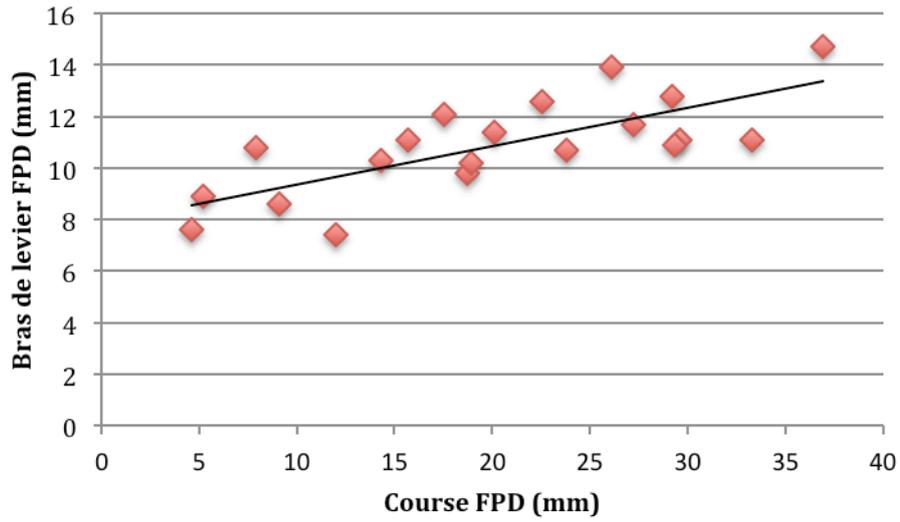
**Figure 3.20 :** Relation entre la course et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FDP) au niveau de l'articulation Métacarpo-Phalangienne.



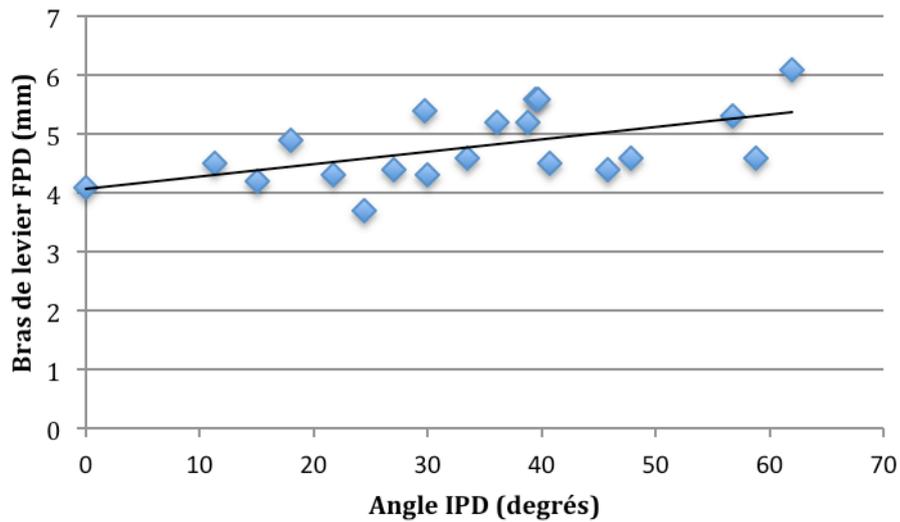
**Figure 3.21 :** Relation entre l'angle articulaire et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Inter-Phalangienne Proximale (IPP).



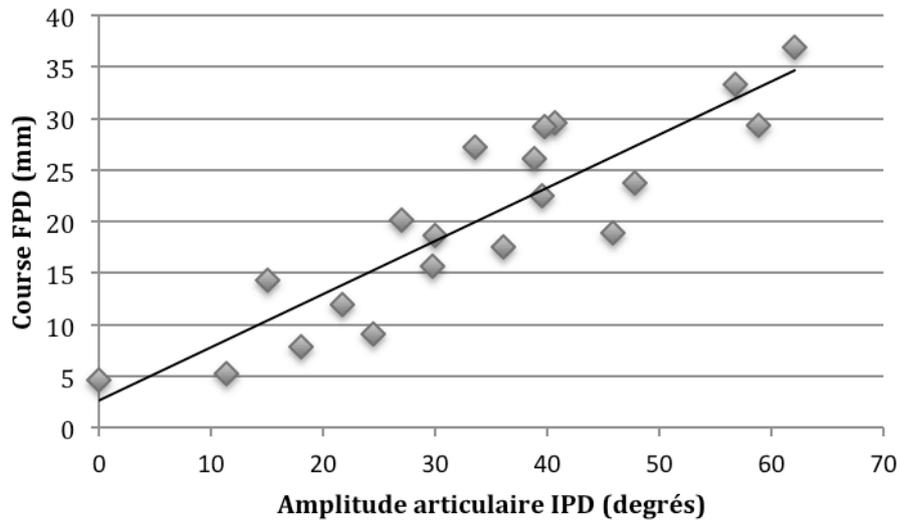
**Figure 3.22 :** Relation entre l'amplitude articulaire et la course du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Inter-Phalangienne Proximale (IPP).



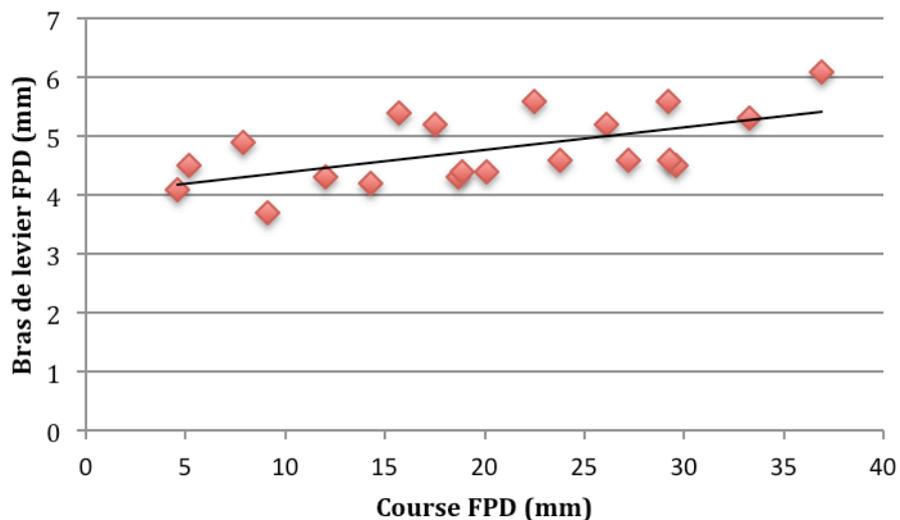
**Figure 3.23 :** Relation entre la course et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Inter-Phalangienne Proximale.



**Figure 3.24 :** Relation entre l'angle articulaire et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Inter-Phalangienne Distale (IPD).



**Figure 3.25 :** Relation entre l'amplitude articulaire et la course du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Inter-Phalangienne Distale (IPD).



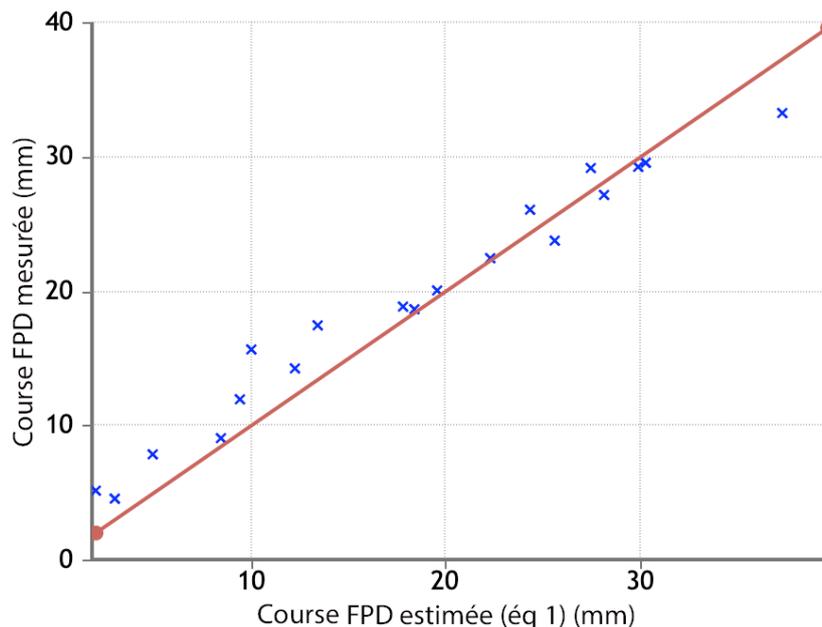
**Figure 3.26 :** Relation entre la course et le bras de levier du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) au niveau de l'articulation Inter-Phalangienne Distale.

La relation entre la course du tendon FPD mesurée et celle calculée était linéaire et forte quelle que soit la méthode de calcul, le coefficient de détermination étant de 0.97 avec l'équation 1 et de 0.98 avec l'équation 2. La différence entre la valeur mesurée et la valeur estimée était très proche pour les deux équations quelle que soit la méthode d'évaluation, mais avec une erreur discrètement plus faible pour les valeurs calculées à partir de l'équation 2 de Landsmeer (tableau 3.8). On constate avec l'équation 2 que la

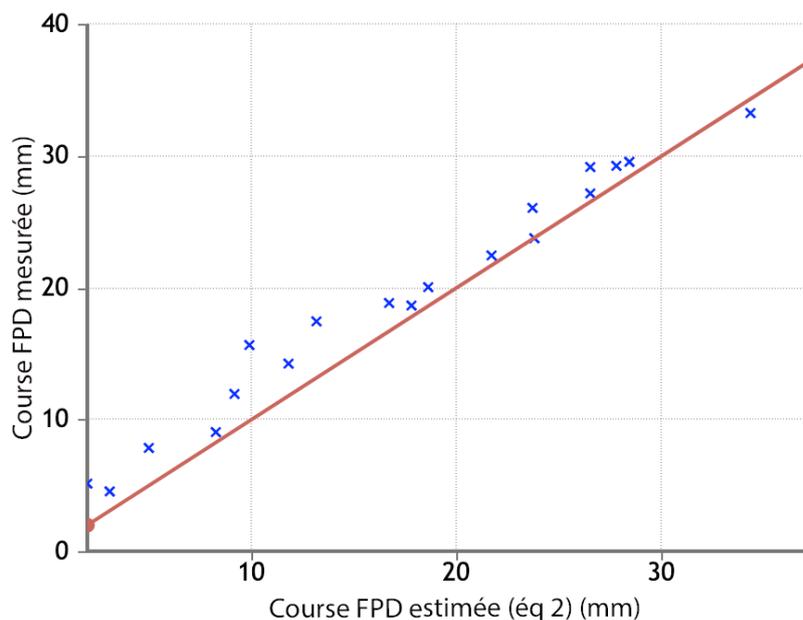
majorité des valeurs calculées étaient réparties sur un côté de la ligne de régression 1:1, d'où un biais systématique avec une sous-estimation de la course par cette méthode, alors que les valeurs calculées étaient réparties de part et d'autre de la ligne de régression 1:1 avec l'équation 1 (Fig. 3.27, 3.28).

|                                     | Course FPD max mesurée | Course FPD max calculée (éq 1) | Course FPD max calculée (éq 2) |
|-------------------------------------|------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
|                                     | 31.2mm [27.2-36.9]     | 32.5mm [27.4-39.6]             | 30.6mm [26.5-37.4]             |
| <b>Erreur moyenne</b>               |                        | 1.94                           | 1.93                           |
| <b>Ecart-type moyen de l'erreur</b> |                        | 1.46                           | 1.39                           |
| <b>Ecart quadratique moyen</b>      |                        | 2.41                           | 2.37                           |

**Tableau 3.8 :** Moyenne de la course du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) mesurée au scanner et calculée d'après les équations 1 et 2 de Landsmeer entre la position de repos et la flexion maximale (valeurs extrêmes entre crochets), et calcul de l'erreur entre les valeurs calculées et mesurées.



**Figure 3.27 :** Relation entre la course du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) mesurée et celle calculée à partir de l'équation 1 de Landsmeer (ligne rouge = ligne de régression 1:1).



**Figure 3.28 :** Relation entre la course du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) mesurée et celle calculée à partir de l'équation 2 de Landsmeer (ligne rouge = ligne de régression 1:1).

### 3.3.3 Discussion

#### 3.3.3.1 Amplitude articulaire

Nos résultats concernant les amplitudes des articulations de l'index étaient **cohérents** avec ceux retrouvés dans la littérature (tableau 3.9). L'amplitude articulaire la plus importante concernait l'articulation IPP et la moins importante l'articulation IPD, ce qui était retrouvé dans la plupart des études, à l'exception de celle d'Horibe et al. [159]. Bain et al. avaient également retrouvé ce rapport par évaluation *in vivo* des amplitudes articulaires à l'aide de la goniométrie lors de la mobilisation active des doigts [180]. La comparaison avec les données de la littérature montre une bonne corrélation pour les amplitudes des articulations IPP et IPD constatée dans notre étude cadavérique. L'amplitude de l'articulation IPP dans notre étude *in vivo* était par contre plus importante par rapport à celle que nous avons retrouvée sur cadavres et celles

rapportées dans les études de Kamper et al. et Horibe et al., mais proche de celles obtenues par Chao et al. et An et al. sur modèle cadavérique [156,157,159,160]. Elle était également proche de celle retrouvée par Bain et al. *in vivo*, avec un mouvement actif de l'articulation IPP s'étendant en moyenne de 7° en extension à 101° en flexion [180].

Nous avons constaté une amplitude de l'articulation MCP similaire *in vivo* et sur cadavres, mais inférieure à celle retrouvée dans la littérature avec des modèles statistiques ou cadavériques. L'amplitude de cette articulation n'était pas limitée par l'installation du patient en IRM. Cette moindre amplitude de l'articulation MCP en condition *in vivo* par rapport aux données sur cadavres pourrait se comprendre en considérant de manière globale l'anatomie de la main et les interactions entre ces différentes structures, notamment entre l'articulation MCP et les parties molles qui limiterait la flexion de cette articulation. Cet élément n'a pas été pris en compte dans la plupart des études cadavériques où la pièce anatomique préparée correspondait à une seule chaîne digitale, excluant la paume de la main et la musculature intrinsèque. Par ailleurs, la mobilité de l'articulation MCP seule *in vivo* implique essentiellement la musculature intrinsèque, les tendons fléchisseurs intervenant secondairement. L'étude cadavérique de la mobilité du doigt par action sur le tendon FPD ne prenait pas en compte l'action de cette musculature intrinsèque ni du tendon FSD. Enfin, cette amplitude articulaire moins importante constatée dans notre étude pourrait être liée à l'absence de mouvement associé des autres doigts de la main [181]. L'amplitude de l'articulation MCP dans notre étude se rapprochait par contre de celle retrouvées par Korstanje et al. *in vivo*. Ces auteurs ont également constaté une amplitude inférieure lors du mouvement actif (64.9°) par rapport au mouvement passif maximal (77.1°) en fléchissant l'ensemble de la main [161]. Enfin, l'absence de contention physique des articulations inter-phalangiennes ne permettait pas de s'assurer de leur absence de mobilisation par le sujet, et pourrait être responsable d'une variabilité des résultats obtenus au niveau de l'articulation MCP.

Par ailleurs, nous avons obtenu une excellente reproductibilité intra-observateur pour la mesure de l'angle articulaire sur la séquence d'IRM temps réel au cours du mouvement, ce qui en fait un outil fiable pour l'évaluation de ce paramètre.

|     | An [156]         | Chao [157] | Horibe [159]     | Kamper [160] | Korstanje [161] | Sujets vivants   | Etude cadavérique |
|-----|------------------|------------|------------------|--------------|-----------------|------------------|-------------------|
| MCP | 85.3°<br>(18.4°) | 83°        | 81° (6.4°)       | 63°          | 64.9°           | 54.5°<br>(14.7°) | 54.3°<br>(13.9°)  |
| IPP | 89.5°<br>(11.7°) | 101°       | 50.2°<br>(10.1°) | 75°          | 53.1°           | 96.9°<br>(9.7°)  | 73.6°<br>(21.5°)  |
| IPD | 50.36°<br>(6.6°) | 73°        | 21.8°<br>(2.1°)  | 43°          | 71.6°           |                  | 47.8°<br>(12.9°)  |

**Tableau 3.9 :** Comparaison de la valeur moyenne (écart-type) des amplitudes des articulations Métacarpo-Phalangienne (MCP), Inter-Phalangienne Proximale (IPP) et Distale (IPD) de l'index mesurées *in vivo* et sur cadavres par rapport aux données de la littérature.

### 3.3.3.2 Bras de levier du tendon FPD

Le bras de levier peut être évalué par deux méthodes :

- 1) la méthode du **centre de rotation** (ou méthode géométrique), où le bras de levier est déterminé par la distance perpendiculaire à la ligne d'action du tendon reliée au centre de rotation de l'articulation,
- 2) la méthode de la **course du tendon**, où le bras de levier moyen au cours de la rotation est calculé à partir de la course du tendon rapportée à la rotation articulaire en s'appuyant sur l'équation 1 de Landsmeer.

La méthode du centre de rotation est celle la plus souvent utilisée *in vivo* sur différents types d'articulation [177]. Elle peut être évaluée à l'aide de la radiographie ou de l'IRM [42,114,177]. La méthode de la course tendineuse est souvent utilisée pour l'évaluation du bras de levier sur modèle statistique ou cadavérique. Elle peut être également être employée pour une évaluation *in vivo* par échographie [109,177] – nécessitant une mesure de l'angle articulaire en parallèle par une autre technique – ou par IRM [135]. Ces deux méthodes d'évaluation supposent que le mouvement s'effectue dans un seul plan, qui est celui de l'acquisition des images [177]. Nous avons ainsi considéré au niveau de l'articulation MCP que le mouvement de flexion-extension était effectué dans un seul plan, en négligeant la rotation de cette articulation au cours de la flexion qui est évaluée à 2.3° en moyenne au niveau de l'index [158]. Par ailleurs, la méthode du centre

de rotation peut introduire de multiples **erreurs**, lors de la détermination de la position du centre de rotation [175,182], de la détermination de la ligne d'action qui peut être différente selon les auteurs [114], ou de la répétition des mesures au cours du mouvement [109,177]. Cependant, la détermination du bras de levier du tendon calcanéen était peu affectée par le caractère fixe ou mobile du centre de rotation selon Rugg et al. [183]. La méthode de la course tendineuse ne nécessite pas de connaître le centre de rotation ou la ligne d'action muscle-tendon. Cette course tendineuse est mesurée entre deux positions articulaires, mais elle considère également que le déplacement du tendon s'effectue sur une ligne droite.

La méthode géométrique était responsable d'une **majoration de la mesure du bras de levier** par rapport à la méthode tendineuse, qui pouvait aller jusqu'à 30% pour le tendon calcanéen, les résultats obtenus avec la méthode de la course tendineuse étant plus proche de ceux mesurés sur cadavres [109]. Cependant, les deux méthodes présentaient une **forte reproductibilité** et étaient étroitement liées. L'estimation du bras de levier devrait être effectuée à partir d'une acquisition en trois dimensions car plus reproductible que la mesure sur une image en deux dimensions, quelle que soit la méthode. La mesure sur une image en deux dimensions introduisait effectivement une erreur dans la détermination du centre de rotation [171]. Cette erreur pourrait en partie expliquer la reproductibilité intra-observateur modérée pour la mesure du bras de levier du tendon FPD dans notre étude *in vivo*, effectuée par méthode géométrique dans un plan en IRM. La détermination de la ligne d'action selon la méthode de Fowler et al. a pu également introduire une variabilité dans la mesure. Il existait par ailleurs une surestimation de la mesure du bras de levier par la méthode géométrique sur une image dans un plan par rapport à celle effectuée sur une acquisition 3D [184]. Cependant, l'évaluation sur une image est **plus simple** à réaliser, ne nécessite pas de post-traitement particulier, et permet une évaluation en temps réel en IRM. Les méthodes reposant sur une imagerie 3D nécessitaient quant à elle un temps d'acquisition entre 8 et 10 minutes pour les doigts, avec un temps d'analyse par sujet jusqu'à 4 heures [154,171]. De plus, ces méthodes quasi statiques ne reflètent pas réellement les modifications induites pendant le mouvement [29].

La valeur moyenne du bras de levier obtenue pour chaque articulation de l'index dans l'étude *in vivo* et sur cadavres était **cohérente** avec celles retrouvées dans la littérature (tableau 3.10). La mesure obtenue au niveau de l'articulation IPD dans l'étude

cadavérique était plus proche des valeurs basses. La différence de bras de levier entre les articulations IPP et IPD pourrait jouer un rôle dans la cinétique du doigt en flexion, la flexion de l'articulation IPP précédant celle de l'articulation IPD pouvant être en rapport avec le bras de levier plus important de l'articulation IPP [163,185]. Le bras de levier était également plus important pour l'articulation MCP par rapport aux deux autres articulations. Cependant, nous avons pris en compte le bord profond du tendon pour la mesure du bras de levier, et pas le centre du tendon, car nous ne pouvions distinguer le tendon FCP du tendon FCS au niveau des articulations MCP et IPP. Cette méthode a pu entraîner une sous-estimation de la mesure réelle.

Nos résultats retrouvaient une **relation linéaire** entre le bras de levier du tendon FCP et l'angle articulaire, comme constaté par Wilson et al. et An et al. [156,171], le bras de levier augmentant avec l'angle de flexion, alors que cette variation du bras de levier serait minime au cours du mouvement articulaire selon d'autres études [165,169,173,186]. Horibe et al. ont également considéré que le bras de levier était une valeur constante pour estimer la course tendineuse à partir de l'équation 1 de Landsmeer [159]. Par contre, contrairement à l'étude de An et al., nous n'avons pas constaté d'inflexion de la courbe reliant le bras de levier et l'angle articulaire en flexion maximale [156]. Nous avons constaté une corrélation forte à excellente entre le bras de levier et l'angle articulaire au niveau de la MCP et de l'IPP, et modérée au niveau de l'IPD.

|     | An [156]      | Armstrong [165] | Franko [169]    | Li [170]        | Ketchum [186] | Yang [163]      | Sujets vivants                  | Etude cadavérique               |
|-----|---------------|-----------------|-----------------|-----------------|---------------|-----------------|---------------------------------|---------------------------------|
| MCP | 11.1<br>(1.1) | 11-13.5         | 15.48<br>(1.52) | 10.56<br>(1.32) | 10.1<br>(3.2) | 12.56<br>(1.09) | <b>11.4mm</b><br><b>(0.8mm)</b> | <b>10.8mm</b><br><b>(2mm)</b>   |
| IPP | 7.9 (1.1)     | 8.9-10.6        | 10.71<br>(0.34) | 7.05<br>(1.12)  | 9.8 (0.4)     | 12.3<br>(1.82)  | <b>9.1mm</b><br><b>(0.5mm)</b>  | <b>10.2mm</b><br><b>(2.3mm)</b> |
| IPD | 4.1 (1.4)     | 4-5.5           | 7.71<br>(0.78)  | 3.04<br>(0.29)  | 6.5 (0.5)     | 10.43<br>(0.23) |                                 | <b>4.6mm</b><br><b>(0.6mm)</b>  |

**Tableau 3.10 :** Comparaison de la valeur moyenne (écart-type) du bras de levier du tendon FPD (en millimètre) au niveau des articulations Métacarpo-Phalangienne (MCP), Inter-Phalangienne Proximale (IPP) et Distale (IPD) de l'index mesuré in vivo et sur cadavres par rapport aux données de la littérature.

### 3.3.3.3 Course du tendon FPD

La moyenne de la course maximale du tendon FPD de l'index retrouvée dans notre étude était proche de celle constatée dans les autres études sur cadavres [159,165] ainsi que dans l'étude de Wehbé et al. portant sur l'évaluation par radiographie du déplacement d'un marqueur radio-opaque introduit dans le tendon au cours d'une chirurgie pour syndrome du canal carpien (tableau 3.11) [164]. En comparaison, ces chiffres étaient inférieurs à ceux obtenus par Tanaka et al. sur modèle cadavérique [167] ou par Soeters et al. sur le 3<sup>e</sup> doigt *in vivo* par doppler couleur [166], mais ces auteurs n'étudiaient que la flexion des articulations inter-phalangiennes. Korstanje et al. ont mesuré en échographie *in vivo* la course du tendon FPD du 3<sup>e</sup> doigt à 24.3 mm en flexion complète active, mais avec un 2<sup>e</sup> et un 3<sup>e</sup> doigt attachés, pouvant être responsable d'un effet quadrigé et d'une limitation de la flexion [161].

De nombreux auteurs ont estimé que la course d'un tendon pourrait être modifiée par les conditions expérimentales, c'est-à-dire les modifications des tissus pour les cadavres ou les changements induits par une chirurgie, alors que l'étude *in vivo* est plus physiologique [161,171]. Cependant, nous avons obtenu une **excellente corrélation** entre la mesure directe de la course du tendon FPD par imagerie et celle estimée à partir des **équations 1 et 2** de Landsmeer à l'aide de la mesure de l'angle articulaire et du bras de levier. Nous n'avons pas évalué le déplacement du tendon à partir de l'équation 3 car l'appréciation du début de la courbure du tendon fléchisseur nous apparaissait difficile à estimer au niveau des articulations MCP et de l'IPP, et n'était pas applicable au niveau de l'articulation IPD. Horibe et al. retrouvaient également une excellente corrélation entre la course du tendon FPD mesurée et celle calculée avec l'équation 1 de Landsmeer, en utilisant une valeur fixe pour le bras de levier [159]. La différence entre la course mesurée et celle calculée est très proche quelle que soit la méthode d'évaluation et l'équation employée. **L'équation 1** fournit donc de manière simple une **approximation raisonnable de la course du tendon**.

Il existait une **relation linéaire** entre la course tendineuse et l'amplitude articulaire d'une part, et entre la course tendineuse et le bras de levier d'autre part, même si la pente est moins forte dans ce dernier cas. Ce résultat confirme le lien qui existe entre ces trois paramètres au travers de l'équation 1 de Landsmeer. A partir d'un modèle cadavérique, An et al. ont démontré que la relation entre l'angle articulaire et la course

du tendon était relativement linéaire, mais déviait discrètement lorsque la flexion devenait plus importante [156]. Armstrong et Chaffin retrouvait également une relation linéaire entre la course tendineuse et l'angle articulaire. Lors de l'estimation de la course tendineuse à partir des équations de Landsmeer, cette relation restait strictement linéaire avec l'équation 1, alors qu'elle présentait une légère inflexion en flexion maximale avec les équations 2 et 3 [165].

La course du tendon peut être difficile à mesurer en IRM en l'absence de repère tendineux, d'où l'intérêt de l'évaluer à partir de l'angle articulaire et du bras de levier tendineux selon la méthode géométrique. L'insertion osseuse calcanéenne peut être utilisée comme un repère fixe pour le tendon calcanéen [177]. Wilson et al ont utilisé une méthode informatique pour suivre le déplacement du centre du tendon fléchisseur digital entre deux repères osseux en IRM [171]. En échographie, le déplacement du tendon peut être estimé à l'aide de l'angle de pennation des fibres musculaires [177], du doppler couleur [166], par suivi d'un point en mode B ou speckle [187], ou à l'aide d'un algorithme [161,188].

|               | Armstrong<br>[165] | Horibe<br>[159] | Wehbé<br>[164] | Yang<br>[163]   | <b>Etude<br/>cadavérique</b> |
|---------------|--------------------|-----------------|----------------|-----------------|------------------------------|
| Course<br>FDP | 30.2               | 30.2            | 30             | 43.56<br>(6.77) | <b>31.2 mm</b>               |

**Tableau 3.11 :** Comparaison des valeurs moyennes (écart-type) de la course du tendon Fléchisseur Profond des Doigts (FPD) (en millimètre) sur cadavres par rapport aux données de la littérature.

### 3.3.4 Conclusion de la partie

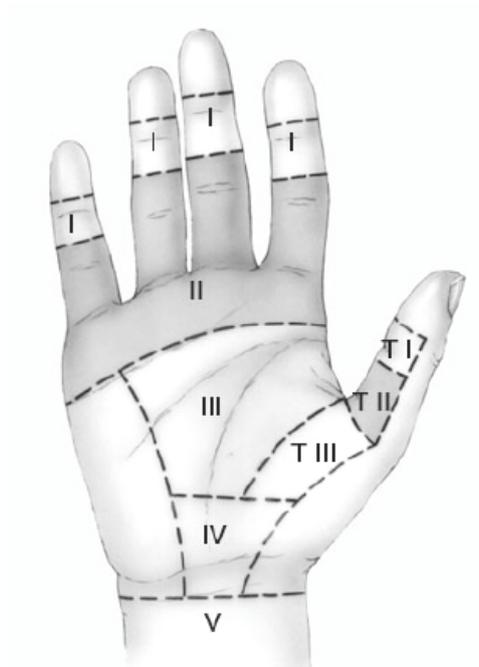
L'IRM dynamique temps réel permet de **mesurer *in vivo* le bras de levier et l'angle articulaire** au niveau du doigt lors du mouvement de flexion-extension, dont les résultats sont **cohérents** avec ceux rapportés dans la littérature et une reproductibilité intra-observateur forte à modérée respectivement. Il existe cependant des limites dans la mesure du bras de levier liées à l'utilisation d'une méthode géométrique 2D. Ces données biomécaniques mesurées par IRM temps réel permettent d'**estimer la course**

**du tendon FPD** de façon simple à l'aide de l'équation 1 de Landsmeer, comme nous l'avons vérifié sur modèle cadavérique, en prenant en compte les articulations mobilisées au cours du mouvement. L'IRM dynamique temps réel est donc une **méthode simple et fiable** pour évaluer les paramètres biomécaniques du doigt en mouvement, et notamment la course du tendon fléchisseur qui va conditionner la fonction de la main.

### **3.4 Application à la mobilité du tendon fléchisseur opéré : protocole d'étude**

#### **3.4.1 Rationnel**

Les blessures de la main sont très fréquentes et représentent environ 10% des consultations aux Urgences. Parmi ces blessures, l'atteinte des tendons de la main a une incidence estimée à 33/100 000 habitants/an aux Etats-Unis, avec une atteinte du tendon fléchisseur dans 64.4% des cas. **Le tendon FPD est le tendon fléchisseur le plus souvent touché.** L'atteinte des tendons fléchisseurs se situe le plus souvent en **zone 2** (Fig. 3.29) [189].



**Figure 3.29 :** Zones topographiques du versant palmaire de la main selon la classification de la Fédération Internationale des Sociétés de chirurgie de la main (issu de : Isel M, Merle M. Plaie des tendons fléchisseurs. In : Isel M, Merle M, Eds. Orthèse de la main et du poignet. Elsevier Masson, Paris, 2012, p227-246).

**La restauration de la continuité tendineuse** doit être précoce et réalisée par un chirurgien expérimenté pour permettre une cicatrisation efficace et une récupération optimale des amplitudes articulaires et de la fonction, en association à une rééducation adaptée [190–192].

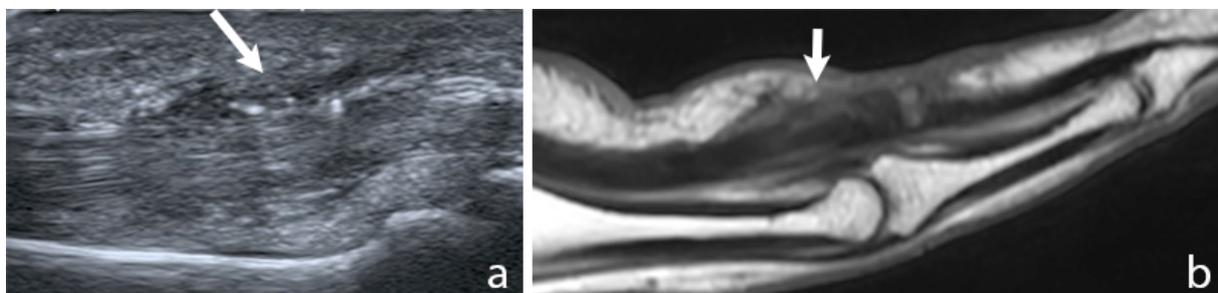
On distingue la cicatrisation intrinsèque et la cicatrisation extrinsèque. La **cicatrisation extrinsèque** correspond à la formation d'un tissu de granulation dans les parties molles péri-tendineuses, qui peut envahir le tendon, alors que la **cicatrisation intrinsèque** correspond à la réparation du tendon. Le processus de cicatrisation du tendon débute dès la première semaine après la chirurgie et s'effectue en trois étapes : tout d'abord une phase inflammatoire, puis une phase de réparation dès la 3<sup>e</sup> semaine avec production de collagène, et enfin une phase de remodelage qui débute entre la 6<sup>e</sup> et la 8<sup>e</sup> semaine après la chirurgie. [193].

**La mobilisation du doigt opéré**, et donc du tendon fléchisseur, influe sur la qualité de la récupération de la course tendineuse et des amplitudes articulaires. Elle permet d'éviter la **formation d'adhérences** avec la gaine tendineuse liée à la cicatrisation extrinsèque, et renforce la cicatrisation intrinsèque du tendon en favorisant le recrutement de fibres de collagène [193]. La force appliquée au tendon doit être supérieure à la résistance au glissement pour assurer le déplacement du tendon au sein de la gaine, mais doit être inférieure à celle pouvant entraîner une **rupture de la suture** [159,167,194–196]. La mobilisation précoce passive et active est recommandée autour du 4<sup>e</sup> ou 5<sup>e</sup> jour après la chirurgie [191,197]. Un glissement du tendon d'au moins 5 mm permettrait d'éviter le développement d'adhérences [198]. **L'évaluation de la course tendineuse** est donc un moyen de suivi de la suture et de la récupération fonctionnelle, et permettrait d'adapter la prise en charge secondaire [166].

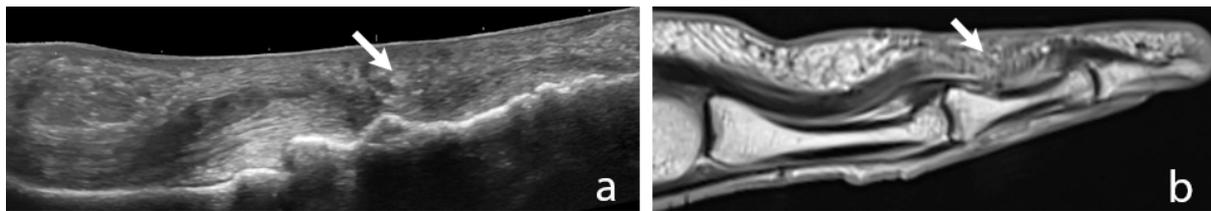
Malgré une prise en charge adaptée, **le pronostic est plus mauvais en zone 2**. Il est insatisfaisant dans environ 10 à 30% des cas, avec un plus grand nombre de complications par rapport aux autres zones, d'où la dénomination de « no man's land » [190,199,200]. Les **adhérences** sont les complications les plus fréquentes. Elles sont favorisées en zone 2 par la **conformation anatomique régionale**. Les tendons fléchisseurs sont situés à ce niveau dans un canal ostéo-fibreux. La moindre modification du tendon ou de l'environnement peut ainsi favoriser les frictions et limiter la course tendineuse [200]. Elles deviennent plus apparentes au cours de la phase de remodelage [193]. Cette complication reste **fréquente** malgré les recherches concernant

l'amélioration des techniques chirurgicales et des protocoles de rééducation, 10 à 20 % des patients nécessitant une ténolyse [108,191,201]. Le taux de **rupture secondaire** est estimé entre 4 et 10% des patients opérés [190,191,202]. Ces ruptures secondaires sont le plus souvent liées à une **mobilisation excessive et inadaptée** du doigt opéré [190,202]. Elles surviennent essentiellement dans les trois premières semaines après la chirurgie, en particulier au cours de la phase de réparation où la cicatrice tendineuse est plus fragile, en rapport avec la production de fibres de collagène de type 3 moins résistantes en association à l'œdème du site de réparation [193,199,200]. Les autres lésions qui peuvent limiter la course du tendon et la récupération des amplitudes articulaires après chirurgie sont l'allongement excessif du cal tendineux, l'augmentation de la corde du tendon par section d'une poulie, une sténose du canal digital, et surtout une raideur des articulations inter-phalangiennes [190,200,203–206].

L'imagerie a un rôle prépondérant dans l'évaluation des tendons opérés. Elle repose sur **l'échographie et l'IRM**. Ces deux méthodes d'imagerie possèdent une très bonne performance dans le diagnostic et la différenciation des complications après suture tendineuse [207–211]. Sügün et al. retrouvaient une sensibilité et une spécificité de l'échographie de 93% et de 92% pour le diagnostic de rupture et de 100% et de 94% pour le diagnostic d'adhérence respectivement [207]. Drapé et al. retrouvaient une sensibilité et une spécificité de l'IRM de 91% et de 100% pour le diagnostic d'adhérence et une sensibilité de 100% pour le diagnostic de rupture, avec une spécificité de 100% en cas de rupture franche et de 94% en cas d'allongement du cal tendineux (Fig. 3.30, 3.31) [208].



**Figure 3.30 :** Adhérences (flèche) en périphérie du tendon FPD opéré en regard de l'articulation IPP, en échographie (a) et en IRM (séquence densité protonique Dixon) (b).



**Figure 3.31** : Rupture secondaire du tendon FPD opéré (flèche) en regard de la phalange proximale, en échographie (a) et en IRM (séquence T1 spin écho après injection de Gadolinium) (b).

**L'échographie** bénéficie de l'apport des **sondes hautes fréquences**, permettant d'obtenir une excellente résolution spatiale en surface, et autorisant la réalisation des manœuvres dynamiques pour voir le tendon en mouvement et ainsi faciliter le diagnostic d'adhérence [212]. Elle permet de coupler l'analyse morphologique du tendon avec l'analyse dynamique lors de la mobilisation active ou passive du doigt. L'échographie a également été utilisée pour surveiller les modifications du tendon après chirurgie, comme l'échogénicité, l'épaisseur, les contours, la longueur de la cicatrice, la présence d'un flux doppler, la modification des parties molles adjacentes, ainsi que la course tendineuse résultante [108,206,209,213,214]. La course du tendon FPD après chirurgie en zone 2 rapportée dans la littérature est variable, fonction du délai après chirurgie, de la méthode d'évaluation utilisée et du mouvement réalisé. La course du tendon mesurée par déplacement du matériel tendineux en échographie variait lors de la flexion à 45° de l'articulation IPD entre 1.05 mm au 3<sup>e</sup> jour après chirurgie et 2 mm après 3 mois pour Puipe et al. [108], et entre 0.9 mm au 3<sup>e</sup> jour après chirurgie et 2.1 mm à 1 an pour Reissner et al [206]. Elle était par contre mesurée à 11.4 mm au 10<sup>e</sup> jour après chirurgie et à 13.3 mm au-delà de 3 mois après chirurgie après flexion des articulations inter-phalangiennes à l'aide du doppler couleur [214]. Silfverskiöl et al. ont quant à eux utilisé des marqueurs radio-opaques placés dans le tendon pour mesurer la course du tendon FPD opéré, qui était évaluée à 5.6 mm à 1 et 3 semaines après mobilisation des articulations inter-phalangiennes (soit un déplacement de 0,8 mm/10° de flexion), et à 0.9 et 1 mm à 1 et 3 semaines en cas de mobilisation de l'articulation IPD seule (soit une course de 0.3 mm/10° de flexion) [215]. La course du tendon opéré est donc réduite en comparaison avec les données obtenues sur tendon non opéré. Il existe également une corrélation entre la course du tendon fléchisseur opéré et l'amplitude articulaire comme sur le tendon non opéré [108,215].

Par rapport à l'échographie, **l'IRM** bénéficie d'un champ d'exploration plus large et n'est pas gênée par les reliefs ou la déformation des doigts qui peuvent gêner le positionnement de la sonde d'échographie. L'IRM a été utilisée pour évaluer les modifications morphologiques du tendon opéré et la survenue de complication, mais ne permet pas d'étudier la course du tendon et les interactions avec les structures environnantes lors de la mobilisation du doigt [208]. Les séquences temps réel développées et appliquées au doigt pourraient permettre d'évaluer les paramètres biomécaniques du tendon opéré comme le bras de levier et la course tendineuse à partir de la méthode précédemment proposée, en étant intégrées dans la pratique courante au cours du protocole d'évaluation du doigt opéré. Les amplitudes articulaires peuvent également être obtenues par IRM et permettre d'évaluer la qualité de récupération du tendon opéré, par analogie avec l'échelle Total Active Motion (TAM), proposée par la Société Américaine de Chirurgie de la Main, et le score de Strickland qui sont basés sur les amplitudes des articulations du doigt évaluées par goniométrie [195,216–218].

### **3.4.2 Objectifs**

L'objectif principal de ce travail est d'**évaluer la course du tendon FPD opéré en zone 2** par IRM temps réel à l'aide de la méthode géométrique. Les objectifs secondaires sont d'évaluer la qualité des images obtenues dans ce contexte, l'apport des séquences dynamiques dans le diagnostic des complications, et la corrélation entre la course tendineuse estimée et les échelles d'évaluation de la récupération.

Pour cela, nous avons mis en place une **étude prospective multicentrique**. Cette étude a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes Ouest III de Poitiers et a été enregistrée dans la base de données Clinical Trial (NCT03823755). Le promoteur de l'étude est le Centre Hospitalier Régional Universitaire (CHRU) de Brest. Les patients sont recrutés dans trois centres : le CHRU de Brest, l'Hôpital d'Instruction des Armées Clermont-Tonnerre et la clinique Keraudren (hôpital privé de Brest). Le recrutement a débuté le 31 mai 2019 pour une période d'un an (demande de prolongation pour un an en cours).

### 3.4.3 Méthodologie

#### 3.4.3.1 Modalités de recrutement

Les patients éligibles sont informés oralement de leur possibilité de participation à l'étude lors de la consultation de suivi à 8 semaines de l'intervention par le chirurgien qui a effectué l'opération. La participation à la recherche est expliquée et proposée oralement par le médecin investigateur lors de la consultation. Le patient reçoit également une information écrite concernant le déroulement de l'étude. Un formulaire de consentement, délivré à l'occasion de cette consultation, est rempli et signé par le patient. Le patient est libre de retirer sa participation à l'étude, sans modification de la prise en charge habituelle après chirurgie. Le médecin investigateur recueille le consentement du patient et peut répondre à ses questions. Après vérification des critères d'inclusion et de non-inclusion et signature du consentement, les patients sont enregistrés dans l'étude. L'investigateur principal est informé de l'inclusion d'un patient par l'investigateur responsable de chaque centre.

La population concernée correspond aux **patients majeurs opérés du tendon FPD, dans les suites d'une plaie ou d'une rupture de ce tendon en zone 2.**

Les critères d'inclusion sont les suivants :

- Age > 18 ans,
- Tendon FPD opéré,
- Plaie ou rupture en zone 2,
- Récupération incomplète de la mobilité du doigt,
- Formulaire de consentement rempli.

Les critères de non-inclusion sont les suivants :

- Age < 18 ans,
- Grossesse,
- Contre-indication à la réalisation d'une IRM (corps étranger métallique intra-orbitaire, pace-maker,...),
- Non observance du protocole de rééducation,
- Antécédent de chirurgie de la main avant la suture du tendon FPD,

- Maladie de Dupuytren,
- Rhumatisme inflammatoire (polyarthrite rhumatoïde),
- Refus ou incapacité de consentir à participer à l'étude.

Les possibilités de recrutement local permettent d'inclure 24 patients sur la durée de l'étude.

### **3.4.3.2 Déroulement de l'étude**

Lors de la consultation de suivi à 2 mois après la chirurgie, le patient est inclus dans l'étude après information, vérification des critères d'inclusion et de non-inclusion et signature du formulaire de consentement.

**Une IRM avec séquences statiques et dynamiques temps réel** est réalisée entre 3 et 5 mois après la chirurgie. Un recueil d'informations et une mesure des amplitudes articulaires sont effectués au décours de cet examen.

### **3.4.3.3 Informations recueillies**

Les informations recueillies sont des données démographiques, cliniques et d'imagerie.

Données démographiques :

- âge,
- sexe.

Données cliniques :

- site de la plaie tendineuse,
- date de la plaie tendineuse,
- date de la chirurgie,
- constatations chirurgicales (nombre de tendons touchés, atteinte nerveuse et/ou vasculaire, plaie d'une poulie),
- actes réalisées lors de la chirurgie (site de la suture, type de suture, libération/réparation d'une poulie, suture nerveuse et/ou vasculaire)
- date du début de la mobilisation passive,
- date du début de la mobilisation active.

Données d'imagerie :

- résultats d'une éventuelle échographie de la main opérée.

### 3.4.3.4 Évaluation par IRM

Les examens IRM sont réalisés sur Ingenua Elition X 3.0T (Philips Healthcare, Pays-Bas). Le patient est installé en décubitus latéral du côté de la main explorée. La main du patient est positionnée en supination au sein d'une antenne flexible dStream Small Extremity 16 canaux. Cette position permet d'évaluer la flexion de tous les doigts longs, évite le déplacement de la main, et permet de positionner plus facilement les coupes de repérage. Le poignet est en position neutre. Les autres doigts ne sont pas immobilisés pour éviter l'effet quadrigé (Fig. 3.32).



**Figure 3.32 :** *Installation du patient dans l'IRM Ingenua Elition X 3.0T (Philips Healthcare) avec l'antenne dStream Small Extremity 16 pour l'acquisition de séquences statiques et dynamiques sur le doigt opéré.*

Le **protocole d'exploration** du doigt opéré comprend :

- des séquences de repérage,
- des séquences T2 turbo spin écho dans le plan sagittal et coronal afin de positionner les coupes pour les séquences dynamiques (TR=5555.4ms, TE=100ms, champ de vue= 150X90mm, taille du pixel=0.5X0.5mm, épaisseur de coupe=1.5mm, temps d'acquisition=2min23sec en sagittal et 1min01sec en coronal)

- une séquence dynamique temps réel de type UFGE (dénommée TFE par le constructeur) dans le plan sagittal (tableau 3.12),
- une séquence dynamique temps réel de type EGR avec gradients équilibrés (dénommée bFFE XD par le constructeur) dans le plan sagittal, avec un facteur de moyennage et d'accélération  $R = 2$  (tableau 3.12),
- une séquence d'écho de gradient 3D T1 dans le plan sagittal incluant le métacarpien et les trois phalanges du rayon exploré ( $TR=6.3ms$ ,  $TE=3.1ms$ , angle de bascule= $10^\circ$ , champ de vue= $170 \times 52mm$ , taille du voxel= $0.5 \times 0.5 \times 1mm$ , temps d'acquisition= $1min31sec$ )
- une séquence densité protonique Dixon dans le plan axial et sagittal ( $TR=2000ms$ ,  $TE=40ms$ , épaisseur de coupe= $3mm$ , champ de vue= $210 \times 115mm$  en sagittal et  $130 \times 80mm$  en coronal, taille du pixel=  $0.4 \times 0.5mm$ , facteur d'accélération  $R = 2$  en sagittal et  $R = 1.4$  en axial, temps d'acquisition= $2min48sec$  en sagittal et  $2min18sec$  en coronal).

|                                  | <b>TFE</b> | <b>bFFE XD</b> |
|----------------------------------|------------|----------------|
| <b>TR (ms)</b>                   | 3.8        | 3.8            |
| <b>TE (ms)</b>                   | 1.9        | 1.9            |
| <b>Angle de bascule (degré)</b>  | 15         | 40             |
| <b>Nex</b>                       | 1          | 2              |
| <b>Bande-passante (Hz/pixel)</b> | 979        | 1050           |
| <b>Champ de vue (mm)</b>         | 90X90      | 120X120        |
| <b>Taille du pixel (mm)</b>      | 1.09X1.46  | 1.09X1.46      |
| <b>Epaisseur de coupe (mm)</b>   | 4          | 5              |
| <b>Ecart inter-coupe (mm)</b>    | 0          | 0              |
| <b>Nombre de coupes</b>          | 5          | 4              |
| <b>Nombre de répétitions</b>     | 20         | 16             |
| <b>Temps d'acquisition (sec)</b> | 21         | 17             |
| <b>Temps/image (ms)</b>          | 210        | 265            |

**Tableau 3.12 :** Paramètres des séquences dynamiques temps réel employées.

Le patient réalise un à deux cycles de flexion-extension active maximale de la main pendant l'acquisition des séquences dynamiques, incluant les articulations MCP, IPP et IPD, sans mobilisation du poignet. Le geste est appris par le patient avant l'installation dans l'IRM puis il est contrôlé dans l'antenne.

Le champ d'acquisition des séquences dynamiques inclut les articulations MCP, IPP et IPD. Les séquences statiques 3D T1 écho de gradient et densité protonique Dixon sont utilisées pour l'analyse morphologique et le diagnostic des complications post-opératoires.

### 3.4.3.5 Mesures

#### Goniométrie

Après évaluation de la mobilisation passive du doigt opéré (possible, limitée, impossible), l'angle des articulations MCP, IPP et IPD est mesuré par **goniométrie** en position de flexion active maximale et d'extension active maximale sur le doigt opéré et sur le doigt controlatéral sain. Le goniomètre est positionné sur la face d'extension du doigt.

#### IRM

Les mesures sur séquences dynamiques sont effectuées à chaque répétition au cours de l'acquisition, sur la coupe permettant de mieux voir le tendon fléchisseur et les os de part et d'autre des articulations.

L'angle articulaire et le bras de levier sont mesurés au niveau des articulations MCP, IPP et IPD, d'après la même méthode que celle décrite dans l'étude *in vivo* sur volontaires sains au chapitre 3.3.1.1.

La qualité des images est évaluée à l'aide d'une échelle semi-quantitative à 6 points (de 0=insuffisant à 5=excellent).

### 3.4.3.6 Critères d'évaluation

#### Critère d'évaluation principal

- **Estimation de la course du tendon fléchisseur opéré** à partir de la mesure du bras de levier et de l'angle articulaire au niveau de la MCP, de l'IPP et de l'IPD au cours du mouvement en utilisant l'équation 1 de Landsmeer.

### Critères d'évaluation secondaires

- Évaluation et comparaison de la **qualité globale des images** des séquences IRM dynamiques temps réel UFGE et EGR avec gradients équilibrés au cours du mouvement.
- Calcul et comparaison des scores TAM et de Strickland obtenus à partir de la goniométrie et de l'IRM, afin d'évaluer la récupération de l'amplitude articulaire du doigt opéré, selon les formules suivantes [216] :

$$\text{TAM} = \frac{(\text{flexion active MCP} + \text{IPP} + \text{IPD} - \text{déficit d'extension})}{\text{côté opéré} / \text{côté opposé}}$$

$$\text{Strickland} = \frac{[(\text{flexion active IPP} + \text{IPD} - \text{déficit d'extension}) / 175] \times 100}{}$$

L'interprétation des scores est fonction du résultat (tableau 3.13).

| Score (%) | TAM    | Strickland | Strickland modifié |
|-----------|--------|------------|--------------------|
| Excellent | Normal | 85-100     | 75-100             |
| Bon       | >75    | 70-84      | 50-74              |
| Modéré    | 50-75  | 50-69      | 24-49              |
| mauvais   | <50    | <50        | 0-24               |

**Tableau 3.13** : *Appréciation de la qualité de la récupération en fonction des scores TAM et Strickand.*

La classification proposée par Strickland est préférée par certains auteurs car elle n'inclut pas l'angle de l'articulation MCP, ce qui peut fausser les résultats par la participation des muscles interosseux et compenser ainsi une faible mobilisation des articulations inter-phalangiennes [217,219].

- **Diagnostic** des éventuelles complications post-opératoires par IRM à partir des séquences statiques et évaluation de l'apport des séquences dynamiques pour le

diagnostic de ces complications en complément des données statiques (informations complémentaires non apportées par les séquences statiques, modification ou confirmation du diagnostic évoqué par les séquences statiques).

Les constatations en IRM reposent sur les critères décrits dans la littérature [208,210,220]. Le diagnostic sera confronté aux résultats d'une éventuelle intervention chirurgicale ou au suivi à long terme.

### **3.4.3.7 Traitement des données**

Les données seront collectées par l'investigateur principal dans un cahier d'observation papier pour chaque patient. Il reprendra les différentes données du patient dans le protocole tout en garantissant son anonymat. Les documents en lien avec l'étude seront conservés par l'investigateur principal. Les données recueillies sur les personnes qui s'y prêtent et transmises par les intervenants seront rendues anonymes. Seule la première lettre du nom et du prénom seront enregistrées, accompagnées d'un numéro codé propre à l'étude indiquant l'ordre d'inclusion des sujets. Le promoteur s'assure que chaque personne qui se prête à la recherche a donné son accord par écrit pour l'accès aux données individuelles la concernant et nécessaires au besoin de la recherche.

### **3.4.3.8 Analyse statistique**

Les caractéristiques de la population incluse seront décrites par la moyenne, la déviation standard, ou la fréquence.

Les statistiques seront réalisées à l'aide du logiciel IBM SPSS® Statistics v25. La corrélation entre la course tendineuse estimée et les échelles d'évaluation TAM et Strickland sera étudiée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson et de Spearman. Ce coefficient varie entre -1 et +1. La relation est forte à -1 ou +1 et absente à 0. Elle est pauvre entre 0 et 0.1, faible entre 0.1 et 0.4, modéré entre 0.4 et 0.7, fort entre 0.7 et 0.9 et excellent entre 0.9 et 1 [178].

La qualité des images obtenues par échelle semi-quantitative pour chaque séquence sera comparée à l'aide d'un test U de Mann-Whitney. Une valeur de  $p < 0.005$  sera considérée comme statistiquement significative.

#### **3.4.4 Discussion et conclusion**

Nous avons mis en place une étude prospective pour évaluer l'apport d'une séquence dynamique temps réel dans le protocole IRM pour l'exploration d'un tendon fléchisseur opéré. La course du tendon opéré sera comparée aux données de la littérature obtenue par radiographie et échographie et confrontée aux scores de récupération post-opératoire pour évaluer son intérêt dans le suivi du patient. Nous espérons qu'une telle mesure puisse permettre d'apprécier objectivement la récupération du glissement du tendon et de la fonction articulaire pour réadapter le traitement si besoin. Ces séquences dynamiques temps réel sont très courtes et peuvent s'intégrer dans un protocole standard sans modification de l'installation du patient. Elles pourraient compléter l'IRM statique qui permet une évaluation globale du doigt et n'est pas gênée par les déformations, mais qui ne bénéficie pas de l'exploration dynamique habituellement utilisée en échographie [221].

## 4 Utilisation des séquences dynamiques pour l'analyse de la fonction musculaire

La contraction du muscle strié squelettique entraîne le mouvement de l'articulation qu'il croise. L'IRM dynamique temps réel permet de visualiser le mouvement d'une articulation, mais n'a pas été utilisée pour évaluer la contraction musculaire, à la différence des séquences Ciné – Contraste de Phase et *tagging*. L'objectif serait d'évaluer la faisabilité et l'intérêt de réaliser une séquence d'écho de gradient temps réel pendant la contraction du muscle quadriceps afin d'obtenir des informations quantitatives en rapport avec sa déformation.

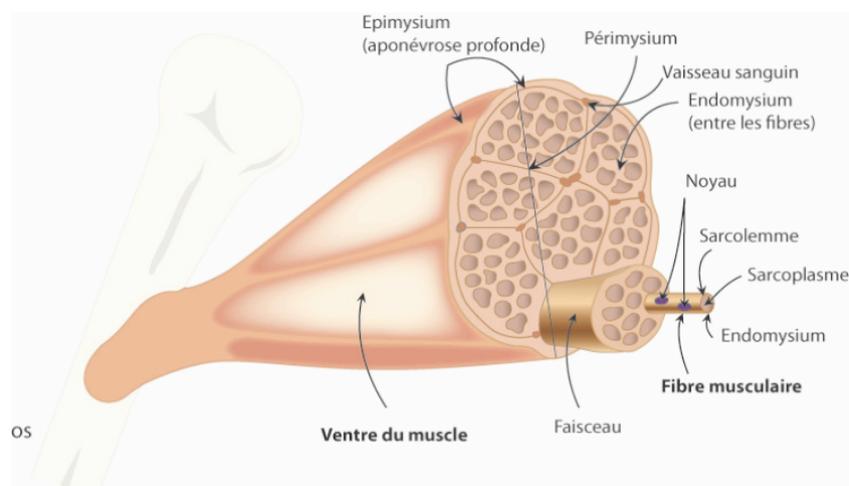
### 4.1 Physiologie de la contraction du muscle strié squelettique [222]

Les **muscles striés squelettiques** réalisent une contraction volontaire sous contrôle du système nerveux. Leur action est liée à la commande nerveuse, à la structure de la fibre musculaire et à l'organisation du muscle. Chaque fibre musculaire est constituée de plusieurs centaines de **myofibrilles** d'environ 1  $\mu\text{m}$  de diamètre chacune et entourées d'un rétinaculum sarcoplasmique chez l'adulte. Ces myofibrilles contiennent des filaments fins d'actine et des filaments épais de myosine, dont la disposition au sein d'un sarcomère permet le glissement des filaments d'actine entre les filaments de myosine. Cette disposition va entraîner un raccourcissement du sarcomère au cours de la contraction par transmission d'un potentiel d'action et libération du Calcium du rétinaculum sarcoplasmique, et ainsi générer une force. Ce lien entre l'actine et la myosine est rigide et nécessite l'hydrolyse de l'adénosine triphosphate pour rompre les ponts actine-myosine, avec perte d'énergie sous forme de chaleur. Le **sarcomère** est la plus petite unité fonctionnelle de la contraction musculaire. Les fibres musculaires sont de différents types. On distingue les fibres de type 1 à contraction lente et de celles de type 2 à contraction rapide, elles-mêmes divisées en 2a à contraction intermédiaire et 2x à contraction rapide, en fonction de leur vitesse de renouvellement de l'adénosine triphosphate. Les fibres de type 1 ont une force et une vitesse de contraction faible, mais sont très résistantes à la fatigue, alors que les fibres de type 2x ont une force et une vitesse de contraction très élevée, mais sont peu résistantes à la fatigue. Les fibres de

type 2a possèdent des caractéristiques intermédiaires. Ces différents types de fibres sont présents au sein d'un muscle, mais avec une répartition différente et une prédominance d'un certain type en fonction du muscle et de son action.

Par ailleurs, la force d'un muscle est proportionnelle à sa section et non à sa longueur. On distingue les muscles fusiformes des muscles penniformes. Les muscles fusiformes possèdent des fibres parallèles à l'axe principal du muscle. Cette disposition permet un raccourcissement de la longueur du muscle de l'ordre de 50 %, ainsi qu'une grande vitesse de contraction. Les **muscles penniformes** sont constitués de fibres dont l'angle est variable par rapport à l'axe principal du muscle, dit angle de pennation. Les muscles penniformes se raccourcissent de façon moins importante (environ 25 %), mais leur force est plus importante. En effet, les fibres sont plus nombreuses dans un muscle penniforme que dans un muscle fusiforme pour une même section transversale, permettant ainsi le développement d'une plus grande force de contraction. Plus l'angle de pennation est important et plus le muscle sera fort.

Les fibres musculaires sont entourées d'une membrane plasmique ou sarcolemme et d'une fine matrice conjonctive ou endomysium. Un tissu conjonctif plus épais, le périmysium, contenant des petits vaisseaux et des axones, va entourer plusieurs dizaines de fibres musculaires pour former des faisceaux de fibres musculaires. Chaque muscle ainsi constitué de plusieurs faisceaux, est entouré d'une épaisse couche de tissu conjonctif ou épimysium (Fig. 4.1).



**Figure 4.1 :** Organisation du muscle strié squelettique (issu de : [http://campusport.univ-lille2.fr/physio/co/module\\_integral.html](http://campusport.univ-lille2.fr/physio/co/module_integral.html))

## 4.2 Anatomie [223]

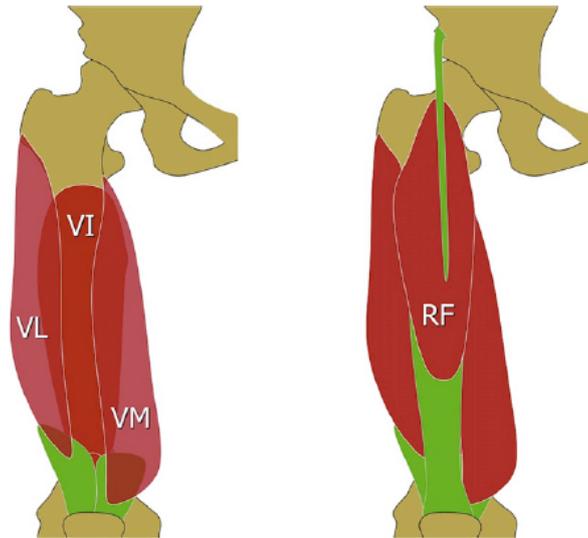
Les muscles de la cuisse sont divisés en trois loges :

- la loge antérieure comprenant les muscles quadriceps et sartorius,
- la loge médiale comprenant les muscles adducteurs (long, court et grand adducteur, gracile, pectiné),
- la loge postérieure comprenant les muscles ischio-jambiers (biceps fémoral, semi-tendineux et semi-membraneux).

Le **muscle quadriceps** est constitué par **quatre chefs** : droit fémoral, vaste latéral, vaste médial et vaste intermédiaire. Le chef droit fémoral (DF) s'insère en proximal par un tendon direct sur l'épine iliaque antéro-inférieure, par un tendon réfléchi sur la partie postérieure de la capsule coxo-fémorale et le cotyle, et par un tendon récurrent à la partie postéro-supérieur du grand trochanter. Les chefs vastes médial, latéral et intermédiaire s'insèrent sur le fémur. Le chef vaste médial (VM) s'insère sur la branche médiale de la trifurcation de la ligne âpre et sur toute la hauteur de sa lèvre médiale. Le chef vaste latéral (VL) s'insère sur la face antérieure du grand trochanter, sur la crête sous-trochantérienne, sur la branche latérale de la ligne âpre et sur toute la hauteur de sa lèvre latérale. Le chef vaste intermédiaire (VI) s'insère sur la face antérieure et les bords latéraux du fémur sur ses  $\frac{3}{4}$  proximaux. Les chefs DF et VI sont bipennés. Les chefs VL et VM sont unipennés.

Ces quatre chefs vont former en distalité le tendon quadricipital qui s'insère sur la rotule, dont la partie antérieure vient du chef DF, la partie postérieure du chef VI, et la partie intermédiaire des chefs VL et VM (Fig. 4.2).

Le muscle quadriceps est innervé par des branches terminales du nerf fémoral. Le muscle DF est un muscle bi-articulaire, fléchisseur de la cuisse et extenseur de la jambe. Les muscles VL, VM et VI sont mono-articulaires et extenseurs de la jambe.



**Figure 4.2 :** Anatomie du muscle quadriceps, vue antérieure. Plan profond : VI=Vaste Intermédiaire, VL=Vaste Latéral, VM=Vaste Médial ; plan superficiel : RF=Rectus Femoris (issu de : Pasta G et al. J Ultrasound. 2010;13:76-84).

### 4.3 Intérêt de l'IRM pour l'exploration du muscle

Il existe plusieurs techniques pour évaluer la fonction musculaire, comme l'électromyogramme, le test isocinétique (couplant un dynamomètre, un goniomètre et un accéléromètre) et l'imagerie (échographie, scanner, IRM). L'IRM permet d'évaluer plusieurs paramètres musculaires de façon statique et dynamique.

En condition statique, l'IRM peut estimer la surface et/ou le volume musculaire ainsi que sa structure. **Le volume musculaire est fortement corrélé à la fonction.** Il est étroitement lié à la surface de coupe et au moment de force d'une articulation. **L'IRM est l'examen de référence pour l'évaluation du volume musculaire.** Ce volume peut être déterminé après segmentation manuelle ou automatique des contours du muscle. Dans leur revue systématique, Pons et al. ont mis en évidence qu'une séquence en pondération T1 dans le plan axial était le plus souvent utilisée pour la segmentation musculaire, car ces contours sont plus faciles à visualiser. En conséquence, les auteurs de cette étude recommandaient d'utiliser une séquence en pondération T1 2D en coupes jointives dans un plan orthogonal au grand axe du muscle pour cette application [224]. L'erreur dans l'estimation du volume musculaire augmentait cependant avec l'espace inter-coupe [225]. La technique de **segmentation manuelle** coupe par coupe est considérée comme la méthode de référence avec une excellente reproductibilité et une

bonne précision, mais prend beaucoup de temps. La réduction du nombre de coupes augmente par contre l'erreur d'estimation du volume musculaire. Parmi les techniques de segmentation automatique, seule la méthode de Déformation d'un Objet Paramétrique Spécifique (*Deformation of a Parametric Specific Object = DPSO*) a fait l'objet de plusieurs études, avec une bonne reproductibilité, et peut être couplée à la segmentation manuelle pour réduire le nombre de coupes nécessaires [224].

La séquence T1 permet également d'estimer l'infiltration en graisse du muscle, ce qui est un marqueur de la sous-utilisation du membre, comme après un traumatisme, et de la progression d'une pathologie neuromusculaire. L'infiltration graisseuse est corrélée à la fonction motrice et à la portion non contractile du muscle. La séquence Dixon 3 points, permet de quantifier l'infiltration graisseuse afin d'évaluer plus précisément la progression d'une maladie neuromusculaire. Elle est plus robuste que la séquence avec excitation spectrale sélective, plus reproductible que la séquence Dixon 2 points [226] et plus précise que celle-ci lorsque l'infiltration graisseuse est proche de 50% [227]. Hollingsworth et al. recommandaient d'utiliser dans ce cas une séquence Dixon écho de gradient en densité protonique [227].

L'œdème musculaire est un signe précoce dans les pathologies neuromusculaires, notamment la maladie de Duchenne. Il peut être visualisé sur une séquence T2 avec saturation du signal de la graisse, STIR (Short Tau Inversion Recovery), ou sur l'image de l'eau en technique Dixon. Il peut être directement quantifié par la mesure du T2 sur une séquence multi-échos qui permettra d'obtenir une cartographie du muscle [226]. Cette séquence nécessite 8 à 16 échos entre 8 et 130 millisecondes [227]. La valeur du T2 permettrait également d'évaluer *in vivo* le type prédominant de fibre musculaire [228]. La spectroscopie peut également identifier et quantifier les métabolites au sein du muscle, mais nécessite un équipement dédié [226].

L'imagerie en tenseur de diffusion permet quant à elle d'évaluer l'organisation des fibres musculaires et les modifications structurales à l'aide du calcul de la fraction d'anisotropie et de la tractographie, se basant sur le déplacement privilégié des molécules au sein des muscles le long des fibres musculaires et non dans toutes les directions de l'espace, ce qui définit l'anisotropie [229–231].

L'élastographie par IRM évalue la propagation d'une onde de cisaillement dans les tissus à l'aide d'une séquence Contraste de Phase. Cette onde de cisaillement est induite par la déformation des tissus sous l'effet d'une excitation mécanique dynamique. La

quantification du module de cisaillement au sein du muscle est un reflet de l'élasticité de ce tissu. [232]. Ce module de cisaillement est différent pour chaque muscle et augmente avec le niveau de contraction [233–235].

Les séquences Ciné – Contraste de Phase et *tagging* ont été utilisées pour évaluer et quantifier *in vivo* la déformation musculaire en condition dynamique. La séquence *tagging* possède une excellente validité et reproductibilité pour cette application. D'autres études seraient cependant nécessaires pour évaluer ces critères métrologiques [19].

#### **4.4 Évaluation de la contraction musculaire par IRM dynamique temps réel**

Cette étude s'intègre dans le **protocole d'essai clinique** intitulé « Étude du recrutement des unités motrices lors d'un test de fatigue chez des sujets sur neuf mois post-opératoires d'une ligamentoplastie du genou » réalisé à l'Hôpital d'Instruction des Armées Clermont-Tonnerre et coordonnée par Ronan Grimandi, kinésithérapeute dans l'établissement. Elle comprend un groupe contrôle de volontaires sains, et un groupe de patients avec rupture du ligament croisé antérieur traitée par chirurgie. Notre étude de faisabilité a porté sur le **groupe contrôle**.

##### **4.4.1 Matériels et méthode**

###### Sujets

Cette étude prospective monocentrique a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes Sud-Méditerranée 3. Tous les participants ont reçu une information concernant cette étude et ont signé un consentement.

Les critères d'inclusion des sujets sains étaient :

- homme ou femme de 18 à 45 ans,
- absence de séquelles chirurgicales ou traumatiques sur les membres inférieurs,
- absence de contre-indication à l'IRM.

Les critères d'exclusion étaient :

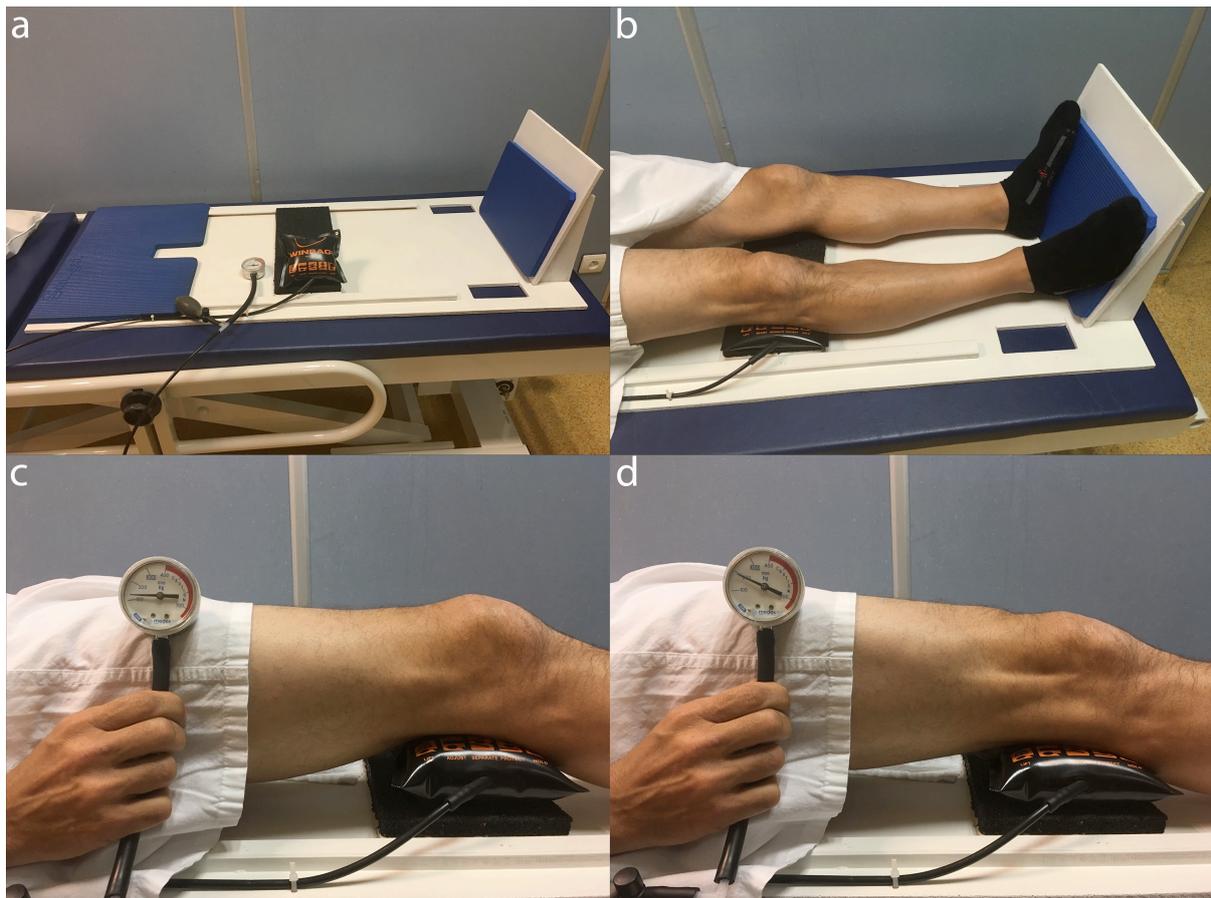
- douleur de la cuisse ou du genou,
- pathologie musculaire ou tendineuse récente sur les membres inférieurs,
- pathologie neuromusculaire,
- grossesse.

Le protocole de cette étude comprenait la réalisation d'un test isocinétique et d'une IRM. Le côté analysé était tiré au sort.

### Acquisition des images

Tous les examens ont été réalisés sur IRM Magnetom® Avanto fit 1.5T (Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne) avec une antenne de surface *body* 16 canaux. Les patients étaient installés sur le dos, les pieds en premier. Un marqueur visible en IRM (capsule de Vitamine E) était positionné sur la face antérieure de la cuisse, à mi-distance entre un point situé à 6 cm en distalité de l'épine iliaque antéro-supérieure et le pôle supérieur de la patella.

Les sujets étaient positionnés sur un **support compatible en IRM** avec une cale permettant l'appui de la plante des pieds. Un brassard à tension était positionné sous le genou du côté à explorer de façon à **contrôler la contraction à l'aide d'un manomètre**. Le brassard était gonflé avec une pression de 150 mmHg. Lors de la contraction, le sujet devait comprimer le brassard de façon à atteindre une pression de 200 mmHg le plus rapidement possible, la plante du pied appuyée contre la cale, reproduisant ainsi une **contraction isométrique à chaîne fermée** (Fig. 4.3). Le manomètre était situé dans la salle de contrôle. Un entraînement était réalisé au préalable.



**Figure 4.3 :** *Support pour contrôler la contraction isométrique du quadriceps en IRM (a) et installation du patient (b). Contrôle de la pression exercée sur le brassard à l'aide du manomètre (c, d).*

Le **protocole d'exploration** comprenait :

- une séquence T1 spin écho (TR=490 ms, TE=25ms, épaisseur de coupe= 10 mm, 10 coupes jointives, taille du pixel=1.04X1.04 mm, temps d'acquisition=49sec),
- une séquence T1 écho de gradient 3D (TR=13.5ms, TE=11.9ms, angle de bascule=10°, taille du voxel=1.5X1.04X1mm, temps d'acquisition=1min56sec),
- une **séquence temps réel** de type EGR avec gradients équilibrés, dénommée True-FISP par le constructeur (TR=3.6ms, TE=1.8ms, angle de bascule=66°, épaisseur de coupe=8mm, 5 coupes, écart=1.6mm, taille du pixel=2.08X1.4mm, nombre de répétitions=10, temps d'acquisition=13 secondes).

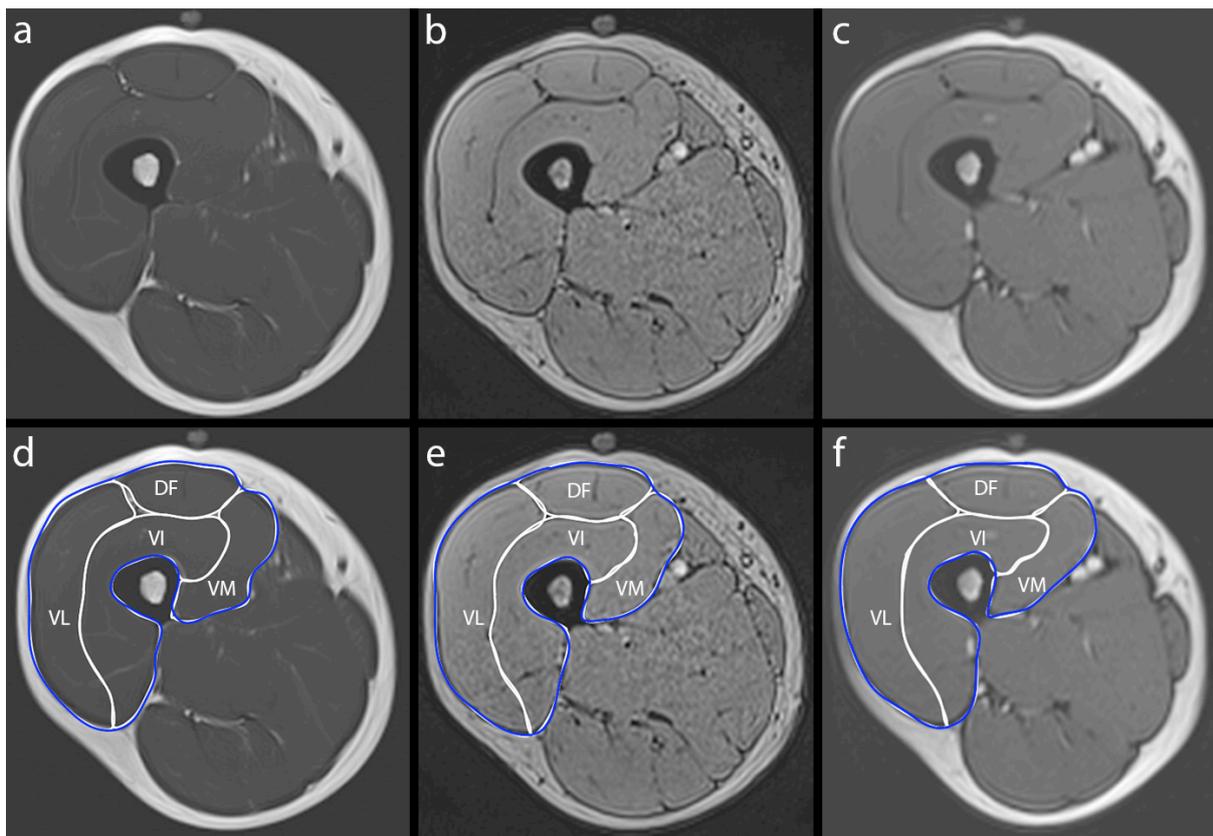
Les séquences T1 spin écho et écho de gradient 3D étaient réalisées sur les deux cuisses au repos. La séquence temps réel True-FISP était réalisée au repos et pendant la contraction. Le champ d'acquisition pour toutes les séquences était positionné à mi-cuisse à l'aide du marqueur.

## Traitement et analyse des images

La **segmentation musculaire** était réalisée par **contourage manuel** à l'aide du logiciel MIPAV® (Medical Imaging Processing Analysis and Visualization – NIH, Bethesda, MD). Elle a été effectuée sur le muscle quadriceps et ses quatre chefs : DF, VI, VL et VM. Les segmentations ont été réalisées sur :

- les séquences T1 spin écho, T1 écho de gradient 3D et True-FISP au repos, sur le même niveau de coupe repéré à l'aide du marqueur de surface, par un seul lecteur,
- sur les cinq coupes de la séquence temps réel au repos et en contraction lorsque la pression de 200 mmHg était atteinte, par deux lecteurs.

La segmentation des chefs du quadriceps a été réalisée suivant la méthode décrite par Barnouin et al. (Fig. 4.4) [236].



**Figure 4.4 :** Segmentation du muscle quadriceps (contours bleus) et de ses quatre chefs sur les séquences T1 spin écho (a, d), T1 écho de gradient (b, e) et True-FISP (c, f) au repos sur le même niveau de coupe. DF=Droit Fémoral, VI=Vaste Intermédiaire, VL=Vaste Latéral, VM=Vaste Médial.

Le volume du muscle quadriceps dans le champ d'acquisition de la séquence EGR avec gradients équilibrés au repos et en contraction maximale était estimé à partir des segmentations réalisées sur les coupes axiales selon la méthode cylindrique par la formule :

$$\text{Volume muscle} = \sum_{5 \text{ coupes}} [\text{surface muscle} \times (\text{épaisseur de coupe} + \text{écart inter-coupe})]$$

### Test isocinétique

Le test isocinétique permet d'évaluer de manière objective la force musculaire en recueillant les paramètres suivants : pic de couple (N.m), travail (J) et puissance (W). La contraction musculaire est effectuée à vitesse constante avec une résistance qui s'adapte à la force appliquée. L'effort est maximal sur toute l'amplitude du mouvement.

Ce test était réalisé après l'IRM sur la machine Con-Trex MJ® (Fig. 4.5) et comprenait :

- trois séquences isométriques à 80° de flexion pendant 6 secondes pour mesurer la force isométrique maximale du quadriceps, avec un temps de repos d'une minute entre chaque contraction isométrique
- une séquence dynamique à 180°/seconde avec 20 répétitions pour mesurer le travail et la fatigue musculaire, après une séquence test comprenant trois répétitions.

Toutes les mesures ont été faites sans biofeedback visuel, avec des consignes et des encouragements verbaux standardisés. Les données étaient enregistrées sur le logiciel Human Kinetics 1.7.5-build 002 qui pilote le dynamomètre Con-Trex. Seul le meilleur **pic de couple** du quadriceps obtenu pendant la **séquence isométrique** a été pris en compte pour cette étude, car les conditions de réalisation de la contraction musculaire reproduisaient celle effectuée en IRM.



**Figure 4.5 :** *Installation du patient pour le test isocinétique sur machine Con-Trex MJ® (photographie Ronan Grimandi, HIA Clermont-Tonnerre, Brest).*

#### Analyse statistique

Les statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel IBM® SPSS® Statitics 25. La distribution normale des résultats obtenus et l'homogénéité de leurs variances par test ont été vérifiées respectivement par test de Kolmogorov-Smirnov et par un test F. La comparaison de la surface des muscles obtenue sur les différentes séquences (T1 spin écho, T1 écho de gradient 3D et EGR avec gradients équilibrés) a été réalisée à l'aide d'une analyse de variance à un facteur, avec une comparaison post-hoc des résultats entre chaque groupe par le test de Bonferroni. Les mesures musculaires (volume sur le champ d'acquisition ; surface, petit et grand axe sur la coupe de référence) obtenues au repos et en contraction à partir de la séquence EGR avec gradients équilibrés (True-FISP) ont été comparées à l'aide d'un test t de Student pour deux échantillons appariés. La reproductibilité inter-observateurs pour la segmentation musculaire réalisée sur les séquences True-FISP a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe à deux facteurs à effets aléatoires avec estimation de l'accord absolu, qui varie de 0 à 1. Cette relation est considérée comme pauvre pour des valeurs de moins de 0.4, modérée entre 0.4 et 0.59, bonne entre 0.6 et 0.74, et excellente entre 0.75 et 1 [179].

La corrélation entre le pic de couple statique et la différence de surface et de volume entre le repos et la contraction pour le muscle quadriceps a été étudiée à l'aide du

coefficient de corrélation de Pearson et de Spearman. Ce coefficient varie entre -1 et +1. La relation est forte pour les valeurs -1 ou +1 et absente pour la valeur 0. Elle est pauvre entre 0 et 0.1, faible entre 0.1 et 0.4, modérée entre 0.4 et 0.7, forte entre 0.7 et 0.9 et excellente entre 0.9 et 1 [178]. Une valeur de  $p < 0.05$  était considérée comme statistiquement significative.

#### **4.4.2 Résultats**

##### Population

21 sujets ont été inclus dans cette étude. Il s'agissait de 15 hommes et 6 femmes, d'âge moyen 30 ans (20-42 ans). Le côté étudié pour la contraction était le côté droit dans 10 cas et gauche dans 11 cas.

La longueur moyenne de la cuisse était de 40 cm (écart-type : 2.7cm).

##### Valeur de la séquence temps réel pour la segmentation musculaire

Les valeurs de surface obtenues avec la séquence T1 spin écho sont légèrement inférieures par rapport à celles obtenues avec les séquences d'écho de gradient. Mais il n'existait pas de différence significative entre les trois types de séquence (T1 spin écho, T1 écho de gradient 3D, True-FISP) pour la mesure des surfaces musculaires au repos d'après le test post-hoc de Bonferroni (tableau 4.1). La reproductibilité inter-observateurs pour la segmentation musculaire sur la séquence True-FISP était excellente (tableau 4.2).

|                  | <b>Quadriceps</b> | <b>DF</b>      | <b>VL</b>       | <b>VI</b>       | <b>VM</b>       |
|------------------|-------------------|----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>T1SE</b>      | 76.61<br>(13.35)  | 9.09<br>(2.06) | 28.72<br>(6.16) | 25.38<br>(4.45) | 12.3<br>(3.07)  |
| <b>T1EG</b>      | 77.81<br>(13.66)  | 9.74<br>(2.17) | 29.74<br>(6.15) | 25.35<br>(4.54) | 12.66<br>(3.21) |
| <b>True-FISP</b> | 78.13<br>(13.9)   | 9.67<br>(2.26) | 30.12<br>(6.33) | 25.64<br>(4.87) | 12.69<br>(3.37) |

**Tableau 4.1 :** Moyenne (écart-type) des surfaces musculaires mesurées pour chaque type de séquence au repos (cm<sup>2</sup>). DF=Droit Fémoral, EG=Echo de Gradient, SE=Spin Echo, VL=Vaste Latéral, VI=Vaste Intermédiaire, VM=Vaste Médial.

| <b>DF</b>        | <b>VL</b>        | <b>VI</b>        | <b>VM</b>        |
|------------------|------------------|------------------|------------------|
| 0.96 (0.91-0.98) | 0.97 (0.93-0.99) | 0.96 (0.91-0.98) | 0.96 (0.81-0.99) |

**Tableau 4.2 :** Coefficient de corrélation intra-classe pour le volume musculaire obtenu à partir de la segmentation réalisée par les deux lecteurs sur la séquence True-FISP. DF=Droit Fémoral, VL=Vaste Latéral, VI=Vaste Intermédiaire, VM=Vaste Médial.

#### Déformation du muscle en contraction

La différence de dimensions, de surface et de volume du quadriceps et de ses chefs entre le repos et la contraction maximale était significative, à l'exception de la mesure des dimensions et de surface pour le chef VM ( $p > 0.005$ ) (tableaux 4.3-4.5).

|           | <b>Petit axe repos</b> | <b>Petit axe contraction</b> | <b>p</b> | <b>Grand axe repos</b> | <b>Grand axe contraction</b> | <b>p</b> |
|-----------|------------------------|------------------------------|----------|------------------------|------------------------------|----------|
| <b>DF</b> | 24.9 (3.4)             | 26.3 (4)                     | 0.006    | 51.3 (9.5)             | 45.4 (7.4)                   | <0.001   |
| <b>VL</b> | 37 (4.8)               | 33.3 (4.5)                   | <0.001   | 102.7 (11.2)           | 110.2 (12.6)                 | <0.001   |
| <b>VI</b> | 38.8 (5.9)             | 36.5 (4.2)                   | 0.02     | 81.1 (9)               | 86.6 (10.8)                  | <0.001   |
| <b>VM</b> | 25.5 (4.5)             | 25.6 (4.3)                   | 0.8      | 60.5 (8.6)             | 62 (7.5)                     | 0.2      |

**Tableau 4.3 :** Moyenne (écart-type) des dimensions musculaires (en millimètre) mesurées au repos et en contraction. DF=Droit Fémoral, VL=Vaste Latéral, VI=Vaste Intermédiaire, VM=Vaste Médial.

|                   | <b>Surface repos</b> | <b>Surface contraction</b> | <b><math>\Delta</math> surface repos - contraction</b> | <b>p</b> |
|-------------------|----------------------|----------------------------|--|----------|
| <b>Quadriceps</b> | 78.13 (13.9)         | 76.16 (14.03)              | 2.88 (2.52%)   | <0.001   |
| <b>DF</b>         | 9.67 (2.26)          | 8.99 (2.02)                | 0.83 (8.5%)  | 0.004    |
| <b>VL</b>         | 30.12 (6.33)         | 29.33 (6.48)               | 1.45 (4.81%)   | 0.03     |
| <b>VI</b>         | 25.64 (4.87)         | 24.74 (4.71)               | 1.33 (5.18%)   | 0.01     |
| <b>VM</b>         | 12.69 (3.37)         | 13.07 (3.35)               | 0.73 (5.75%)   | 0.06     |

**Tableau 4.4 :** Moyenne (écart-type) de la surface musculaire (en cm<sup>2</sup>) mesurée au repos et en contraction. DF=Droit Fémoral, VL=Vaste Latéral, VI=Vaste Intermédiaire, VM=Vaste Médial.

|                   | <b>Volume repos</b> | <b>Volume contraction</b> | <b><math>\Delta</math> volume repos - contraction</b> | <b>p</b> |
|-------------------|---------------------|---------------------------|---|----------|
| <b>Quadriceps</b> | 358.62 (64.83)      | 352.18 (65.94)            | 8.08 (2.32%)  | <0.001   |
| <b>DF</b>         | 44.16 (12.07)       | 41.61 (9.57)              | 3.49 (7.91%)  | 0.01     |
| <b>VL</b>         | 137.59 (29.71)      | 134.67 (30.24)            | 5.49 (3.99)   | 0.03     |
| <b>VI</b>         | 116.97 (22.31)      | 114 (21.6)                | 5.21 (4.45%)  | 0.04     |
| <b>VM</b>         | 59.65 (15.4)        | 61.61 (15.38)             | 2.77 (4.65%)  | 0.01     |

**Tableau 4.5 :** Moyenne (écart-type) du volume musculaire au sein du champ d'acquisition (en cm<sup>3</sup>) mesuré au repos et en contraction. DF=Droit Fémoral, VL=Vaste Latéral, VI=Vaste Intermédiaire, VM=Vaste Médial.

#### Corrélation entre les données du test isocinétique et de l'IRM dynamique

La valeur moyenne du pic de couple statique était de 166.37 N.m (écart-type : 45.98). Il existait une corrélation relativement linéaire et forte entre le pic de couple statique et les mesures de surface et de volume du muscle quadriceps au repos et en contraction (R compris entre 0,7 et 0,9). Il n'existait par contre pas de corrélation avec la variation de surface et de volume musculaire (tableau 4.6).

|                      | Surface<br>repos | Surface<br>contraction | $\Delta$ surface   | Volume<br>repos   | Volume<br>contraction | $\Delta$ volume      |
|----------------------|------------------|------------------------|--------------------|-------------------|-----------------------|----------------------|
| <b>Pic de couple</b> | R=0.73<br>P=0.7  | R=0.74<br>P=0.71       | R=0.002<br>P=0.098 | R=0.74<br>P=0.713 | R=0.73<br>P=0.68      | R=-0.006<br>P=-0.018 |

**Tableau 4.6 :** Coefficient de corrélation de Pearson (*R*) et de Spearman (*P*) entre le pic de couple statique et les mesures obtenues par IRM pour le muscle quadriceps.

#### 4.4.3 Discussion

La **séquence EGR avec gradients équilibrés** possède un excellent contraste T2/T1, ce qui facilite la distinction entre le muscle et la graisse pour la segmentation musculaire. Elle est moins gênée par les artefacts de bande à 1.5T. L'IRM dynamique temps réel permet de visualiser facilement la déformation du muscle au cours d'une contraction et d'en retirer des données quantifiables, sans avoir besoin de synchronisation au mouvement ou de post-traitement complexe comme les séquences Ciné - Contraste de Phase ou *tagging*. Les informations apportées par ces différentes techniques sont cependant différentes. La technique Ciné - Contraste de Phase apporte des renseignements sur la vitesse et le sens de déplacement des pixels et peut fournir une cartographie du déplacement des muscles en fonction des mouvements [43,44]. La séquence *tagging* permet de quantifier le déplacement d'un point au sein du muscle lors du mouvement [49]. Des post-traitements complexes peuvent être employés pour obtenir la force d'inertie du muscle à partir de la technique Ciné - Contraste de Phase, ainsi que des modèles 3D de la déformation et de la tension du muscle au cours du mouvement [45,46,48].

Il n'y avait pas de différence significative dans notre étude pour la détermination des surfaces musculaires par contourage sur la séquence EGR avec gradients équilibrés en comparaison avec les séquences T1 spin écho et écho de gradient habituellement utilisées pour cette application [225]. Les valeurs de surface légèrement supérieures sur les séquences d'écho de gradient par rapport à la séquence spin écho pourraient être en rapport avec un artefact de déplacement chimique, se traduisant par une ligne noire à l'interface entre la graisse et le muscle, ce qui entraînerait une augmentation de la surface obtenue par contourage [115]. La reproductibilité inter-observateurs pour la

mesure du volume musculaire à partir des surfaces délimitées sur chaque coupe au sein du champ d'acquisition était excellente. Barnouin et al. retrouvaient également une excellente reproductibilité inter-observateurs pour la surface et le volume des chefs musculaires du quadriceps obtenus par contourage manuel, avec une différence de mesure de surface pouvant atteindre 4.4% pour les chefs VL et VM, et jusqu'à 4.5% pour l'estimation du volume du muscle VL, ce qui pouvait être liée à la difficulté de définir la limite entre les chefs VL et VI [236]. **La séquence temps réel** utilisée est donc une séquence **valide pour la segmentation musculaire**. La répartition du volume de chacun des chefs musculaires au niveau du champ d'acquisition rejoint celui constaté dans d'autres études chez des sujets sains [236,237].

Nous retrouvons par ailleurs une diminution significative du volume du quadriceps et de ses chefs au cours de la contraction. Delaney et al. avaient également fait cette constatation sur le muscle DF en échographie, avec une modification de sa morphologie qui se traduisait par une diminution significative de sa largeur et une augmentation non significative de son épaisseur [238]. L'épaisseur et la largeur des muscles DF, VL et VI changeaient de manière significative au cours de la contraction dans notre étude, avec une diminution du grand axe et une augmentation du petit axe pour le DF, et l'inverse pour le VL et le VI. La modification des dimensions du muscle VM au cours de la contraction n'était par contre pas significative.

**L'évolution du volume musculaire au cours de la contraction** est discutée. La fibre musculaire est isovolumétrique en contraction. Le volume du muscle est considéré comme constant au cours de la contraction pour certains auteurs, le raccourcissement du muscle étant associé à une expansion radiale, alors que d'autres études suggèrent que le muscle n'est pas isovolumétrique au cours de la contraction [110,239]. La modification de la forme du muscle au cours de la contraction et donc la force transmise sont liées à l'organisation des faisceaux musculaires et à leur angle de rattachement à l'aponévrose musculaire, qui se modifie de manière significative au cours de la contraction [240]. Les chefs du quadriceps se déplacent différemment au cours du mouvement. Le raccourcissement du muscle peut également ne pas être uniforme au cours de ce mouvement [43]. Les faisceaux musculaires de chaque chef se modifient différemment au cours de la contraction en fonction de leur organisation [241].

Notre étude n'a cependant pris en compte que le volume du muscle au sein du champ d'acquisition, en considérant que la surface de section du quadriceps est maximale à mi-

cuisse et sans variation significative sur une hauteur de 6 à 8 cm [224]. La modification du volume musculaire au cours de la contraction pourrait être différente en fonction du niveau choisi compte tenu de la morphologie du muscle le long de la cuisse. La surface du vaste latéral et du droit fémoral est plus importante au 1/3 proximal de la cuisse, celle du vaste intermédiaire au 1/3 moyen et celle du vaste médial au 1/3 distal [237,242]. L'importance de la déformation du volume musculaire pourrait être également différente si elle était évaluée sur la totalité du muscle. Cependant, une augmentation du nombre de coupes sur la séquence EGR avec gradients équilibrés augmenterait le temps d'acquisition, ce qui ne serait plus compatible avec une imagerie temps réel. La réalisation du même nombre de coupe avec une augmentation de l'épaisseur et de l'espace inter-coupe augmenterait l'erreur dans l'estimation du volume musculaire. Ainsi, un écart de 5.1 cm engendrait une variation dans l'estimation du volume musculaire du quadriceps de 2.8% [224].

La surface et le volume musculaire évalués à mi-cuisse sont cependant un reflet du volume de l'ensemble du muscle. Le volume musculaire peut en effet être évalué à partir du produit de la longueur du muscle avec la surface musculaire déterminée sur une seule coupe [237,242-244]. Yamauchi et al. et Morse et al. ont ainsi démontré qu'il existait une forte corrélation entre le volume mesuré et le volume calculé à partir de la surface de section du muscle délimité sur une seule coupe à hauteur du milieu de la cuisse [237,242]. Pour Yamauchi et al., la surface mesurée sur la coupe située au 6/10<sup>e</sup> de la hauteur de la cuisse était celle qui prédisait le mieux le volume des muscles de la cuisse chez des sujets avec gonarthrose, avec une erreur moyenne de 5.5 à 15.7 cm<sup>3</sup> en fonction du chef musculaire. Morse et al. retrouvaient quant à eux une erreur minimale d'environ 10% pour l'estimation du volume du muscle quadriceps à partir d'une surface mesurée sur une coupe située à 4/10<sup>e</sup> de hauteur de la cuisse chez des sujets jeunes [237,242]. Mersmann et al. prenaient en compte la surface de section maximale pour chaque chef musculaire, située à 58% de la hauteur de la cuisse pour le chef vaste intermédiaire, à 6/10<sup>e</sup> pour le chef VL et à 8/10<sup>e</sup> pour le chef VM [244]. La mesure du volume à partir de la surface sur une coupe et de la longueur de cuisse était pondérée par des facteurs propres à chaque chef dans ces différentes études [237,242,244]. Le positionnement des coupes est cependant discuté par Fischmann et al. qui ont montré une meilleure reproductibilité dans le positionnement des coupes à l'aide d'une distance fixe mesurée à partir des séquences de repérage plutôt qu'à partir de repères de surface

[245]. Cependant, ces estimations du volume à partir d'une coupe ont été réalisées au repos et ne sont pas validées en contraction. Même si la comparaison des surfaces de section du quadriceps avant et après entraînement ne montre pas de modification du niveau de la surface maximale [224], il faudrait vérifier que la répartition de chaque chef du quadriceps ne varie pas le long de la cuisse lors d'une contraction maintenue à force constante pendant l'acquisition.

Nous avons retrouvé une forte corrélation entre la force développée par le sujet en condition isométrique et la surface de section à mi-cuisse, ainsi qu'avec le volume musculaire dans le champ d'acquisition, comme constaté dans d'autres études [225,246]. Par contre, il n'existait pas de corrélation entre le pic de couple et la variation de surface ou de volume musculaire entre le repos et la contraction. Cette absence de relation pourrait en partie être liée aux conditions expérimentales différentes pour la réalisation de la contraction en IRM et lors du test isocinétique. L'absence de relation entre la force développée et la modification des biométries musculaires à mi-cuisse laisse supposer qu'il n'y aurait pas non plus de corrélation avec une modification de l'ensemble du volume musculaire.

Cette technique d'IRM dynamique temps réel pourrait par ailleurs être utilisée pour suivre la déformation musculaire lors de la contraction en se basant sur les méthodes de suivi des textures (*feature tracking*) développées pour l'IRM cardiaque. Cette méthode se base sur les séquences temps réel EGR avec gradients équilibrés de part leur contraste T2/T1, ce qui permet un suivi automatique des textures et une détermination des paramètres de déformation à partir d'une délimitation des contours du myocarde [247–249]. Tran et al. et Avril et al. ont quant à eux utilisé un modèle des éléments finis pour évaluer les propriétés mécaniques du muscle, à partir d'une segmentation manuelle par contourage sur IRM au repos et en charge [250,251]. Cette méthode pourrait être réalisée sur IRM dynamique temps réel pour évaluer et quantifier la déformation du muscle en contraction.

#### **4.5 Conclusion de la partie**

L'IRM dynamique temps réel permet de **visualiser** de manière simple et globale **la déformation du muscle au cours de la contraction** de la même façon que l'échographie, même si elle ne permet de visualiser la déformation d'une grille au sein

du muscle à la manière du *tagging*. Elle pourrait être utilisée dans plusieurs applications :

- visualisation et quantification de la déformation du muscle chez un même patient pour le suivi d'une pathologie ou d'un traitement,
- comparaison des données obtenues sur une population en bonne santé avec celles obtenues sur une population avec une pathologie,
- création d'un modèle permettant d'estimer la déformation du muscle au cours de la contraction [252].

Cependant, les limites de cette étude sont d'une part l'absence d'évaluation sur le muscle entier, et d'autre part l'absence d'évaluation de la reproductibilité de la contraction et des mesures obtenues sur des contractions répétées. Par ailleurs, nous avons évalué le déplacement du muscle en régime isométrique, sans déplacement, à la différence d'un régime dynamique. D'autres études sont donc nécessaires pour évaluer les caractéristiques métrologiques de l'IRM dynamique temps réel pour l'évaluation du déplacement musculaire, son intérêt et les applications éventuelles.

## Conclusion générale et perspectives

L'IRM dynamique temps réel est une **technique d'imagerie non invasive** qui permet d'**analyser *in vivo*** le déplacement des structures articulaires, des tendons et des muscles, ainsi que la relation entre ces différentes structures musculo-squelettiques, au cours du mouvement. Elle peut détecter le dysfonctionnement d'un des éléments de cette chaîne musculo-squelettique à l'origine d'une perturbation du mouvement.

En comparaison avec les autres modalités d'imagerie utilisées pour cette application, l'IRM dynamique est une méthode d'imagerie non irradiante, qui permet l'analyse des structures ostéo-articulaires et des parties molles, avec un large champ de vue. Par ailleurs, la technique d'acquisition en temps réel présente **plusieurs avantages** par rapport aux autres techniques d'IRM dynamique :

- 1) elle peut facilement être mise en œuvre sur les machines disponibles dans la plupart des centres d'imagerie, sans nécessité de synchronisation au mouvement,
- 2) elle permet d'analyser le déplacement des structures musculo-squelettiques au cours d'un seul mouvement, sans avoir besoin de le décomposer ou de le répéter,
- 3) l'acquisition est rapide et peut être intégrée au protocole d'IRM réalisé en pratique courante pour l'exploration d'une pathologie musculo-squelettique, sans rallonger de manière significative le temps d'examen.

L'acquisition d'images de bonne qualité et contributives nécessite cependant un positionnement adapté du patient et de l'articulation au sein de l'antenne en fonction du mouvement et de la structure à étudier. La séquence la plus adaptée doit également être sélectionnée en fonction de l'articulation et de l'IRM utilisée. La séquence EGR avec gradients équilibrés est ainsi plus adaptée sur une IRM 1.5T pour cette application, alors qu'une séquence de type EGR avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle doit être privilégiée à 3.0T.

L'IRM dynamique temps réel permet une appréciation visuelle subjective directe du déplacement et des rapports des structures articulaires et péri-articulaires lors du mouvement, et fournit également des données quantitatives biomécaniques. Cet outil a déjà été utilisé pour l'analyse biomécanique de plusieurs articulations (épaule, poignet, genou, cheville) avec une excellente validité et reproductibilité et un intérêt pour de potentielles applications cliniques (instabilité scapho-lunaire, fémoro-patellaire,...). Dans ce travail, cette technique nous a permis d'évaluer des paramètres biomécaniques

au niveau du doigt tel que l'angle articulaire et le bras de levier du tendon fléchisseur, à partir desquels nous pouvons quantifier la course du tendon fléchisseur en plus de la visualisation directe du déplacement tendineux. Elle pourrait être utilisée pour l'évaluation du doigt à ressaut, des ruptures de poulie ou des tendons opérés. L'IRM dynamique temps réel pourrait être utilisée dans de nombreuses applications en complément des informations apportées par l'imagerie statique ou lorsque celle-ci est prise en défaut devant la symptomatologie. La place de cette séquence doit encore être précisée dans la prise en charge du patient. Les performances de cette technique restent également à évaluer pour certaines articulations comme le coude. L'IRM dynamique temps réel est également une technique intéressante pour l'évaluation de la contraction musculaire, plus facile à mettre en place que les autres techniques d'IRM dynamique comme la séquence Ciné-Contraste de phase ou *tagging*. Cependant, son intérêt dans la compréhension de ce mécanisme physiologique reste encore à évaluer, ainsi que ses éventuelles applications.

Le **post-traitement** des images a un rôle essentiel dans cette technique pour le recueil des données biomécaniques et pour l'amélioration de la qualité des images. Nous avons ainsi évoqué l'importance de ce post-traitement pour la reconstruction des images acquises à partir d'un remplissage radial du plan de Fourier. Plusieurs auteurs ont utilisé des méthodes de recalage, notamment à partir de modèles 3D issus d'une séquence statique haute résolution, pour obtenir les coordonnées spatiales des os au cours d'une séquence dynamique et ainsi déterminer la cinématique articulaire [131,132,139,253]. Makki et al. ont proposé un algorithme permettant d'améliorer la résolution spatiale et la qualité de la séquence dynamique temps réel obtenue lors de la flexion de la cheville à partir d'une séquence statique 3D en haute résolution (annexe 3) [133]. Cet algorithme repose sur :

- 1) une segmentation de chaque os à partir d'une séquence de référence
- 2) un recalage rigide des os basé sur l'intensité sur la séquence dynamique
- 3) une propagation du recalage sur la séquence dynamique au cours du mouvement
- 4) un cadre polyrigide log-euclidien permettant la fusion des structures osseuses recalées et la déformation des parties molles au cours du mouvement.

Cet algorithme a également permis de mesurer la déformation de l'espace articulaire talo-crural au cours du mouvement et d'améliorer la résolution temporelle de la

séquence dynamique temps réel en interpolant des images reconstruites entre les images acquises [134,254]. Ces méthodes requièrent néanmoins un temps de traitement des images qui reste important avec une automatisation partielle de la procédure.

L'IRM dynamique musculo-squelettique pourrait bénéficier de l'apport des techniques d'intelligence artificielle et notamment de l'**apprentissage profond** (*deep learning*) pour améliorer la qualité des séquences obtenues et le traitement des données biomécaniques [255–257]. Les applications potentielles de l'apprentissage profond dans ce domaine pourraient être :

- la réduction du temps de reconstruction des images [258],
- l'amélioration de la qualité et la réduction des artefacts sur les images reconstruites [128,258,259],
- la création d'images synthétiques avec des contrastes différents [256],
- la réduction du temps de post-traitement des images par l'accélération des processus de segmentation et de recalage à partir du développement d'atlas [260],
- l'aide à l'analyse des images [260,261].

En conclusion, l'IRM dynamique temps réel est une méthode d'imagerie prometteuse pour l'exploration de l'appareil musculo-squelettique en mouvement, qui permettra mieux comprendre les causes du dysfonctionnement de cet appareil et d'en visualiser les conséquences *in vivo*. Le développement et l'optimisation des techniques de post-traitement sur ces séquences favoriseraient l'intégration de cette modalité d'imagerie dans la pratique courante afin de la faire bénéficier au plus grand nombre.

## Références de la thèse

- [1] Duffield SJ, Ellis BM, Goodson N et al. The contribution of musculoskeletal disorders in multimorbidity: Implications for practice and policy. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2017;31:129–44.
- [2] The impact of musculoskeletal disorders on Americans - Opportunities for action. Bone and Joint initiative USA; 2016.
- [3] James SL, Abate D, Abate KH et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *The Lancet* 2018;392:1789–858.
- [4] Sebbag E, Felten R, Sagez F, Sibilia J, Devilliers H, Arnaud L. The world-wide burden of musculoskeletal diseases: a systematic analysis of the World Health Organization Burden of Diseases Database. *Ann Rheum Dis* 2019;78:844–8.
- [5] Jones BH, Canham-Chervak M, Canada S, Mitchener TA, Moore S. Medical surveillance of injuries in the U.S. military: Descriptive epidemiology and recommendations for improvement. *Am J Prev Med* 2010;38:S42–60.
- [6] Couratte Y, Haus-Cheymol R, Lebleu C et al. Caractéristiques des arrêts de travail dans un régiment de l'Armée de Terre. *Médecine Armées* 2007;35:411–5.
- [7] Le Nen D. Le mouvement chez Léonard de Vinci. De l'anatomie à la peinture. *E-Mem Acad Chir* 2008;7:13–20.
- [8] Chèze L. Analyse cinématique du mouvement humain. ISTE Editions, Londres, 2014.
- [9] Lanzer P, Barta C, Botvinick EH, Wiesendanger HU, Modin G, Higgins CB. ECG-synchronized cardiac MR imaging: method and evaluation. *Radiology* 1985;155:681–6.
- [10] Sechtem U, Pflugfelder PW, White RD et al. Cine MR imaging: potential for the evaluation of cardiovascular function. *AJR Am J Roentgenol* 1987;148:239–46.
- [11] Burnett KR, Davis CL, Read J. Dynamic display of the temporomandibular joint meniscus by using "fast-scan" MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1987;149:959–62.
- [12] Shellock FG, Foo TK, Deutsch AL, Mink JH. Patellofemoral joint: evaluation during active flexion with ultrafast spoiled GRASS MR imaging. *Radiology* 1991;180:581–5.
- [13] Melchert UH, Schröder C, Brossmann J, Muhle C. Motion-triggered cine MR imaging of active joint movement. *Magn Reson Imaging* 1992;10:457–60.

- [14] Lingala SG, Sutton BP, Miquel ME, Nayak KS. Recommendations for real-time speech MRI. *J Magn Reson Imaging* 2016;43:28–44.
- [15] Zhang S, Olthoff A, Frahm J. Real-time magnetic resonance imaging of normal swallowing. *J Magn Reson Imaging* 2012;35:1372–9.
- [16] Heye T, Stein D, Antolovic D, Dueck M, Kauczor HU, Hosch W. Evaluation of bowel peristalsis by dynamic cine MRI: Detection of relevant functional disturbances—initial experience. *J Magn Reson Imaging* 2012;35:859–67.
- [17] Colaiacomo MC, Masselli G, Poletini E et al. Dynamic MR imaging of the pelvic floor: A pictorial review. *RadioGraphics* 2009;29:e35.
- [18] Verbruggen SW, Loo JHW, Hayat TTA et al. Modeling the biomechanics of fetal movements. *Biomech Model Mechanobiol* 2016;15:995–1004.
- [19] Borotikar B, Lempereur M, Lelievre M, Burdin V, Ben Salem D, Brochard S. Dynamic MRI to quantify musculoskeletal motion: A systematic review of concurrent validity and reliability, and perspectives for evaluation of musculoskeletal disorders. *PLoS ONE* 2017;12:e0189587.
- [20] Sheehan FT, Smith RM. 3D musculoskeletal kinematics using dynamic MRI. In: Müller B, Wolf SI, Brueggemann GP et al., eds. *Handb. Hum. Motion*. Springer International Publishing, Cham, 2017, p. 1–17.
- [21] Gordon Y, Partovi S, Müller-Eschner M et al. Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging: fundamentals and application to the evaluation of the peripheral perfusion. *Cardiovasc Diagn Ther* 2014;4:147–64.
- [22] Kohlmann R, Iochum S, Walter F, Zhu X, Blum A. La scanographie du mouvement et de ses altérations. In: Dupuis MG, Peetrons P. *Imagerie du mouvement*. Sauramps medical, Montpellier, 2002, p. 163–9.
- [23] Uecker M, Zhang S, Voit D, Dietmar K, Merboldt, Frahm J. Real-time MRI: recent advances using radial FLASH. *Imaging Med* 2012;4:461–76.
- [24] Kastler B, Vetter D. *Comprendre l'IRM*. 8e ed. Elsevier Masson, Paris, 2018.
- [25] Hargreaves B. Rapid gradient-echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 2012;36:1300–13.
- [26] Elster AD. Gradient-echo MR imaging: techniques and acronyms. *Radiology* 1993;186:1–8..

- [27] Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HLM, Shroff MM. Steady-State MR imaging sequences: Physics, classification, and clinical applications. *RadioGraphics* 2008;28:1147–60.
- [28] d'Entremont AG, Nordmeyer-Massner JA, Bos C, Wilson DR, Pruessmann KP. Do dynamic-based MR knee kinematics methods produce the same results as static methods? *Magn Reson Med* 2013;69:1634–44.
- [29] Muhle C, Brossmann J, Melchert UH et al. Functional MRI of the patellofemoral joint: comparison of ultrafast MRI, motion-triggered cine MRI and static MRI. *Eur Radiol* 1995;5:371–8.
- [30] Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Fox JM. Patellar tracking abnormalities: clinical experience with kinematic MR imaging in 130 patients. *Radiology* 1989;172:799–804.
- [31] Schmid MR, Hodler J, Cathrein P, Duewell S, Jacob HAC, Romero J. Is impingement the cause of jumper's knee? Dynamic and static magnetic resonance imaging of patellar tendinitis in an open-configuration system. *Am J Sports Med* 2002;30:388–95.
- [32] Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Galloway HR, Woods KR. Association between abnormal kinematics and degenerative change in knees of people with chronic anterior cruciate ligament deficiency: A magnetic resonance imaging study. *Aust J Physiother* 2005;51:233–40.
- [33] Tokuda O, Awaya H, Taguchi K, Matsunga N. Kinematic MRI of the normal ankle ligaments using a specially designed passive device. *Foot Ankle Int* 2006;27:935–42.
- [34] Sheehan FT, Seisler AR, Siegel KL. In vivo talocrural and subtalar kinematics: A non-invasive 3D dynamic MRI study. *Foot Ankle Int* 2007;28:323–35.
- [35] Shellock FG. Functional assessment of the joints using kinematic magnetic resonance imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 2003;7:249–76.
- [36] Shapiro LM, Gold GE. MRI of weight bearing and movement. *Osteoarthritis Cartilage* 2012;20:69–78.
- [37] Langner I, Fischer S, Eisenschenk A, Langner S. Cine MRI: a new approach to the diagnosis of scapholunate dissociation. *Skeletal Radiol* 2015;44:1103–10.
- [38] Brossmann J, Muhle C, Büll CC et al. Evaluation of patellar tracking in patients with suspected patellar malalignment: cine MR imaging vs arthroscopy. *Am J Roentgenol* 1994;162:361–7.

- [39] Borotikar BS, Sipprell WH, Wible EE, Sheehan FT. A methodology to accurately quantify patellofemoral cartilage contact kinematics by combining 3D image shape registration and cine-PC MRI velocity data. *J Biomech* 2012;45:1117–22.
- [40] Pelc NJ, Herfkens RJ, Shimakawa A, Enzmann DR. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1991;7:229–54.
- [41] Rebmann AJ, Sheehan FT. Precise 3D skeletal kinematics using fast phase contrast magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2003;17:206–13.
- [42] Sheehan FT. The 3D in vivo Achilles' tendon moment arm, quantified during active muscle control and compared across sexes. *J Biomech* 2012;45:225–30.
- [43] Asakawa D, Pappas G, Blemker S, Drace J, Delp S. Cine phase-contrast magnetic resonance imaging as a tool for quantification of skeletal muscle motion. *Semin Musculoskelet Radiol* 2003;7:287–96.
- [44] Asakawa DS, Nayak KS, Blemker SS et al. Real-time imaging of skeletal muscle velocity. *J Magn Reson Imaging* 2003;18:734–9.
- [45] Jensen ER, Morrow DA, Felmlee JP, Murthy NS, Kaufman KR. Method of quantifying three dimensional strain distribution in skeletal muscle using cine phase contrast MRI. *Physiol Meas* 2015;36:N135–46.
- [46] Wentland AL, McWalter EJ, Pal S, Delp SL, Gold GE. Muscle velocity and inertial force from phase contrast magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2015;42:526–32.
- [47] Niitsu M, Campeau NG, Holsinger-Bampton AE, Riederer SJ, Ehman RL. Tracking motion with tagged rapid gradient-echo magnetization-prepared MR imaging. *J Magn Reson Imaging* 1992;2:155–63.
- [48] Moerman KM, Sprengers AMJ, Simms CK, Lamerichs RM, Stoker J, Nederveen AJ. Validation of continuously tagged MRI for the measurement of dynamic 3D skeletal muscle tissue deformation. *Med Phys* 2012;39:1793–810.
- [49] Sinha S, Hodgson JA, Finni T, Lai AM, Grinstead J, Edgerton VR. Muscle kinematics during isometric contraction: Development of phase contrast and spin tag techniques to study healthy and atrophied muscles. *J Magn Reson Imaging* 2004;20:1008–19.
- [50] Muhle C, Brinkmann G, Brossmann J, Wesner F, Heller M. Kinematic MR imaging of the ankle--initial results with ultra-fast sequence imaging. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987 1997;38:885–9.

- [51] Wang EY, Mulholland TP, Pramanik BK et al. Dynamic sagittal half-Fourier acquired single-shot turbo spin-echo MR imaging of the temporomandibular joint: Initial experience and comparison with sagittal oblique proton-attenuation images. *Am J Neuroradiol* 2007;28:1126–32.
- [52] Chiavassa H, Sans N, Galy-Fourcade D et al. Séquence HASTE et ciné-IRM dans l'étude du canal rachidien : évaluation sur 11 sujets sains. *J Radiol* 2000;81:611–7.
- [53] Hargreaves BA, Gold GE, Beaulieu CF, Vasanawala SS, Nishimura DG, Pauly JM. Comparison of new sequences for high-resolution cartilage imaging. *Magn Reson Med* 2003;49:700–9.
- [54] Draper CE, Besier TF, Fredericson M et al. Differences in patellofemoral kinematics between weight-bearing and non-weight-bearing conditions in patients with patellofemoral pain. *J Orthop Res* 2011;29:312–7.
- [55] Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:677–85.
- [56] d'Entremont AG, Wilson DR. Joint mechanics measurement using magnetic resonance imaging. *Top Magn Reson Imaging* 2010;21:325–34.
- [57] Dragoo JL, Phillips C, Schmidt JD et al. Mechanics of the anterior interval of the knee using open dynamic MRI. *Clin Biomech* 2010;25:433–7.
- [58] Vedi V, Williams A, Tennant SJ, Spouse E, Hunt DM, Gedroyc WM. Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:37–41.
- [59] Draper CE, Santos JM, Kourtis LC et al. Feasibility of using real-time MRI to measure joint kinematics in 1.5T and open-bore 0.5T systems. *J Magn Reson Imaging* 2008;28:158–66.
- [60] Tempelaere C, Pierrart J, Lefèvre-Colau MM et al. Dynamic three-dimensional shoulder MRI during active motion for investigation of rotator cuff diseases. *PLoS ONE* 2016;11:e0158563.
- [61] Tasaki A, Nimura A, Nozaki T et al. Quantitative and qualitative analyses of subacromial impingement by kinematic open MRI. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015;23:1489–97.

- [62] Kaiser P, Kellermann F, Arora R, Henninger B, Rudisch A. Diagnosing extensor carpi ulnaris tendon dislocation with dynamic rotation MRI of the wrist. *Clin Imaging* 2018;51:323–6.
- [63] Schellhammer F, Vantorre A. Semi-dynamic MRI of climbing-associated injuries of the finger. *Skeletal Radiol* 2019;48:1435–7.
- [64] Burke CJ, Walter WR, Gyftopoulos S et al. Real-Time assessment of femoroacetabular motion using radial gradient echo magnetic resonance arthrography at 3 Tesla in routine clinical practice: A pilot study. *Arthroscopy* 2019;35:2366–74.
- [65] Burke CJ, Kaplan D, Block T et al. Clinical utility of continuous radial magnetic resonance imaging acquisition at 3 T in real-time patellofemoral kinematic assessment: A feasibility study. *Arthroscopy* 2018;34:726–33.
- [66] Muhle C, Brossmann J, Heller M. Kinematic CT and MR imaging of the patellofemoral joint. *Eur Radiol* 1999;9:508–18.
- [67] Guenoun D, Vaccaro J, Le Corroller T et al. A dynamic study of the anterior cruciate ligament of the knee using an open MRI. *Surg Radiol Anat* 2017;39:307–14.
- [68] Haughom BD, Souza R, Schairer WW, Li X, Benjamin Ma C. Evaluating rotational kinematics of the knee in ACL-ruptured and healthy patients using 3.0 Tesla magnetic resonance imaging. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:663–70.
- [69] Barrance PJ, Williams GN, Snyder-Mackler L, Buchanan TS. Altered knee kinematics in ACL-deficient non-copers: A comparison using dynamic MRI. *J Orthop Res* 2006;24:132–40.
- [70] Studler U, White LM, Deslandes M, Geddes C, Sussman MS, Theodoropoulos J. Feasibility study of simultaneous physical examination and dynamic MR imaging of medial collateral ligament knee injuries in a 1.5-T large-bore magnet. *Skeletal Radiol* 2011;40:335–43.
- [71] VanPelt MD, Landrum MR, Igbini M, Wadhwa V, Chhabra A. Kinematic magnetic resonance imaging of peroneal tendon subluxation with intraoperative correlation. *J Foot Ankle Surg* 2017;56:395–7.
- [72] Lungu E, Moser TP. A practical guide for performing arthrography under fluoroscopic or ultrasound guidance. *Insights Imaging* 2015;6:601.

- [73] Bessoud B, Denys A, Calmes JM et al. Nonoperative management of traumatic splenic injuries: Is there a role for proximal splenic artery embolization? *AJR Am J Roentgenol* 2006;186:779–85.
- [74] Ma Y, Gogin N, Cathier P et al. Real-time x-ray fluoroscopy-based catheter detection and tracking for cardiac electrophysiology interventions. *Med Phys* 2013;40:071902.
- [75] Ul-Abadin Z, Khan FR, Rauf S, Rauf N. Use of X-ray fluoroscopy in orthopedic operations: The patient's perspective. *Drug Healthc Patient Saf* 2009:21.
- [76] von Wrangel A, Cederblad Å, Rodriguez-Catarino M. Fluoroscopically guided percutaneous vertebroplasty: Assessment of radiation doses and implementation of procedural routines to reduce operator exposure. *Acta Radiol* 2009;50:490–6.
- [77] Bey MJ, Kline SK, Tashman S, Zauel R. Accuracy of biplane x-ray imaging combined with model-based tracking for measuring in-vivo patellofemoral joint motion. *J Orthop Surg* 2008;3:38.
- [78] Ito K, Hosoda K, Shimizu M et al. Direct assessment of 3D foot bone kinematics using biplanar X-ray fluoroscopy and an automatic model registration method. *J Foot Ankle Res* 2015;8.
- [79] Zhu Z, Li G. An automatic 2D–3D image matching method for reproducing spatial knee joint positions using single or dual fluoroscopic images. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012;15:1245–56.
- [80] Kijima T, Matsuki K, Ochiai N et al. In vivo 3-dimensional analysis of scapular and glenohumeral kinematics: comparison of symptomatic or asymptomatic shoulders with rotator cuff tears and healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 2015;24:1817–26.
- [81] Akbari-Shandiz M, Lawrence RL, Ellingson AM, Johnson CP, Zhao KD, Ludewig PM. MRI vs CT-based 2D-3D auto-registration accuracy for quantifying shoulder motion using biplane video-radiography. *J Biomech* 2019;82:375–80.
- [82] Toms AP, Chojnowski A, Cahir JG. Midcarpal instability: a radiological perspective. *Skeletal Radiol* 2011;40:533–41.
- [83] Kapron AL, Aoki SK, Peters CL et al. Accuracy and feasibility of dual fluoroscopy and model-based tracking to quantify in vivo hip kinematics during clinical exams. *J Appl Biomech* 2014;30:461–70.

- [84] Komistek RD, Stiehl JB, Buechel FF, Northcut EJ, Hajner ME. A determination of ankle kinematics using fluoroscopy. *Foot Ankle Int* 2000;21:343–50.
- [85] Wiggers JK, Streekstra GJ, Kloen P, Mader K, Goslings JC, Schep NWL. Surgical accuracy in identifying the elbow rotation axis on fluoroscopic images. *J Hand Surg* 2014;39:1141–5.
- [86] Anderst WJ, Donaldson WF, Lee JY, Kang JD. Continuous cervical spine kinematics during in vivo dynamic flexion-extension. *Spine J* 2014;14:1221–7.
- [87] Kobayashi K, Sakamoto M, Hosseini A, Rubash HE, Li G. In-vivo patellar tendon kinematics during weight-bearing deep knee flexion. *J Orthop Res* 2012;30:1596–603.
- [88] D’Isidoro F, Eschle P, Zumbrunn T, Sommer C, Scheidegger S, Ferguson SJ. Determining 3D kinematics of the hip using video fluoroscopy: Guidelines for balancing radiation dose and registration accuracy. *J Arthroplasty* 2017;32:3213–8.
- [89] Cordoliani Y, Foehrenbach H. *Radioprotection en milieu médical*. 3e ed. Elsevier, Paris, 2014.
- [90] Le Marec E, Hauret L, Boyer B. Principes physiques du scanner hélicoïdal. Première partie : formation de l’image. *Feuill Radiol* 2002;42:139–50.
- [91] Teixeira P, Gervaise A, Louis M et al. Musculoskeletal wide-detector CT kinematic evaluation: From motion to image. *Semin Musculoskelet Radiol* 2015;19:456–62.
- [92] Gondim Teixeira PA, Gervaise A, Louis M et al. Musculoskeletal wide detector CT: principles, techniques and applications in clinical practice and research. *Eur J Radiol* 2015;84:892–900.
- [93] Alta TD, Bell SN, Troupis JM, Coghlan JA, Miller D. The new 4-dimensional computed tomographic scanner allows dynamic visualization and measurement of normal acromioclavicular joint motion in an unloaded and loaded condition. *J Comput Assist Tomogr* 2012;36:749–54.
- [94] Goh YP, Lau KK. Using the 320-multidetector Computed Tomography scanner for four-dimensional functional assessment of the elbow joint. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2012;41:E20-24.
- [95] Kakar S, Breighner RE, Leng S et al. The Role of Dynamic (4D) CT in the Detection of scapholunate ligament Injury. *J Wrist Surg* 2016;5:306–10.

- [96] Wassilew GI, Janz V, Heller MO et al. Real time visualization of femoroacetabular impingement and subluxation using 320-slice computed tomography. *J Orthop Res* 2013;31:275–81.
- [97] Forsberg D, Lindblom M, Quick P, Gauffin H. Quantitative analysis of the patellofemoral motion pattern using semi-automatic processing of 4D CT data. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2016;11:1731–41.
- [98] Teixeira PAG, Formery AS, Balazuc G et al. Comparison between subtalar joint quantitative kinematic 4-D CT parameters in healthy volunteers and patients with joint stiffness or chronic ankle instability: A preliminary study. *Eur J Radiol* 2019;114:76–84.
- [99] Rauch A, Arab WA, Dap F, Dautel G, Blum A, Gondim Teixeira PA. Four-dimensional CT analysis of wrist kinematics during radioulnar deviation. *Radiology* 2018;289:750–8.
- [100] Carr R, MacLean S, Slavotinek J, Bain GI. Four-dimensional computed tomography scanning for dynamic wrist disorders: Prospective analysis and recommendations for clinical utility. *J Wrist Surg* 2019;08:161–7.
- [101] Tay SC, Primak AN, Fletcher JG, Schmidt B, An K-N, McCollough CH. Understanding the relationship between image quality and motion velocity in gated computed tomography: Preliminary work for 4-dimensional musculoskeletal imaging. *J Comput Assist Tomogr* 2008;32:634–9.
- [102] Gondim Teixeira PA, Formery AS, Hossu G et al. Evidence-based recommendations for musculoskeletal kinematic 4D-CT studies using wide area-detector scanners: a phantom study with cadaveric correlation. *Eur Radiol* 2017;27:437–46.
- [103] Kwong Y, Mel AO, Wheeler G, Troupis JM. Four-dimensional computed tomography (4DCT): A review of the current status and applications. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2015;59:545–54.
- [104] Omoumi P, Verdun FR, Becce F. Optimization of radiation dose and image quality in musculoskeletal CT: Emphasis on iterative reconstruction techniques (Part 2). *Semin Musculoskelet Radiol* 2015;19:422–30.
- [105] Park J, Chai JW, Kim DH, Cha SW. Dynamic ultrasonography of the shoulder. *Ultrasonography* 2018;37:190–9.

- [106] Guillin R, Marchand AJ, Roux A, Niederberger E, Duvauferrier R. Imaging of snapping phenomena. *Br J Radiol* 2012;85:1343–53.
- [107] Pesquer L, Guillo S, Poussange N, Pele E, Meyer P, Dallaudière B. Dynamic ultrasound of peroneal tendon instability. *Br J Radiol* 2016;89:20150958.
- [108] Puipe GD, Lindenblatt N, Gnannt R, Giovanoli P, Andreisek G, Calcagni M. Prospective morphologic and dynamic assessment of deep flexor tendon healing in zone II by high-frequency ultrasound: Preliminary experience. *AJR Am J Roentgenol* 2011;197:W1110–7.
- [109] Fath F, Blazevich AJ, Waugh CM, Miller SC, Korff T. Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans. *J Appl Physiol* 2010;109:1644–52.
- [110] Raiteri BJ, Cresswell AG, Lichtwark GA. Three-dimensional geometrical changes of the human tibialis anterior muscle and its central aponeurosis measured with three-dimensional ultrasound during isometric contractions. *PeerJ* 2016;4:e2260.
- [111] Sikdar S, Wei Q, Cortes N. Dynamic ultrasound imaging applications to quantify musculoskeletal function. *Exerc Sport Sci Rev* 2014;42:126–35.
- [112] Amin DV, Kanade T, Digioia AM, Jaramaz B. Ultrasound registration of the bone surface for surgical navigation. *Comput Aided Surg* 2003;8:1–16.
- [113] Li M, Huang Q, Li W, Li J. CT to ultrasound registration for non-invasive kinematic analysis of knee joints. 2017 4th Int. Conf. Syst. Inform. ICSAI, 2017, p. 1197–202.
- [114] Clarke EC, Martin JH, d'Entremont AG, Pandy MG, Wilson DR, Herbert RD. A non-invasive, 3D, dynamic MRI method for measuring muscle moment arms in vivo: Demonstration in the human ankle joint and Achilles tendon. *Med Eng Phys* 2015;37:93–9.
- [115] Huang SY, Seethamraju RT, Patel P, Hahn PF, Kirsch JE, Guimaraes AR. Body MR imaging: Artifacts, k-Space, and solutions. *RadioGraphics* 2015;35:1439–60.
- [116] Uecker M, Zhang S, Voit D, Karaus A, Merboldt KD, Frahm J. Real-time MRI at a resolution of 20 ms. *NMR Biomed* 2010;23:986–94..
- [117] Zhang S, Block KT, Frahm J. Magnetic resonance imaging in real time: Advances using radial FLASH. *J Magn Reson Imaging* 2010;31:101–9.
- [118] Shaw CB, Foster BH, Borgese M et al. Real-time three-dimensional MRI for the assessment of dynamic carpal instability. *PLoS ONE* 2019;14:e0222704.

- [119] Frahm J, Voit D, Uecker M. Real-time magnetic resonance imaging: Radial gradient-echo sequences with nonlinear inverse reconstruction. *Invest Radiol* 2019;54:757–66.
- [120] Chen F, Taviani V, Malkiel I et al. Variable-density single-shot fast spin-echo MRI with deep learning reconstruction by using variational networks. *Radiology* 2018;289:366–73.
- [121] Hammernik K, Klatzer T, Kobler E et al. Learning a variational network for reconstruction of accelerated MRI data. *Magn Reson Med* 2018;79:3055–71.
- [122] Bayer T, Adler W, Janka R, Uder M, Roemer F. Magnetic resonance cinematography of the fingers: a 3.0 Tesla feasibility study with comparison of incremental and continuous dynamic protocols. *Skeletal Radiol* 2017;46:1721–8.
- [123] Fuchs F, Laub G, Othomo K. TrueFISP—technical considerations and cardiovascular applications. *Eur J Radiol* 2003;46:28–32.
- [124] Abolmaali ND, Schmitt J, Schwarz W, Toll DE, Hinterwimmer S, Vogl TJ. Visualization of the articular disk of the temporomandibular joint in near-real-time MRI: feasibility study. *Eur Radiol* 2004;14:1889–94.
- [125] Zhang S, Gersdorff N, Frahm J. Real-time magnetic resonance imaging of temporomandibular joint dynamics. *Open Med Imaging J* 2011;5.
- [126] Björk M, Ingle RR, Gudmundson E, Stoica P, Nishimura DG, Barral JK. Parameter estimation approach to banding artifact reduction in balanced steady-state free precession. *Magn Reson Med* 2014;72:880–92.
- [127] Bangerter NK, Hargreaves BA, Vasanawala SS, Pauly JM, Gold GE, Nishimura DG. Analysis of multiple-acquisition SSFP. *Magn Reson Med* 2004;51:1038–47.
- [128] Kim KH, Park SH. Artificial neural network for suppression of banding artifacts in balanced steady-state free precession MRI. *Magn Reson Imaging* 2017;37:139–46.
- [129] Boutin RD, Buonocore MH, Immerman I et al. Real-time magnetic resonance imaging (MRI) during active wrist motion—Initial observations. *PLoS ONE* 2013;8:e84004.
- [130] Henrichon SS, Foster BH, Shaw C et al. Dynamic MRI of the wrist in less than 20 seconds: normal midcarpal motion and reader reliability. *Skeletal Radiol* 2019.
- [131] Pierrart J, Lefèvre-Colau MM, Skalli W et al. New dynamic three-dimensional MRI technique for shoulder kinematic analysis. *J Magn Reson Imaging* 2014;39:729–34.

- [132] Lin CC, Zhang S, Frahm J, Lu TW, Hsu CY, Shih TF. A slice-to-volume registration method based on real-time magnetic resonance imaging for measuring three-dimensional kinematics of the knee. *Med Phys* 2013;40:102302.
- [133] Makki K, Borotikar B, Garetier M, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. In vivo ankle joint kinematics from dynamic magnetic resonance imaging using a registration-based framework. *J Biomech* 2019;86:193–203.
- [134] Makki K, Borotikar B, Garetier M et al. 4D in vivo quantification of ankle joint space width using dynamic MRI. *Conf IEEE Eng Med Biol Soc* 2019;2019:2115–8.
- [135] Fiorentino NM, Lin JS, Ridder KB, Guttman MA, McVeigh ER, Blemker SS. Rectus femoris knee muscle moment arms measured *in vivo* during dynamic motion with real-time magnetic resonance imaging. *J Biomech Eng* 2013;135:044501.
- [136] Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL et al. The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on measurement properties of health status measurement instruments: an international Delphi study. *Qual Life Res* 2010;19:539–49.
- [137] Pons C. Analyse morphologique et biomécanique de l'épaule et du membre supérieur des enfants avec une paralysie obstétricale du plexus brachial : impact sur les thérapeutiques [Thèse]. Brest (France) : Université de Bretagne Loire ; 2018.
- [138] Walther BA, Moore JL. The concepts of bias, precision and accuracy, and their use in testing the performance of species richness estimators, with a literature review of estimator performance. *Ecography* 2005;28:815–29.
- [139] Gilles B, Perrin R, Magnenat-Thalmann N, Vallee JP. Bone motion analysis from dynamic MRI: acquisition and tracking. *Acad Radiol* 2005;12:1285–92.
- [140] Draper CE, Besier TF, Santos JM et al. Using real-time MRI to quantify altered joint kinematics in subjects with patellofemoral pain and to evaluate the effects of a patellar brace or sleeve on joint motion. *J Orthop Res* 2009;27:571–7
- [141] Lin CC, Zhang S, Hsu CY, Frahm J, Lu TW, Shih TF. Measuring three-dimensional tibiofemoral kinematics using dual-slice real-time magnetic resonance imaging. *Med Phys* 2019;46:4588–99..
- [142] Behnam AJ, Herzka DA, Sheehan FT. Assessing the accuracy and precision of musculoskeletal motion tracking using cine-PC MRI on a 3.0T platform. *J Biomech* 2011;44:193–7.

- [143] Sheehan FT, Zajac FE, Drace JE. Using cine phase contrast magnetic resonance imaging to non-invasively study in vivo knee dynamics. *J Biomech* 1997;31:21–6.
- [144] Kaiser J, Monawer A, Chaudhary R et al. Accuracy of model-based tracking of knee kinematics and cartilage contact measured by dynamic volumetric MRI. *Med Eng Phys* 2016;38:1131–5.
- [145] Brizon J, Castaing J. *Ostéologie du membre supérieur*. vol. 1. Maloine, Paris, 1996.
- [146] Le Nen D, Laulan J. *Sémiologie de la main, du poignet et des nerfs périphériques*. 2e ed. Sauramps medical, Montpellier, 2019.
- [147] Brizon J, Castaing J. *Muscle du membre supérieur*. vol. 4. Maloine, Paris, 1997.
- [148] Brizon J, Castaing J. *Nerfs du membre supérieur*. vol. 8. Maloine, Paris, 2003.
- [149] Arbuckle JD, McGrouther DA. Measurement of the arc of digital flexion and joint movement ranges. *J Hand Surg Br* 1995;20:836–40.
- [150] Goodman HJ, Choueka J. Biomechanics of the flexor tendons. *Hand Clin* 2005;21:129–49.
- [151] Peterson WW, Manske PR, Bollinger BA, Lesker PA, McCarthy JA. Effect of pulley excision on flexor tendon biomechanics. *J Orthop Res* 1986;4:96–101.
- [152] Rispler D, Greenwald D, Shumway S, Allan C, Mass D. Efficiency of the flexor tendon pulley system in human cadaver hands. *J Hand Surg* 1996;21:444–50.
- [153] Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJ 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. *J Biomech* 2005;38:981–92.
- [154] Fowler NK, Nicol AC, Condon B, Hadley D. Method of determination of three dimensional index finger moment arms and tendon lines of action using high resolution MRI scans. *J Biomech* 2001;34:791–7.
- [155] Lee K-S, Jung M-C. Ergonomic evaluation of biomechanical hand function. *Saf Health Work* 2015;6:9–17.
- [156] An KN, Ueba Y, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *J Biomech* 1983;16:419–25.
- [157] Chao E, An K, Cooney W, Linscheid RL. *Biomechanics of the hand. A basic research study*. World Scientific Publishing, Singapore, 1989.
- [158] Degeorges R, Oberlin C. Measurement of three-joint-finger motions: reality or fancy? A three-dimensional anatomical approach. *Surg Radiol Anat* 2003;25:105–12.

- [159] Horibe S, Woo SL-Y, Spiegelman JJ, Marcin JP, Gelberman RH. Excursion of the flexor digitorum profundus tendon: A kinematic study of the human and canine digits. *J Orthop Res* 1990;8:167–74.
- [160] Kamper DG, George Hornby T, Rymer WZ. Extrinsic flexor muscles generate concurrent flexion of all three finger joints. *J Biomech* 2002;35:1581–9.
- [161] Korstanje JWH, Schreuders TR, van der Sijde J, Hovius SER, Bosch JG, Selles RW. Ultrasonographic assessment of long finger tendon excursion in zone v during passive and active tendon gliding exercises. *J Hand Surg* 2010;35:559–65.
- [162] Leijnse JNAL, Quesada PM, Spoor CW. Kinematic evaluation of the finger's interphalangeal joints coupling mechanism—variability, flexion–extension differences, triggers, locking swanneck deformities, anthropometric correlations. *J Biomech* 2010;43:2381–93.
- [163] Yang TH, Lu SC, Lin WJ et al. Assessing finger joint biomechanics by applying equal force to flexor tendons in vitro using a novel simultaneous approach. *PLoS ONE* 2016;11:e0160301.
- [164] Wehbé MA, Hunter JM. Flexor tendon gliding in the hand. Part I. In vivo excursions. *J Hand Surg* 1985;10:570–4.
- [165] Armstrong TJ, Chaffin DB. An investigation of the relationship between displacements of the finger and wrist joints and the extrinsic finger flexor tendons. *J Biomech* 1978;11:119–28.
- [166] Soeters JNM, Roebroek ME, Holland WPJ, Hovius SER, Stam HJ. Non-invasive measurement of tendon excursion with a colour Doppler imaging system: a reliability study in healthy subjects. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38:356–60.
- [167] Tanaka T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN. Flexor digitorum profundus tendon tension during finger manipulation. *J Hand Ther* 2005;18:330–8.
- [168] Dufour M, Langlois K, Pillu M, Del Valle Acedo S. *Biomécanique fonctionnelle: Membres-Tête-Tronc*. 2e ed. Elsevier Masson, Paris, 2017.
- [169] Franko OI, Winters TM, Tirrell TF, Hentzen ER, Lieber RL. Moment arms of the human digital flexors. *J Biomech* 2011;44:1987–90.
- [170] Li K, Zhang X. A probabilistic finger biodynamic model better depicts the roles of the flexors during unloaded flexion. *J Biomech* 2010;43:2618–24.

- [171] Wilson DL, Zhu Q, Duerk JL, Mansour JM, Kilgore K, Crago PE. Estimation of tendon moment arms from three-dimensional magnetic resonance images. *Ann Biomed Eng* 1999;27:247–56.
- [172] Doyle JR. Palmar and digital flexor tendon pulleys. *Clin Orthop* 2001;383:84–96.
- [173] Brand PW, Cranor KC, Ellis JC. Tendon and pulleys at the metacarpophalangeal joint of a finger. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57:779–84.
- [174] Landsmeer JM. Studies in the anatomy of articulation. I. The equilibrium of the “intercalated” bone. *Acta Morphol Neerl Scand* 1961;3:287–303.
- [175] Wu JZ, An K-N, Cutlip RG, Dong RG. A practical biomechanical model of the index finger simulating the kinematics of the muscle/tendon excursions. *Biomed Mater Eng* 2010;20:89–97.
- [176] Kociolek AM, Keir PJ. Modelling tendon excursions and moment arms of the finger flexors: anatomic fidelity versus function. *J Biomech* 2011;44:1967–73.
- [177] Maganaris CN. Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons. *Eur J Appl Physiol* 2004;91:130–9.
- [178] Schober P, Boer C, Schwarte LA. Correlation coefficients: Appropriate use and interpretation. *Anesth Analg* 2018;126:1763–8.
- [179] Cicchetti DV, Sparrow SA. Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: applications to assessment of adaptive behavior. *Am J Ment Defic* 1981;86:127–37.
- [180] Bain GI, Polites N, Higgs BG, Heptinstall RJ, McGrath AM. The functional range of motion of the finger joints. *J Hand Surg Eur Vol* 2015;40:406–11.
- [181] Häger-Ross C, Schieber MH. Quantifying the independence of human finger movements: comparisons of digits, hands, and movement frequencies. *J Neurosci* 2000;20:8542–50.
- [182] An KN, Takahashi K, Harrigan TP, Chao EY. Determination of muscle orientations and moment arms. *J Biomech Eng* 1984;106:280–2.
- [183] Rugg SG, Gregor RJ, Mandelbaum BR, Chiu L. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech* 1990;23:495–501.
- [184] Hashizume S, Iwanuma S, Akagi R, Kanehisa H, Kawakami Y, Yanai T. In vivo determination of the Achilles tendon moment arm in three-dimensions. *J Biomech* 2012;45:409–13.

- [185] Arnet U, Muzykewicz DA, Fridén J, Lieber RL. Intrinsic hand muscle function, Part 1: Creating a functional grasp. *J Hand Surg* 2013;38:2093–9.
- [186] Ketchum LD, Thompson D, Pocock G, Wallingford D. A clinical study of forces generated by the intrinsic muscles of the index finger and the extrinsic flexor and extensor muscles of the hand. *J Hand Surg* 1978;3:571–8.
- [187] Yoshii Y, Henderson J, Villarraga HR, Zhao C, An KN, Amadio PC. Ultrasound assessment of the motion patterns of human flexor digitorum superficialis and profundus tendons with speckle tracking. *J Orthop Res* 2011;29:1465–9.
- [188] Lee SSM, Lewis GS, Piazza SJ. An algorithm for automated analysis of ultrasound images to measure tendon excursion in vivo. *J Appl Biomech* 2008;24:75–82.
- [189] de Jong JP, Nguyen JT, Sonnema AJM, Nguyen EC, Amadio PC, Moran SL. The incidence of acute traumatic tendon injuries in the hand and wrist: A 10-year population-based study. *Clin Orthop Surg* 2014;6:196.
- [190] Tang JB. Clinical outcomes associated with flexor tendon repair. *Hand Clin* 2005;21:199–210.
- [191] Tang JB. Flexor Tendon Injuries. *Clin Plast Surg* 2019;46:295–306.
- [192] Elliot D, Giesen T. Avoidance of unfavourable results following primary flexor tendon surgery. *Indian J Plast Surg* 2013;46:312–24.
- [193] Myer C, Fowler JR. Flexor Tendon Repair. *Orthop Clin North Am* 2016;47:219–26.
- [194] Zhao C, Amadio PC, Zobitz ME, Momose T, Couvreur P, An KN. Gliding resistance after repair of partially lacerated human flexor digitorum profundus tendon in vitro. *Clin Biomech Bristol Avon* 2001;16:696–701.
- [195] Strickland JW. Biologic rationale, clinical application, and results of early motion following flexor tendon repair. *J Hand Ther* 1989;2:71–83.
- [196] Strickland JW. The scientific basis for advances in flexor tendon surgery. *J Hand Ther* 2005;18:94–110.
- [197] Khor WS, Langer MF, Wong R, Zhou R, Peck F, Wong JKF. Improving outcomes in tendon repair: A critical look at the evidence for flexor tendon repair and rehabilitation. *Plast Reconstr Surg* 2016;138:1045e–58e.
- [198] Duran R, Houser R. Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones 2 and 3. In : *AAOS Symposium on tendon surgery in the hand*. Mosby, St Louis (Mo), 1975, p. 105–14.

- [199] Chan T, Ho C, Lee W, Fung Y, Law Y, Tsang C. Functional outcome of the hand following flexor tendon repair at the 'no man's land.' *J Orthop Surg* 2006;14:178–83.
- [200] Momeni A, Grauel E, Chang J. Complications after flexor tendon injuries. *Hand Clin* 2010;26:179–89.
- [201] Moriya K, Yoshizu T, Tsubokawa N, Narisawa H, Maki Y. Incidence of tenolysis and features of adhesions in the digital flexor tendons after multi-strand repair and early active motion: *J Hand Surg Eur Vol* 2018.
- [202] Harris SB, Harris D, Foster AJ, Elliot D. The aetiology of acute rupture of flexor tendon repairs in zones 1 and 2 of the fingers during early mobilization. *J Hand Surg Br* 1999;24:275–80.
- [203] Wu YF, Tang JB. Tendon healing, edema, and resistance to flexor tendon gliding: clinical implications. *Hand Clin* 2013;29:167–78.
- [204] Silfverskiöld KL, May EJ, Törnvall AH. Gap formation during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: a prospective clinical study. *J Hand Surg* 1992;17:539–46.
- [205] Seradge H. Elongation of the repair configuration following flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1983;8:182–5.
- [206] Reissner L, Zechmann-Mueller N, Klein HJ, Calcagni M, Giesen T. Sonographic study of repair, gapping and tendon bowstringing after primary flexor digitorum profundus repair in zone 2. *J Hand Surg Eur Vol* 2018;43:480–6.
- [207] Sugun TS, Karabay N, Toros T, Ozaksar K, Kayalar M, Bal E. Validity of ultrasonography in surgically treated zone 2 flexor tendon injuries. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2010;44:452–7.
- [208] Drapé JL, Silbermann-Hoffman O, Houvet P et al. Complications of flexor tendon repair in the hand: MR imaging assessment. *Radiology* 1996;198:219–24.
- [209] Corduff N, Jones R, Ball J. The role of ultrasound in the management of zone 1 flexor tendon injuries. *J Hand Surg Br* 1994;19:76–80.
- [210] Matloub HS, Dzwierzynski WW, Erickson S, Sanger JR, Yousif NJ, Muoneke V. Magnetic resonance imaging scanning in the diagnosis of zone II flexor tendon rupture. *J Hand Surg* 1996;21:451–5.
- [211] Calandruccio JH, Steichen JB. Magnetic resonance imaging for diagnosis of digital flexor tendon rupture after primary repair. *J Hand Surg Br* 1995;20:289–90.

- [212] Lapegue F, Andre A, Brun C et al. Pathologie traumatique des tendons fléchisseurs. *J Radiol Diagn Interv* 2015;96:570–83.
- [213] Bühler M, Johnson G, Meikle G. Longitudinal in vivo ultrasound observations of the surgically repaired zone II flexor digitorum profundus tendon. *Ultrasound Med Biol* 2015;41:3018–22.
- [214] Soeters JNM, Roebroek ME, Holland WPJ, Hovius SER, Stam HJ. Reliability of tendon excursion measurements in patients using a color Doppler imaging system. *J Hand Surg* 2004;29:581–6.
- [215] Silfverskiöl KL, May EJ, Törnvall AH. Flexor digitorum profundus tendon excursions during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: A prospective clinical study. *J Hand Surg* 1992;17:122–31.
- [216] Libberecht K, Lafaire C, Van Hee R. Evaluation and functional assessment of flexor tendon repair in the hand. *Acta Chir Belg* 2006;106:560–5.
- [217] Stegink Jansen CW, Watson MG. Measurement of range of motion of the finger after flexor tendon repair in zone II of the hand. *J Hand Surg* 1993;18:411–7.
- [218] Strickland JW, Glogovac SV. Digital function following flexor tendon repair in Zone II: A comparison of immobilization and controlled passive motion techniques. *J Hand Surg* 1980;5:537–43.
- [219] Small JO, Brennen MD, Colville J. Early active mobilisation following flexor tendon repair in zone 2. *J Hand Surg Br* 1989;14:383–91.
- [220] Clavero JA, Alomar X, Monill JM et al. MR imaging of ligament and tendon injuries of the fingers. *RadioGraphics* 2002;22:237–56.
- [221] Bianchi S, Martinoli C, de Gautard R, Gaignot C. Ultrasound of the digital flexor system: Normal and pathological findings. *J Ultrasound* 2007;10:85–92.
- [222] Jones D, Round J, de Haan A. *Skeletal muscle : From molecules to movement*. Churchill Livingstone, Elsevier Science Limited, London, 2004.
- [223] Brizon J, Castaing J. *Muscle du membre inférieur*. vol. 5. Maloine, Paris, 1996.
- [224] Pons C, Borotikar B, Garetier M et al. Quantifying skeletal muscle volume and shape in humans using MRI: A systematic review of validity and reliability. *PLoS ONE* 2018;13:e0207847.
- [225] Tracy BL, Ivey FM, Jeffrey Metter E, Fleg JL, Siegel EL, Hurley BF. A more efficient magnetic resonance imaging-based strategy for measuring quadriceps muscle volume. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:425–33.

- [226] Ropars J, Gravot F, Ben Salem D, Rousseau F, Brochard S, Pons C. Muscle MRI: A biomarker of disease severity in Duchenne muscular dystrophy? A systematic review. *Neurology* 2020;94:117–33.
- [227] Hollingsworth KG, de Sousa PL, Straub V, Carlier PG. Towards harmonization of protocols for MRI outcome measures in skeletal muscle studies: Consensus recommendations from two TREAT-NMD NMR workshops, 2 May 2010, Stockholm, Sweden, 1–2 October 2009, Paris, France. *Neuromuscul Disord* 2012;22:S54–67.
- [228] Bonny J-M, Zanca M, Boespflug-Tanguy O, Dedieu V, Joandel S, Renou JP. Characterization in vivo of muscle fiber types by Magnetic Resonance Imaging. *Magn Reson Imaging* 1998;16:167–73.
- [229] Budzik JF, Balbi V, Verclytte S, Pansini V, Le Thuc V, Cotten A. Diffusion tensor imaging in musculoskeletal disorders. *Radiographics* 2014;34:E56-72.
- [230] Damon BM, Buck AK, Ding Z. Diffusion-tensor MRI-based skeletal muscle fiber tracking. *Imaging Med* 2011;3:675–87.
- [231] Oudeman J, Nederveen AJ, Strijkers GJ, Maas M, Luijten PR, Froeling M. Techniques and applications of skeletal muscle diffusion tensor imaging: A review. *J Magn Reson Imaging* 2016;43:773–88.
- [232] Glaser KJ, Manduca A, Ehman RL. Review of MR elastography applications and recent developments. *J Magn Reson Imaging* 2012;36.
- [233] Affagard J-S. Identification des propriétés hyperélastiques des muscles de la cuisse à l'état passif. Couplage des techniques de corrélation d'images aux techniques d'imagerie médicale [Thèse]. Compiègne (France): Université de Technologie de Compiègne ; 2013.
- [234] Bensamoun SF, Ringleb SI, Littrell L et al. Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography. *J Magn Reson Imaging* 2006;23:242–7.
- [235] Dresner MA, Rose GH, Rossman PJ, Muthupillai R, Manduca A, Ehman RL. Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:269–76.
- [236] Barnouin Y, Butler-Browne G, Voit T et al. Manual segmentation of individual muscles of the quadriceps femoris using MRI: A reappraisal. *J Magn Reson Imaging* 2014;40:239–47.
- [237] Morse CI, Degens H, Jones DA. The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men. *Eur J Appl Physiol* 2007;100:267–74.

- [238] Delaney S, Worsley P, Warner M, Taylor M, Stokes M. Assessing contractile ability of the quadriceps muscle using ultrasound imaging. *Muscle Nerve* 2010;42:530–8.
- [239] Dick TJM, Wakeling JM. Geometric models to explore mechanisms of dynamic shape change in skeletal muscle. *R Soc Open Sci* 2018;5:172371.
- [240] Mahlfeld K, Franke J, Awiszus F. Postcontraction changes of muscle architecture in human quadriceps muscle. *Muscle Nerve* 2004;29:597–600.
- [241] Randhawa A, Wakeling JM. Transverse anisotropy in the deformation of the muscle during dynamic contractions. *J Exp Biol* 2018;221.
- [242] Yamauchi K, Yoshiko A, Suzuki S et al. Estimation of individual thigh muscle volumes from a single-slice muscle cross-sectional area and muscle thickness using magnetic resonance imaging in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Surg* 2017;25:230949901774310.
- [243] Vanmechelen IM, Shortland AP, Noble JJ. Lower limb muscle volume estimation from maximum cross-sectional area and muscle length in cerebral palsy and typically developing individuals. *Clin Biomech* 2018;51:40–4.
- [244] Mersmann F, Bohm S, Schroll A, Boeth H, Duda G, Arampatzis A. Muscle shape consistency and muscle volume prediction of thigh muscles: Thigh muscle volume prediction. *Scand J Med Sci Sports* 2015;25:e208–13.
- [245] Fischmann A, Morrow JM, Sinclair CDJ et al. Improved anatomical reproducibility in quantitative lower-limb muscle MRI. *J Magn Reson Imaging* 2014;39:1033–8.
- [246] Im HS, Alter KE, Brochard S, Pons C, Sheehan FT. In vivo pediatric shoulder muscle volumes and their relationship to 3D strength. *J Biomech* 2014;47:2730–7.
- [247] Taylor RJ, Moody WE, Umar F et al. Myocardial strain measurement with feature-tracking cardiovascular magnetic resonance: normal values. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2015;16:871–81.
- [248] Scatteia A, Baritussio A, Bucciarelli-Ducci C. Strain imaging using cardiac magnetic resonance. *Heart Fail Rev* 2017;22:465–76.
- [249] Schuster A, Hor KN, Kowallick JT, Beerbaum P, Kutty S. Cardiovascular magnetic resonance myocardial feature tracking: Concepts and clinical applications. *Circ Cardiovasc Imaging* 2016;9:e004077.
- [250] Avril S, Bouten L, Dubuis L, Drapier S, Pouget JF. Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression. *J Biomech Eng* 2010;132:031006.

- [251] Tran HV, Charleux F, Rachik M, Ehrlacher A, Ho Ba Tho MC. In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from MRI and indentation techniques. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2007;10:401–7.
- [252] Blemker SS, Asakawa DS, Gold GE, Delp SL. Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *J Magn Reson Imaging* 2007;25:441–51.
- [253] Abbas B, Fishbaugh J, Petchprapa C, Lattanzi R, Gerig G. Analysis of the kinematic motion of the wrist from 4D magnetic resonance imaging. In: Angelini ED, Landman BA, eds. SPIE, San Diego (Ca), USA, 2019.
- [254] Makki K, Borotikar B, Garetier M, Brochard S, Salem DB, Rousseau F. Temporal resolution enhancement of dynamic MRI sequences within a motion-based framework. *Conf IEEE Eng Med Biol Soc* 2019;2019:4004–7.
- [255] Rousseau F. A non-local approach for image super-resolution using intermodality priors. *Med Image Anal* 2010;14:594–605.
- [256] Zhu G, Jiang B, Tong L, Xie Y, Zaharchuk G, Wintermark M. Applications of deep learning to neuro-imaging techniques. *Front Neurol* 2019;10.
- [257] Lundervold AS, Lundervold A. An overview of deep learning in medical imaging focusing on MRI. *Z Für Med Phys* 2019;29:102–27.
- [258] Johnson PM, Recht MP, Knoll F. Improving the speed of MRI with artificial intelligence. *Semin Musculoskelet Radiol* 2020;24:12–20.
- [259] Lin DJ, Johnson PM, Knoll F, Lui YW. Artificial Intelligence for MR Image Reconstruction: An Overview for Clinicians. *J Magn Reson Imaging* 2020.
- [260] Gyftopoulos S, Lin D, Knoll F, Doshi AM, Rodrigues TC, Recht MP. Artificial Intelligence in Musculoskeletal Imaging: Current Status and Future Directions. *AJR Am J Roentgenol* 2019;213:506–13.
- [261] Hirschmann A, Cyriac J, Stieltjes B, Kober T, Richiardi J, Omoumi P. Artificial intelligence in musculoskeletal imaging: Review of current literature, challenges, and trends. *Semin Musculoskelet Radiol* 2019;23:304–11.
- [262] Krohn S, Gersdorff N, Wassmann T et al. Real-time MRI of the temporomandibular joint at 15 frames per second-A feasibility study. *Eur J Radiol* 2016;85:2225–30.
- [263] Krohn S, Joseph AA, Voit D et al. Multi-slice real-time MRI of temporomandibular joint dynamics. *Dentomaxillofacial Radiol* 2019;48:20180162.

- [264] Quick HH, Ladd ME, Hoevel M et al. Real-time MRI of joint movement with trueFISP. *J Magn Reson Imaging* 2002;15:710–5.
- [265] Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Foo TK, Sullenberger P. Patellofemoral joint: identification of abnormalities with active-movement, “unloaded” versus “loaded” kinematic MR imaging techniques. *Radiology* 1993;188:575–8.
- [266] Shimazaki Y, Saito K, Matsukawa S et al. Image quality using dynamic MR imaging of the temporomandibular joint with True-FISP sequence. *Magn Reson Med Sci* 2007;6:15–20.
- [267] Yen P, Katzberg RW, Buonocore MH, Sonico J. Dynamic MR imaging of the temporomandibular joint using a balanced steady-state free precession sequence at 3T. *Am J Neuroradiol* 2013;34:E24–6.

## Annexes

### Annexe 1

Tableau récapitulatif des études utilisant l'IRM dynamique temps réel dans le domaine ostéo-articulaire en champ fermé.

ATM=Articulation Temporo-Mandibulaire

bSSFP=*balanced Steady-State Free Precession* (séquence EGR avec gradients équilibrés)

FOV=*Field Of View*

GRE=*Gradient Echo*

HASTE=*HALf fourier Single shot Turbo spin Echo*

NR=Non Rapporté

*Post refocused GRE=Post excitation refocused GRadiant Echo sequence*

RF-spoiled=*RadioFrequency-spoiled* (séquence avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle)

TE=Temps d'Echo

TR= Temps de Répétition

UFGE=*Ultra Fast Gradient Echo*

|                               | Machine                            | Articulation | Mouvement                     | Antenne                          | Positionnement   | Séquence               | Paramètres  | Taille pixel   | Nombre de répétitions | Durée séquence | Temps / image | Application  |
|-------------------------------|------------------------------------|--------------|-------------------------------|----------------------------------|--|------------------------|---|----------------|-----------------------|----------------|---------------|--|
| <b>Abolmaali D 2004 [124]</b> | 1.5T Magnetom Sonata Siemens 60 cm | ATM          | Ouverture active de la bouche | Tête + ATM (X2)                  | Décubitus  | bSSFP                  | TR : NR<br>TE : 1.84 ms<br>Angle de bascule : NR<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 150 X150 mm<br>Epaisseur de coupe : 7 mm<br>Nombre de coupes : NR                              | 1.2 X 1.2 mm   |                       | 40 sec         | 250 ms        | Evaluation qualité image   |
| <b>Bayer T 2018 [122]</b>     | 3.0T Magnetom Skyra Siemens 70 cm  | Doigt        | Flexion - extension active    | Pied cheville « botte » 8 canaux | Procubitus, main au-dessus de la tête en pronation (+ support doigt) | bSSFP                  | TR : 4.9 ms<br>TE : 2.45 ms<br>Angle de bascule : 48°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 200 X 200 mm<br>Epaisseur de coupe : 3 mm<br>Nombre de coupes : 1                         | 0.45 X 0.45 mm | 52                    | 132 sec        | 2.5 sec       | Evaluation qualité image   |
|                               |                                    |              |                               |                                  |  | Optimized bSSFP (BEAT) | TR : 1.01 ms<br>TE : 2.53 ms<br>Angle de bascule : 30°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 200 X 200 mm<br>Epaisseur de coupe : 3 mm<br>Nombre de coupes : 1                        | 0.78 X 0.78 mm | 127                   | 129 sec        | 1.01 sec      |  |
|                               |                                    |              |                               |                                  |  | RF-spoiled             | TR : 7.0 ms<br>TE : 2.1 ms<br>Angle de bascule : 40°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 200 X 200 mm<br>Epaisseur de coupe : 3 mm<br>Nombre de coupes : 1                          | 0.62 X 0.62 mm | 38                    | 139 sec        | 3.6 sec       |  |
| <b>Boutin RD 2013 [129]</b>   | 3.0T Magnetom Trio 60 cm           | Poignet      | 3 directions, actif           | Tête 8 canaux                    | Procubitus, main au-dessus de la tête (+ support avant-bras)         | bSSFP                  | TR : 3.98-4.71 ms<br>TE : 1.99-2.36 ms<br>Angle de bascule : 47°<br>Bande-passante : 454-781 Hz/pixel<br>FOV : 120 X120 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 1 | 0.94 X 0.94 mm | 60-70                 | 35 sec         | 475-562 ms    | Mesures quantitatives :<br>- variance ulnaire,<br>- angle scapho-lunaire,<br>- ratio subluxation radio-ulnaire distale |

|                                 |                            |          |   |   |  |                           |   |              |    |         |           |  |
|---------------------------------|----------------------------|----------|---|---|--|---------------------------|---|--------------|----|---------|-----------|--|
|                                 |                            |          |   | devant le genou                                   |  |                           | Epaisseur de coupe : 8 mm<br>Nombre de coupes : 1   |              |    |         |           |  |
| <b>Burke CJ 2019 [64]</b>       | 3.0T Magnetom Skyra 70 cm  | Hanche   | Flexion/abduction/rotation externe active | Flexible body 18 canaux, maintenue par un harnais | Décubitus<br>Coussin sous le genou                           | Radial post refocused GRE | TR : 2.4 ms<br>TE : 1.2 ms<br>Angle de bascule : 11°<br>Bande-passante : 1630 Hz/pixel<br>FOV : 275 X 275 mm<br>Epaisseur de coupe : 9 mm<br>Nombre de coupes : 1 | 2 X 2 mm     |    | 2-3 min | 48-192 ms | Mesure quantitative :<br>- épaisseur articulation coxo-fémorale  |
| <b>Clarke EC 2015 [114]</b>     | 3.0T Achieva Philips 60 cm | Cheville | Flexion - extension passive               | Flexible  | Décubitus  | UFGE                      | TR : 2.371 ms<br>TE : 1.34 ms<br>Angle de bascule : 10°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 320 X 320 mm<br>Epaisseur de coupe : 4 mm<br>Nombre de coupes : 8         | 1 X 1 mm     | 40 | 104 sec |           | Mesure quantitative :<br>- bras de levier du tendon calcanéen<br>Méthode :<br>segmentation osseuse et recalage avec données statiques<br>Validation fantôme  |
| <b>D'Entremont AG 2013 [28]</b> | 3.0T Achieva Philips 60 cm | Genou    | Flexion - extension active                | Stretch 8 canaux                                  | Décubitus, coussin sous le genou + système de mise en charge | UFGE                      | TR : 2.4 ms<br>TE : 1.19 ms<br>Angle de bascule : 15°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 320 X 320 mm<br>Epaisseur de coupe : 5 mm<br>Nombre de coupes : 8           | 1 X 1 mm     | 30 | 56 sec  | 235 ms    | Mesures quantitatives :<br>- flexion et translation patellaire<br>- angle de bascule de la patella<br>- flexion, abduction, rotation et translation du tibia<br>Méthode :<br>segmentation osseuse et recalage avec données statiques |
| <b>Draper CE 2008 [59]</b>      | 1.5T Excite GE 60 cm       | Genou    | Flexion - extension active                | Surface   | Décubitus  |                           | TR : 21.4 ms<br>TE : NR<br>Angle de bascule : NR<br>Bande-passante : 125 kHz<br>FOV : 200 X 200 mm<br>Epaisseur de coupe : 4.7 mm<br>Nombre de coupes : 1         | 1.8 X 1.8 mm |    |         | 85 ms     | Mesures quantitatives :<br>- translation et bascule patella<br>Evaluation qualité image<br>Validation fantôme  |
| <b>Draper CE 2011 [54]</b>      | 1.5T Excite GE 60 cm       | Genou    | Flexion - extension active                | Surface   | Décubitus  |                           | TR : NR<br>TE : NR<br>Angle de bascule : NR<br>Bande-passante : NR  | 1.1 X 1.1 mm |    |         | 448 ms    | Mesures quantitatives :<br>- translation et bascule de la patella  |

|                                 |                                    |         |                               |  |  |                           |   |                |    |          |         |   |
|---------------------------------|------------------------------------|---------|-------------------------------|--|--|---------------------------|---|----------------|----|----------|---------|---|
|                                 |                                    |         |                               |  |  |                           | FOV : 240 X 240 mm<br>Epaisseur de coupe : 5 mm<br>Nombre de coupes : 1   |                |    |          |         |   |
| <b>Fiorentino NM 2013 [135]</b> | 1.5T Espree Siemens 70 cm          | Genou   | Flexion-extension active      | Flexible posée sur le côté du genou      | Décubitus latéral Plan pour maintenir axe du mouvement Système de mise en charge | RF-spoiled                | TR : 3.18 ms<br>TE : 1.4 ms<br>Angle de bascule : 8°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 400 X 300 mm<br>Epaisseur de coupe : 7 mm<br>Nombre de coupes : 1    | 1.56 X 1.56 mm |    |          | 331 ms  | Mesure quantitative :<br>- moment arm muscle droit fémoral                                      |
| <b>Gilles B 2005 [139]</b>      | 1.5T Intera Philips 6à cm          | Hanche  | Abduction active              |  | Décubitus dorsal Support de maintien de l'articulation                           | bSSFP                     | TR : 3.5 ms<br>TE : 1.1 ms<br>Angle de bascule : 80°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : NR<br>Epaisseur de coupe : 10 mm<br>Nombre de coupes : 7             | 2 X 2 mm       |    |          | 150 ms  | Segmentation osseuse et recalage avec données statiques   |
| <b>Henrichon SS 2019 [130]</b>  | 3.0T Skyra Siemens 70 cm           | Poignet | Radio-ulnaire inclinaison     | Tête                                     | Procubitus, main au-dessus de la tête  | Radial RF-spoiled         | TR : 3.15 ms<br>TE : 1.74 ms<br>Angle de bascule : 12°<br>Bande-passante : 990<br>FOV : 120 X 120 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 6 | 1.07 X 1.07 mm | 10 | 18.9 sec | 315 ms  | Mesures quantitatives :<br>- translation trapèze<br>- distance capitatum-triquetrum             |
| <b>Kaiser P 2018 [62]</b>       | 1.5T Magnetom Avanto Siemens 60 cm | Poignet | Supination active             | Extrémité 15 canaux                      | Procubitus, main au-dessus de la tête Support articulation                       | bSSFP                     | TR : 4 ms<br>TE : 1.55 ms<br>Angle de bascule : 40°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 196 X 98 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 1      | 0.74 X 0.74 mm |    | 9.18 sec |         | Evaluation de la luxation du tendon extenseur ulnaire du carpe                                  |
| <b>Krohn S 2016 [262]</b>       | 3.0T Magnetom Prisma fit 60 cm     | ATM     | Ouverture active de la bouche | Tête 64 canaux Stabilisation par coussin | Décubitus  | Radial post refocused GRE | TR : 3.92 ms<br>TE : 2.15 ms<br>Angle de bascule : 35°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 192 X 192 mm<br>Epaisseur de coupe : 5 mm<br>Nombre de coupes : 1  | 0.75 X 0.7     |    | 20 sec   | 66.7 ms | Evaluation semi-quantitative déplacement ménisque temporo-mandibulaire Evaluation qualité image |
|                                 |                                    |         |                               |  |  | Radial RF-spoiled         | TR : 2.3 ms<br>TE : 1.36 ms<br>Angle de bascule : 10°<br>Bande-passante : NR  | 0.75 X 0.75    |    | 20 sec   | 66.7 ms |   |

|                           |                               |          |   |                                 |            |                           |  |                |     |                  |                 |  |
|---------------------------|-------------------------------|----------|---|---------------------------------|------------|---------------------------|--|----------------|-----|------------------|-----------------|--|
|                           |                               |          |   |                                 |            |                           | FOV : 192 X 192 mm<br>Epaisseur de coupe : 5 mm<br>Nombre de coupes : 1  |                |     |                  |                 |  |
| <b>Krohn S 2019 [263]</b> | 3.0T Prisma fit Siemens 60 cm | ATM      | Ouverture active de la bouche                           | Mandibule 15 canaux             | Décubitus  | Radial RF-spoiled         | TR : 2.21-2.32-2.38 ms<br>TE : 1.33-1.34 ms<br>Angle de bascule : 14°<br>Bande-passante : 820-980-1090 Hz/pixel<br>FOV : 128 X 128 mm<br>Epaisseur de coupe : 6-8 mm<br>Nombre de coupes : 1-3 | 0.75 X 0.75 mm |     | 60 sec           | 25.2-33.2-50 ms | Evaluation semi-quantitative déplacement ménisque temporo-mandibulaire Evaluation qualité image  |
| <b>Lin CC 2019 [132]</b>  | 3.0T Verio Siemens 70 cm      | Genou    | Flexion-extension passive avec support                  | Cou                             | Procubitus | Radial post refocused GRE | TR : 4.3 ms<br>TE : 2.3 ms<br>Angle de bascule : 20°<br>Bande-passante : NR<br>FOV :<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 1  | 1 X 1 mm       | 222 | 74 sec           | 333 ms          | Mesures quantitatives :<br>- rotation et translation fémoro-tibiale<br>Méthode :<br>segmentation osseuse et recalage avec données statiques        |
| <b>Lin CC 2019 [141]</b>  | 3.0T Verio Siemens 70 cm      | Genou    | Flexion - extension active et passive avec support      | Cou 4 canaux                    | Procubitus | Radial post refocused GRE | TR : 4.3 ms<br>TE : 2.3 ms<br>Angle de bascule : 20°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 192 X 192 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 1-2                                       | 1 X 1 mm       |     | 43.9 +/- 7.2 sec | 333 ms          | Mesures quantitatives :<br>- rotation et translation fémoro-tibiale<br>Méthode :<br>segmentation osseuse et recalage avec données statiques        |
| <b>Makki K 2019 [133]</b> | 3.0T Achieva Philips 60 cm    | Cheville | Flexion - extension active passive Support articulation | Flexible + Support antenne      | Décubitus  | RF-spoiled                | TR : 20.6 ms<br>TE : 1.8 ms<br>Angle de bascule : 15°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 200 X 200 mm<br>Epaisseur de coupe : 8 mm<br>Nombre de coupes : NR                                       | 0.57 X 0.57 mm | 15  | 18.98 sec        |                 | Mesures quantitatives :<br>- rotation et translation tibia/talus/calcanéum<br>Méthode :<br>segmentation osseuse et recalage avec données statiques |
| <b>Muhle C 1995 [29]</b>  | 1.5T ACS II Philips 60 cm     | Genou    | Flexion - extension active Support membre               | Surface circulaire devant genou | Décubitus  |                           | TR : 10 ms<br>TE : 5 ms<br>Angle de bascule : 15°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 180 X 180 mm<br>Epaisseur de coupe : 7 mm<br>Nombre de coupes : 4  |                | 8   | 28 sec           | 875 ms          | Evaluation qualité image<br>Mesures quantitatives :<br>- translation et bascule de la patella  |

|                                  |  |                                  |  |  |  |  |   |                   |    |               |         |   |
|----------------------------------|--|----------------------------------|--|--|--|--|---|-------------------|----|---------------|---------|---|
| <b>Muhle C<br/>1997 [50]</b>     | 1.5T<br>Magnetom<br>Vision<br>Siemens<br>60 cm | Cheville                         | Flexion -<br>extension<br>active<br>Support<br>membre                                  | Surface<br>circulaire<br>positionnée<br>latéralemen<br>t | Décubitus  | RF-spoiled   | TR : 11 ms<br>TE : 5 ms<br>Angle de bascule : 15°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 160 X 160 mm<br>Epaisseur de coupe : 5 mm<br>Nombre de coupes : 8                   |                   | 8  | 1min<br>36sec | 1.5 sec | Evaluation qualité<br>image   |
|                                  |  |                                  |  |  |  | HASTE  | TR : 11 ms<br>TE : 87 ms<br>Angle de bascule : 150°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 200 X 200 mm<br>Epaisseur de coupe : 5 mm<br>Nombre de coupes : 8                 |                   | 10 | 2min24        | 1.8 sec |   |
| <b>Pierrart J<br/>2014 [131]</b> | 1.5T Sigma<br>GE<br>60 cm                      | Epaule                           | Abduction<br>active  | Epaule   | Décubitus<br>latéral côté<br>opposé Epaule<br>au centre de<br>l'IRM<br>Coude à 90°,<br>main sur le<br>ventre | bSSFP  | TR : 3.6 ms<br>TE : 1.3 ms<br>Angle de bascule : 65°<br>Bande-passante : 50 kHz<br>FOV : 350 X 350 mm<br>Epaisseur de coupe : 10<br>mm<br>Nombre de coupes : 14       | 1.6 X 1.6<br>mm   | 7  | 28 sec        |         | Mesures quantitatives :<br>- translation tête<br>humérale<br>- espace sous-acromial<br>Méthode :<br>segmentation osseuse<br>et recalage avec<br>données statiques |
| <b>Quick HH<br/>2002 [264]</b>   | 1.5T Sonata<br>Siemens<br>60 cm                | Coude/poignet/<br>genou/cheville | Actif  | Flexible<br>Support<br>antenne                           |  | bSSFP  | TR : 2.2 ms<br>TE : 1.1 ms<br>Angle de bascule : 50°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 270 X 270 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 1                | 1.05 X 2<br>mm    | 60 | 10 sec        | 165 ms  |   |
| <b>Shaw CB<br/>2019 [118]</b>    | 3.0T Skyra<br>Siemens<br>70 cm                 | Poignet                          | Mouvement<br>actif<br>d'inclinaison<br>radio-ulnaire<br>et de<br>fermeture du<br>poing | Tête 32<br>canaux  | Procubitus,<br>main au-dessus<br>de la tête  | bSSFP<br>(balayage<br>cartésien et<br>radial)      | TR : 4.25 ms<br>TE : 1.75 ms<br>Angle de bascule : 46°<br>Bande-passante : 930<br>Hz/pixel<br>FOV : 120 X 120 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 6 | 1.7 X<br>1.07 mm  | 10 | 20 sec        | 477 ms  | Mesures quantitatives :<br>- interligne scapho-<br>lunaire<br>Evaluation qualité<br>image   |
|                                  |  |                                  |  |  |  | RF spoiled<br>(balayage<br>cartésien et<br>radial) | TR : 3.13 ms<br>TE : 1.74 ms<br>Angle de bascule : 12°<br>Bande-passante : 990<br>Hz/pixel<br>FOV : 120 X 120 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes : 6 | 1.07 X<br>1.07 mm | 10 | 20 sec        | 351 ms  |   |

|                               |                                    |        |  |                 |   |                    |   |                  |     |        |          |  |
|-------------------------------|------------------------------------|--------|--|-----------------|---|--------------------|---|------------------|-----|--------|----------|--|
| <b>Shellock FG 1991 [12]</b>  | 1.5T 64-MHz MR imager GE 60 cm     | Genou  | Flexion-extension genou Support membre                   | Body            | Procubitus  | Post refocused GRE | TR : 6.5 ms<br>TE : 2.1 ms<br>Angle de bascule : NR<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 380 X 380 mm<br>Epaisseur de coupe : 7 mm<br>Nombre de coupes : 3             | 2.375 X 2.968 mm | 6   |        | 1.33 sec | Evaluation semi-quantitative de la translation patellaire<br>Evaluation qualité image  |
| <b>Shellock FG 1993 [265]</b> | 1.5T 64-MHz MR imager GE 60 cm     | Genou  | Flexion-extension genou contre résistance Support membre | Body            | Procubitus  | Post refocused GRE | TR : 6.5 ms<br>TE : 2.1 ms<br>Angle de bascule : 30°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 380 X 380 mm<br>Epaisseur de coupe : 7 mm<br>Nombre de coupes : 3            | 2.375 X 2.968 mm | 6   |        | 1.33 sec | Evaluation semi-quantitative de la translation patellaire<br>Evaluation qualité image  |
| <b>Shimazaki Y 2007 [266]</b> | 1.5T Avanto Siemens 60 cm          | ATM    | Ouverture bouche active                                  | Tête + ATM (X2) |   | bSSFP              | TR : 3.63 ms<br>TE : 1.82 ms<br>Angle de bascule : 65°<br>Bande-passante : 797 Hz/pixel<br>FOV : 150 X 150 mm<br>Epaisseur de coupe : 10 mm<br>Nombre de coupes : | 1.17 X 1.17 mm   | 120 |        | 600 ms   | Evaluation qualité image   |
| <b>Studler U 2011 [70]</b>    | 1.5T Magnetom Espree Siemens 70 cm | Genou  | Valgus varus passif                                      | Cou 4 canaux    | Procubitus  | RF-spoiled         | TR : 7.8 ms<br>TE : 3.3 ms<br>Angle de bascule : 20°<br>Bande-passante : 200 Hz/pixel<br>FOV : 180 X 180 mm<br>Epaisseur de coupe : 10 mm<br>Nombre de coupes : 3 | 1.4 X 1.4 mm     | 40  | 60 sec | 500 ms   | Mesures quantitatives :<br>- largeur articulation fémoro-tibiale médiale<br>- angle d'ouverture de l'articulation fémoro-tibiale médiale                 |
| <b>Tempelaere C 2016 [60]</b> | 1.5T Sigma GE 60 cm                | Epaule | Abduction active   | Epaule          | Décubitus latéral côté opposé<br>Bras le long du corps, coude à 90°, main sur le ventre | bSSFP              | TR : 3.6 ms<br>TE : 1.3 ms<br>Angle de bascule : 65°<br>Bande-passante : 50 kHz<br>FOV : 350 X 350 mm<br>Epaisseur de coupe : 10 mm<br>Nombre de coupes : 14      | 1.6 X 1.6 mm     | 7   | 28 sec |          | Mesures quantitatives :<br>- translation tête humérale<br>- espace sous-acromial<br>Méthode :<br>segmentation osseuse et recalage avec données statiques |
| <b>Wang EY 2007 [51]</b>      | 1.5T Avanto Siemens                | ATM    | Ouverture active de la                                   | Tête            | Décubitus   | HASTE              | TR : 1180 ms<br>TE : 65 ms  | 1 X 1 mm         | 30  | 35 sec | 1170 ms  | Evaluation qualité image   |

|                           |                             |     |                               |                     |           |                           |  |                |  |          |        |                          |
|---------------------------|-----------------------------|-----|-------------------------------|---------------------|-----------|---------------------------|--|----------------|--|----------|--------|--------------------------|
|                           | 60 cm                       |     | bouche                        |                     |           |                           | Angle de bascule : NR<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 130 X 130 mm<br>Epaisseur de coupe : 7 mm<br>Nombre de coupes : 1                                |                |  |          |        |                          |
| <b>Yen P 2013 [267]</b>   | 3.0T Trio Siemens 60 cm     | ATM | Ouverture active de la bouche | ATM 4 éléments (X2) | Décubitus | bSSFP                     | TR : 3.6 ms<br>TE : 1.8 ms<br>Angle de bascule : NR<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 150 X 150 mm<br>Epaisseur de coupe : 6 mm<br>Nombre de coupes :    | 1.2 X 1.2 mm   |  | 16.5 sec | 267 ms | Evaluation qualité image |
| <b>Zhang S 2011 [125]</b> | 3.0T Tim Trio Siemens 60 cm | ATM | Ouverture active de la bouche | ATM 4 éléments (X2) | Décubitus | Radial post refocused GRE | TR : 4.3 ms<br>TE : 2.2 ms<br>Angle de bascule : 20°<br>Bande-passante : NR<br>FOV : 192 X 192 mm<br>Epaisseur de coupe : 5 mm<br>Nombre de coupes : 3 | 0.75 X 0.75 mm |  | 28 sec   |        | Evaluation qualité image |

Annexe 2

Paramètres des séquences temps réel EGR avec gradients équilibrés et ultra-rapides avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle adaptées sur différentes IRM.

|   | <b>GE</b>     |               | <b>Philips</b> |                 | <b>Siemens</b> |              |
|---|---------------|---------------|----------------|-----------------|----------------|--------------|
| Acronyme de la séquence                       | FIESTA        |               | bFFE           |                 | TrueFISP       |              |
| Machine                                       | Optima MR450w | Signa Pioneer | Ingenia        | Achieva dStream | Avanto fit     | Skyra        |
| Champ magnétique                              | 1.5T          | 3.0T          | 1.5T           | 3.0T            | 1.5T           | 3.0T         |
| Diamètre du tunnel (cm)                       | 70            | 70            | 70             | 60              | 60             | 70           |
| <b>TR (msec)</b>                              | 3.4           | 3.8           | 4.6            | 4.2             | 3.7            | 4.6          |
| <b>TE (msec)</b>                              | 1.7           | 1.9           | 2.3            | 2.1             | 1.9            | 2.3          |
| <b>Angle de bascule (degré)</b>               | 70            | 50            | 40             | 40              | 54             | 65           |
| <b>Bande-passante (Hz/pixel)</b>              | 1190          | 1562          | 1009           | 1240            | 1095           | 1096         |
| <b>Taille du pixel (mm)</b>                   | 1.1 X 1.3     | 1.1 X 1.5     | 1.09 X 1.46    | 1.37 X 1.83     | 0.9 X 0.9      | 0.9 X 0.9    |
| <b>Epaisseur de coupe (mm)</b>                | 6             | 6             | 6              | 6               | 4              | 5            |
| <b>Nombre de répétitions</b>                  | 15            | 15            | 16             | 16              | 14             | 16           |
| <b>Temps d'acquisition moyen/image (msec)</b> | 420           | 380           | 276            | 187             | 280            | 320          |
| <b>Imagerie parallèle</b>                     | ARC (R=2)     | ARC (R=2)     | no             | no              | GRAPPA (R=2)   | GRAPPA (R=2) |

Paramètres des séquences EGR avec gradients équilibrés.

ARC=Autocalibrating Reconstruction of Cartesian imaging, bFFE=balanced Fast Field Echo, FIESTA=Fast Imaging Employing STeady-state Acquisition, FISP=Fast Imaging

with Steady-state free Precession, GRAPPA=GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition, TE=Temps d'Echo, TR=Temps de Répétition.

|   | <b>GE</b>     |               | <b>Philips</b> |                 | <b>Siemens</b> |              |
|---|---------------|---------------|----------------|-----------------|----------------|--------------|
| Acronyme de la séquence                       | FSPGR         |               | TFE            |                 | TurboFLASH     |              |
| Machine                                       | Optima MR450w | Signa Pioneer | Ingenia        | Achieva dStream | Avanto fit     | Skyra        |
| Champ magnétique                              | 1.5T          | 3.0T          | 1.5T           | 3.0T            | 1.5T           | 3.0T         |
| Diamètre du tunnel (cm)                       | 70            | 70            | 70             | 60              | 60             | 70           |
| <b>TR (msec)</b>                              | 7             | 4.3           | 4              | 4.7             | 3.6            | 3            |
| <b>TE (msec)</b>                              | 4.2           | 2.1           | 2.1            | 2.3             | 1.5            | 1.2          |
| <b>Angle de bascule (degré)</b>               | 15            | 15            | 15             | 15              | 15             | 15           |
| <b>Bande-passante (Hz/pixel)</b>              | 378.8         | 714.3         | 976.6          | 1145            | 687            | 775          |
| <b>Taille du pixel (mm)</b>                   | 1.3 X 1.8     | 1.3 X 1.5     | 1.09 X 1.46    | 1.09 X 1.46     | 1 X 1          | 1 X 1        |
| <b>Epaisseur de coupe (mm)</b>                | 5             | 6             | 4              | 4               | 6              | 6            |
| <b>Nombre de répétitions</b>                  | 14            | 15            | 15             | 15              | 16             | 16           |
| <b>Temps d'acquisition moyen/image (msec)</b> | 344           | 285           | 220            | 228             | 420            | 400          |
| <b>Imagerie parallèle</b>                     | ARC (R=2)     | ARC (R=2)     | no             | no              | GRAPPA (R=2)   | GRAPPA (R=2) |

Paramètres des séquences EGR ultra-rapides avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle.

ARC=Autocalibrating Reconstruction of Cartesian imaging, FLASH= Fast Low Angle SHot, FSPGR= Fast SPoiled Gradient-Recalled, GRAPPA=GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition, TFE= Turbo Field Echo, TE=Temps d'Echo, TR=Temps de Répétition.

### Annexe 3

Article « In vivo ankle joint kinematics from dynamic magnetic resonance imaging using a registration-based framework » par Karim Makki, Bhushan Borotikar, Marc Garetier, Sylvain Brochard, Douraïed Ben Salem et François Rousseau, publié dans la revue Journal of Biomechanics



Contents lists available at ScienceDirect

## Journal of Biomechanics

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/jbiomech](http://www.elsevier.com/locate/jbiomech)  
[www.JBiomech.com](http://www.JBiomech.com)

## In vivo ankle joint kinematics from dynamic magnetic resonance imaging using a registration-based framework

Karim Makki<sup>a</sup>, Bhushan Borotikar<sup>b</sup>, Marc Garetier<sup>c</sup>, Sylvain Brochard<sup>d</sup>, Douraid Ben Salem<sup>e</sup>, François Rousseau<sup>a,\*</sup><sup>a</sup>IMT Atlantique, LaTIM U1101 INSERM, UBL, Brest, France<sup>b</sup>University of Western Brittany, LaTIM U1101 INSERM, CHRU of Brest, Brest, France<sup>c</sup>Service d'Imagerie Médicale, Hôpital d'Instruction des Armées Brest, LaTIM U1101 INSERM, France<sup>d</sup>Service de Médecine Physique et de Réadaptation, CHRU Brest, LaTIM U1101 INSERM, France<sup>e</sup>Service d'Imagerie Médicale, Hôpital de la Cavale Blanche, CHRU Brest, LaTIM U1101 INSERM, France

## ARTICLE INFO

## Article history:

Accepted 12 February 2019

## Keywords:

Dynamic MRI

Ankle

Motion estimation

High-resolution reconstruction

Intensity-based registration

Locally rigid transformation

## ABSTRACT

In this paper, we propose a method for non-invasively measuring three-dimensional *in vivo* kinematics of the ankle joint from a dynamic MRI acquisition of a single range-of-motion cycle. The proposed approach relies on an intensity-based registration method to estimate motion from multi-plane dynamic MRI data. Our approach recovers not only the movement of the skeleton, but also the possibly non-rigid temporal deformation of the joint. First, the rigid motion of each ankle bone is estimated. Second, a four-dimensional (3D+time) high-resolution dynamic MRI sequence is estimated through the use of the log-euclidean framework for the computation of temporal dense deformation fields. This approach has been then applied and evaluated on *in vivo* dynamic MRI data acquired for a pilot study on six healthy pediatric cohort in order to establish *in vivo* normative joint biomechanics. Results demonstrate the robustness of the proposed pipeline and very promising high resolution visualization of the ankle joint.

© 2019 Elsevier Ltd. All rights reserved.

## 1. Introduction

To better understand the biomechanics of the pediatric ankle joint, it is crucial to establish *in vivo* normative joint biomechanics (Borotikar et al., 2017) before focusing on pathomechanics studies. This approach would likely contribute to a better long-term follow-up for childhood disabilities such as cerebral palsy.

Conventional MRI techniques have been used for accurate diagnosis of the ankle and foot disorders given the complexity of their anatomy (Bae et al., 2017). Dynamic MRI was originally developed to study cardiovascular functions towards the end of the 1980s (Pettigrew, 1989). Since then, MRI acquisition and reconstruction techniques have improved by leaps and bounds with current sequences such as Fast-PC MRI, ultrafast MRI, and Fast Field Echo FFE. These techniques have been successfully employed to quantify the knee joint kinematics (Sheehan et al., 2012; Borotikar et al., 2012), and to analyze *in vivo* 3D musculoskeletal dynamics (Behnam et al., 2011; Sheehan and Smith, 2017), non-invasively. Sequences such as cine-PC MRI (Pelc et al., 1991; Sheehan et al.,

1997) or fast-PC MRI (Sheehan and Drace, 1999; Rebmann and Sheehan, 2003) can provide *in vivo* joint velocity field measurements. However, these data require long acquisition times with a high number of repeated cycles. Sequences such as ultrafast MRI (Clarke et al., 2015) allow faster scan speed by exploiting spatio-temporal redundancy and can acquire images during a single cycle. However, they require slow motion of the joint making the movement quasi-static. Thus, both these types of sequences are not appropriate to acquire dynamic *in vivo* data for children especially with musculoskeletal disorders. In this work, we use real-time FFE sequences (Schaeffter, 2001) which are less sensitive to motion artifacts and which reduce the scanning time to 18 s to acquire the dorsi-plantarflexion cycle.

Furthermore, post-processing of acquired dynamic images remains a challenging task due to low resolution and motion artifacts. In Sheehan et al. (2012), the displacement of specific points on each bone were quantified by integrating the velocity data using a three-dimensional Fourier tracking method (Zhu and Pelc, 1999). Clarke et al. (2015) determined *in vivo* muscle moment arms during ankle movement using a 3D mesh-based registration method. They estimated bone motions by registering the high-resolution joint geometry from MRI scans of the stationary joint to low-resolution geometries from ultrafast MRI scans of the

\* Corresponding author.

E-mail address: [francois.rousseau@imt-atlantique.fr](mailto:francois.rousseau@imt-atlantique.fr) (F. Rousseau).

slowly moving joint. However, in addition to the segmentation of the high-resolution static scan, it was needed to manually segment each low-resolution time-frame which was time-consuming and prone to segmentation bias.

In this study, the spatial information of the high-resolution static MRI data and the temporal information of the dynamic data were combined using a log-euclidean polyrigid framework (LEPF). The purpose of this study was twofold: (1) to estimate bone motion, allowing to derive the 3D kinematics of the joint, (2) to compute temporal dense deformation fields of the joint, allowing to reconstruct a high-resolution dynamic MRI sequence from a low-resolution dynamic MRI sequence and one high-resolution MR image.

The use of the LEPF proposed by Arsigny et al. (2005, 2006, 2009) has been investigated for registration of structures such as the hip and knee joint in mouse CT images (Papademetris et al., 2005), human hands from 2D hand radiographs (Martín-Fernández et al., 2009), bones in lower-abdomen area (Commowick et al., 2008), and also intra-subject mandible 3D datasets (Seiler et al., 2012).

In this work, we adapted this framework to deal with 4-dimensional MRI data by proposing a fast and accurate algorithm to compute the dense deformation fields in regular grids. In fact, we propose to compute the exponential mapping of the LEPF using matrix eigendecomposition instead of the scaling and squaring method used in the literature (Arsigny et al., 2009; Commowick et al., 2008).

## 2. Materials and methods

### 2.1. Subject recruitment

Six typically developing children with a mean age of 12 years and with a mean weight of 35.8 kg participated in this study which was approved by the regional ethics committee. Children were selected with no contraindications to MRI and with no history of lower limb musculo-skeletal injury or surgery in the past six months. MRI data were acquired in a single visit after parents signed informed consent forms.

### 2.2. Data acquisition

MRI data have been acquired using a 3T MR scanner (Achieva dStream, Philips Medical Systems, Best, Netherlands). An MRI-compatible orthotic fixture was used to perform dynamic

movements inside the scanner (Fig. 1). Individual range-of-motion was checked by the clinician outside the MRI scanner and stops were placed on wire guides for controlling the range-of-motion inside the scanner. Each dynamic scan lasted for 18 s and ankle joint was moved (actively or passively) through the range-of-motion for each subject within 18 s with a rotation speed of 4° to 5° (depending on the range). Both passive and active acquisitions were standardized for all subjects as detailed in Annex A (Jenkinson et al., 2002). Dynamic images were acquired in the oblique axis of the ankle motion. This was done by acquiring axial dynamic scans first and then obliquely orienting the scanning plane for images to be acquired in sagittal plane.

The scanning protocol included one high-resolution static 3D scan of the ankle joint with a resolution of  $0.26 \times 0.26 \times 0.8$  mm (T1-weighted gradient-echo, flip angle 10°, matrix  $576 \times 576$ , FOV  $150 \text{ mm} \times 150 \text{ mm}$ , TR/TE 7.81/2.75 ms, mean acquisition duration: 424.32 s), and three low-resolution dynamic sequences per child: two passive sequences for repeatability measures and one active sequence, all acquired with knee angle kept at full extension (approximately between 0° and 10°). Each sequence is composed of 15 time frames with a voxel size of  $0.57 \times 0.57 \times 8$  mm (flip angle 15°, matrix  $352 \times 352$ , FOV  $200 \text{ mm} \times 200 \text{ mm}$ , TR/TE 20.61/1.8 ms, acquisition duration: 18.98 s).

### 2.3. Data post-processing

Temporal tracking of the ankle bones is a challenging task because of nonlinearly articulated joint motion. Image registration is an iterative process maximizing a similarity measure between two images (source and target) in order to find the optimal geometric transformation that best align them. In this work, we used a locally-linear intensity-based registration method to estimate bone motion, and then we fused these local transformations to compute temporal dense deformation fields.

#### 2.3.1. Motion estimation

The bones of interest were manually segmented in the high-resolution static image (Fig. 2) and then automatically propagated throughout the dynamic low-resolution sequence using intensity-based registration.

The proposed approach for motion estimation consisted in two steps: (1) estimating a mapping for each bone between static MRI data and dynamic sequences, (2) estimating the relative bone motions using the dynamic sequence.

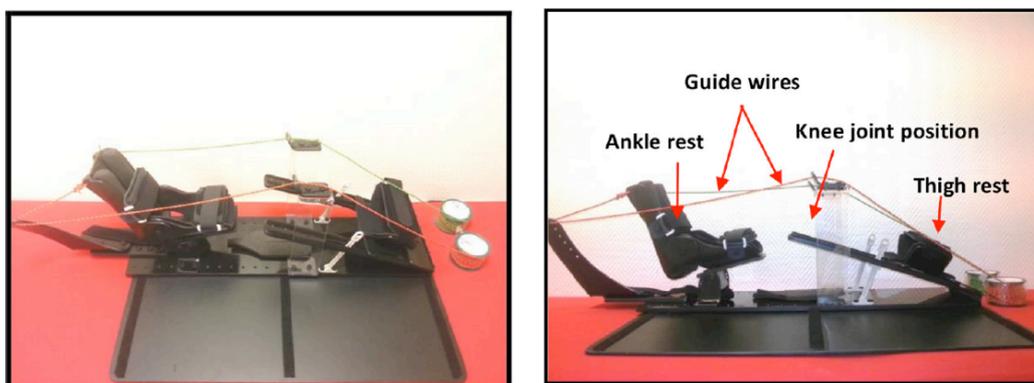
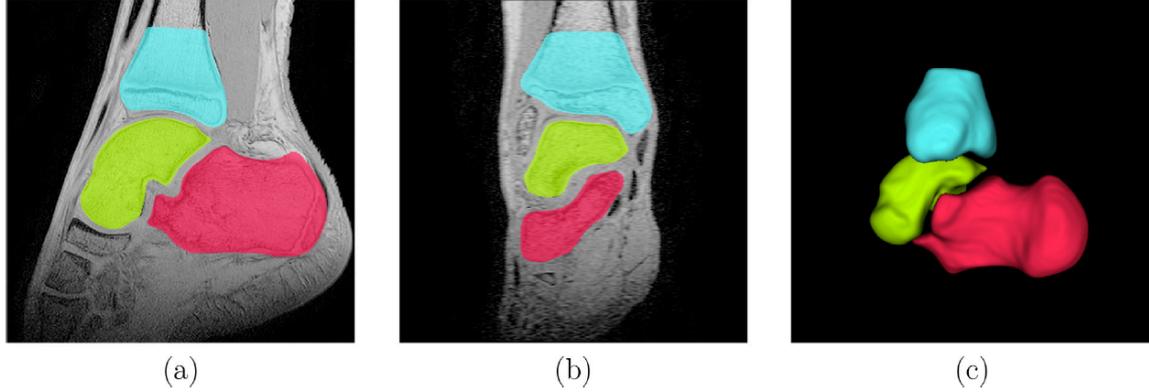


Fig. 1. Orthotic fixture specially designed to acquire MRI data on pediatric ankle joint. The entire fixture is made out of MRI-compatible material. Guide wires helped the technician to control and operate the passive plantar-dorsi flexion movements of the ankle joint while rest of the limb is fixed using straps at foot, tibia and mid thigh locations. Position of the ankle rest can be adjusted based on the limb length. Knee angle can be adjusted from full extension to 45° flexion. Cushioned ankle rest supports the foot to be imaged.



**Fig. 2.** Bones of interest: calcaneus (red), talus (green) and tibia (cyan). (a): Mid-sagittal image from the high-resolution static scan; (b): Mid-coronal image from the high-resolution static scan; (c): Three dimensional rendering of segmented bones. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

**step 1:** The first step was to compute the transformations from the static image to the dynamic images. In order to make this step robust, the multi-resolution registration was carried out in two steps: *First*, the static image was globally (and rigidly) registered to each low-resolution time frame  $\{D_k\}_{k=1\dots K}$ . This provided a set of rigid transforms  $\{T_{S \rightarrow D_k}\}_{k=1\dots K}$ . *Second*, initialized with the set of global rigid transforms  $\{T_{S \rightarrow D_k}\}_{k=1\dots K}$ , the temporal position of each bone was refined thanks to a local rigid registration using bone masks. In this step, the static image is registered to each dynamic image  $\{D_k\}_{k=1\dots K}$  using input weights on each of the bones separately. This provided another set of rigid transforms  $\{T_{S \rightarrow D_k}^i\}_{k=1\dots K}^{i=1,2,3}$ . To maximize the robustness of the algorithm, an image  $D_k$  from the dynamic sequence whose the content is the closest to the static image, was automatically detected. The underlying assumption is that the registration process is much simpler to converge for transformations close to the identity. To this end, the image of the sequence for which the overlap between regions of interest before and after bone-dependent registration was maximum, was selected as the reference image which served as a starting point for the motion estimation within the dynamic sequence. **step 2:** The second step focused on the estimation of bone motion during the dynamic sequence. To do this, we proposed to take advantage of the temporal regularity of the data by propagating the bone masks in the dynamic sequence. For each bone, a rigid transform was estimated between successive images. *i.e.* local and rigid registrations were conducted from the reference image  $D_k$  towards first and last images of the sequence. To go forward and backward in time, only one interpolation was needed to propagate segmentation from  $D_k$  to each time frame  $D_k$  by composing a set of successive rigid transforms in order to avoid the propagation of interpolation errors as much as possible. Temporal bone rotations were optimized based on their quaternion representations (Mukundan, 2002), making the segmentation propagation more robust. The overall algorithm for bone motion estimation is described in Annex B (see Fig. 3).

### 2.3.2. Computation of temporal dense deformation fields

A dense deformation map of the joint from the static to each time frame was obtained by fusing rigid transforms corresponding to the bones of interest. For each bone, a non-negative weighting function was computed based on a distance to the mask

(Commowick et al., 2006). Each weighting function reflects the local influence of the rigid transform of each bone. For each voxel  $x$ , the weighting functions were computed as follows:

$$w_{D_k}^i(x) = \frac{1}{1 + \text{dist}^2(x, M_{D_k}^i)} \quad (1)$$

where  $\text{dist}(x, M_{D_k}^i)$  is the Euclidean distance between the point  $x$  and the mask of the bone  $i$  propagated onto the dynamic image  $D_k$ .

Given a point  $x$  in the high-resolution static image, the target location of this point in the dynamic image  $D_k$  can be computed with the following equation (Arsigny et al., 2005):

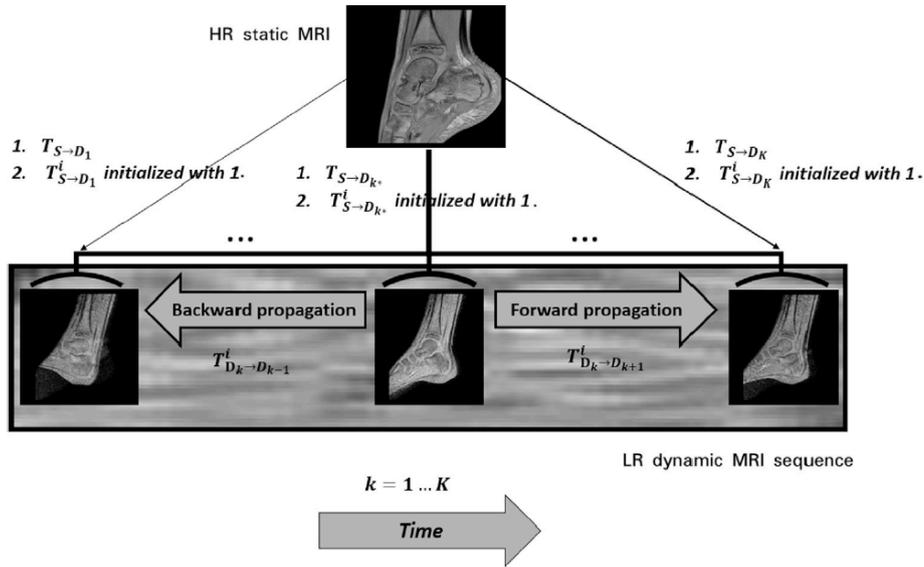
$$\mathcal{T}_{S \rightarrow D_k}(x) = \exp \left( \sum_{i=1}^N \tilde{w}_{D_k}^i(x) \log(T_{S \rightarrow D_k}^i) \right) \cdot x \quad (2)$$

where  $\mathcal{T}_{S \rightarrow D_k}$  is the dense invertible deformation field from the static image  $S$  to the dynamic image  $D_k$ ,  $\tilde{w}_{D_k}^i$  is a normalized weighting function (*i.e.*  $\sum_{i=1}^N \tilde{w}_{D_k}^i(x) = 1, \forall x \in D_k$ ).

### 2.3.3. Fast computation of dense deformation fields

In this section, we describe an efficient algorithm to compute deformation fields in dense regular grid based on the algebraic properties of the Log-Euclidean polyrigid framework. In Arsigny et al. (2006, 2009), the matrix exponential was recursively approximated with a certain level of accuracy using the *scaling and squaring* method by taking into account that the matrix exponential is much simpler to compute for matrices close to zero via the Padé approximant. In this work, we computed the exponential mapping of Eq. (2) exactly using eigen decomposition. Assuming the log-euclidean mean of linear transformations  $L(x) = \sum_{i=1}^N \tilde{w}_{D_k}^i(x) \log(T_{S \rightarrow D_k}^i)$  to be diagonalizable (*i.e.*  $L(x)$  can be expressed in homogenous coordinates as:  $L(x) = P.D.P^{-1}(x)$ , where the columns of  $P$  contains the eigenvectors  $\{v_k(x)\}_{k \in \{0, \dots, 4\}}$  corresponding to the complex eigenvalues of  $L(x)$ ,  $\{\lambda_1(x), \lambda_2(x), \lambda_3(x), 1\}$ ), we broadcasted the exponentiation of transformation eigenvalues over all grid points using the following Equation:

$$e^{L(x)} = P e^D P^{-1}(x) = P \begin{pmatrix} e^{\lambda_1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & e^{\lambda_2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & e^{\lambda_3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & e \end{pmatrix} P^{-1}(x) \quad (3)$$



**Fig. 3.** Proposed pipeline for ankle motion estimation: Bones of interest are segmented in the high-resolution static image. This high-resolution MR image is globally (and rigidly) registered to each MR image of the dynamic sequence (1.), and the position of each bone is refined thanks to a local rigid registration using bone segmentations (2.). This allows to identify the dynamic MR image which is closest to the high resolution image and which will serve as a starting point for the motion estimation within the dynamic sequence. Last, local and rigid registrations are conducted from the reference towards the sequence first and last images.

2.4. Determination of ankle joint biomechanics

2.4.1. Definition of anatomically based coordinate systems

Anatomical coordinate systems  $\{R_i\}_{i=1,\dots,N}$  were defined on each bone in the high-resolution image  $S$  following the same protocols used in Sheehan et al. (2007) as illustrated in Fig. 4, and then mapped into the neutral position  $D_n$  using the estimated local-rigid transforms  $\{T_{S \to D_n}^i\}_{i=1,\dots,N}$ . The neutral dorsi-plantarflexion position was defined at an ankle angle of  $90^\circ$  as recommended by the ISB standards committee (Wu et al., 2002). However, the above defined neutral position cannot be always achieved during dynamic scanning. Therefore, the image in which the foot position was closest to a dorsi-plantarflexion position of zero degrees was selected as the neutral position.

2.4.2. Quantification of ankle joint kinematics

In this study, the kinematics were defined through the 3D registration of the entire bone volume. More precisely, rotations and translations of each bone  $i$  were determined from estimated rigid

transforms  $\{T_{D_k \to D_{k+1}}^i\}_{i=1,\dots,N}$ . Ranges of motion were estimated using low-resolution image data on multiple dynamic images (15 ankle positions). Kinematics of talocrural joint, subtalar joint, and calcaneal-tibial complex were then derived from  $\{T_{D_k \to D_{k+1}}^i\}_{i=1,\dots,N}$ .

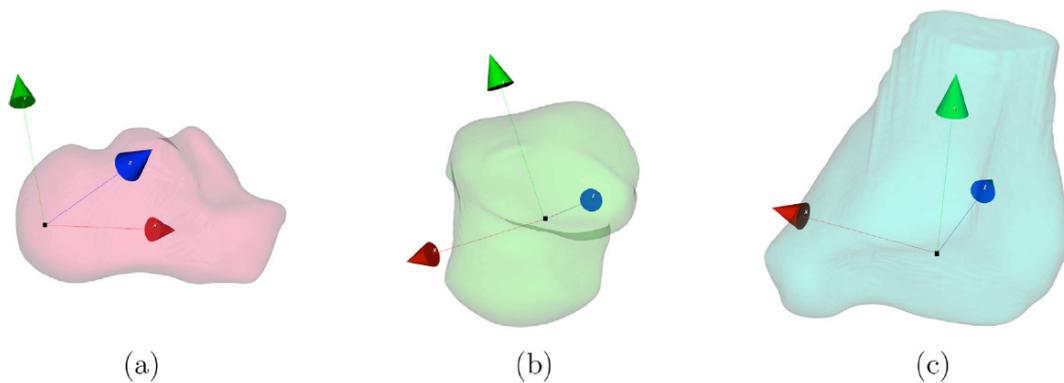
Given the image coordinate system  $R_i = (O, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ , we defined the transformation,  $M_{R_i \to R_j}$ , that mapped  $R_i$  to an anatomical bone-based coordinate system  $R_j = (O^j, \vec{x}^j, \vec{y}^j, \vec{z}^j)$ . This transformation changed a representation from the  $R_j$  system to the  $R_i$  system.

Individual bone transformation matrices expressed in  $R_i$  were then converted into the transformation matrices expressed in the new anatomical coordinate systems  $R_j$  as follows:

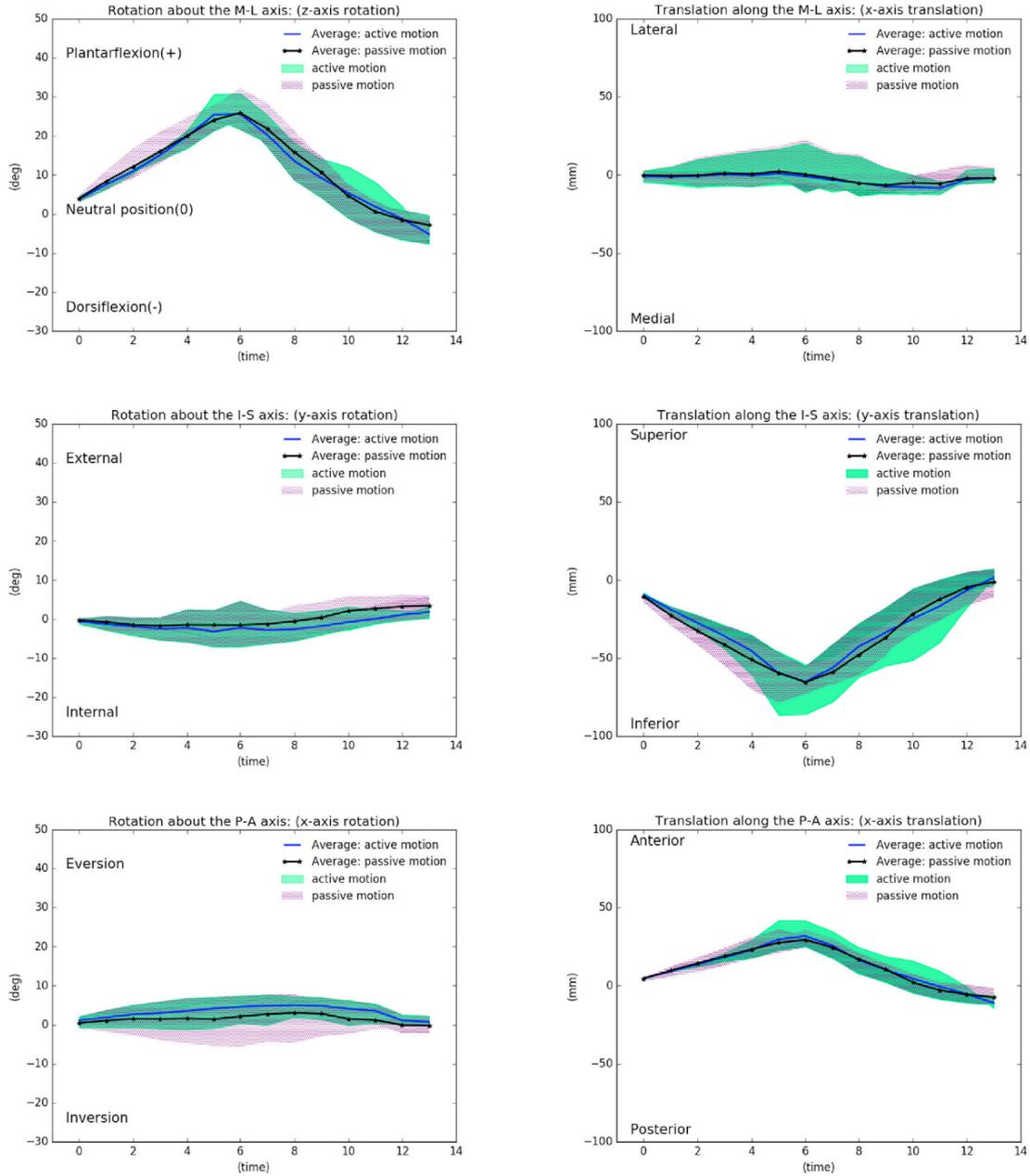
$$T_j^i(k) = (M_{R_i \to R_j} \times T_{D_k \to D_{k+1}}^i \times M_{R_i \to R_j}^{-1})_{k=1,\dots,K-1; i=1,\dots,N; j=1,\dots,N}$$

where

- $T_j^i(k)$ :  $4 \times 4$  rigid transformation matrix of the  $i^{th}$  bone relative to the  $j^{th}$  local bone coordinate system at time  $k$ .
- $M_{R_i \to R_j}$ : the change of basis matrix.



**Fig. 4.** Anatomical coordinate systems for one subject's calcaneus (a), talus (b), and tibia(c) as per ISB.



**Fig. 5.** 3D normative kinematics of the calcaneal-tibial complex using the proposed image processing method. The kinematics of the calcaneus are represented relative to the tibial coordinate system defined in neutral position. Average rotation and translation were computed for both passive and active motion for the studied ankles. Standard deviation above and below the average line are shown (hatched shaded area for passive motion and green shaded area for active motion). (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

2.5. Method evaluation

To evaluate the proposed registration approach for bone motion estimation, the propagated mask of each bone through the dynamic sequence was compared with a manually delineated bone on each time frame. The accuracy of the estimations of the successive rigid transforms was assessed by computing the DICE coefficient  $Dice(B_k^i, B_{m_k}^i)$  and the RMS error  $RMSE(B_k^i, B_{m_k}^i)$  where  $B_k^i$  was the propagated mask of the bone  $i$  on dynamic image  $D_k$

and  $B_{m_k}^i$  was a manually delineated mask of the same bone on the dynamic image  $D_k$ . A DICE value close to one indicates that the bone masks have been well propagated through the entire dynamic sequence.

The RMS error was computed as follows:  $RMSE(B_k^i, B_{m_k}^i) = \sqrt{1/n_c \cdot \sum_{x_c=1}^{n_c} dist^2(x_c, \zeta_{B_k^i}^i)}$  where  $n_c$  is the total number of voxels of ground-truth contours (i.e. contours of  $B_{m_k}^i$ ) and  $dist(x_c, \zeta_{B_k^i}^i)$  is the Euclidean distance between  $x_c$  and the contour of  $B_k^i$ .

3. Results

Results on bone motion estimation were reported in Figs. 8 and 9 for the six subjects of the pilot study. In most of the cases, the DICE coefficient was greater than 0.8 and the RMSE was smaller than 0.6 indicating accurate propagations of bone masks over the dynamic sequence, for both passive and active motions. From the set of rigid transforms of each bone over the dynamic sequence, it was then possible to compute temporal dense deformation fields to synthesize a high-resolution dynamic MRI sequence. Using the fast computation technique described in Section 2.3.3, a dense

deformation field was computed in 3 min on an Intel® Xeon® Processor E3-1271 v3 3.60 GHz on a  $576 \times 576 \times 90$  regular grid and in 15 min on a very high dimensional space ( $576 \times 576 \times 202 \approx 67$  million deformation vectors) which required a high capacity RAM because computations were performed in the complex domain for the purpose of enhancing the accuracy. Fig. 10 illustrates, for one subject (A6), such high-resolution reconstructed data.

Three-dimensional kinematics of the joint under both active and passive ankle dorsi-plantarflexion movement using the current 3D dynamic MRI method were presented in Figs. 5–7.

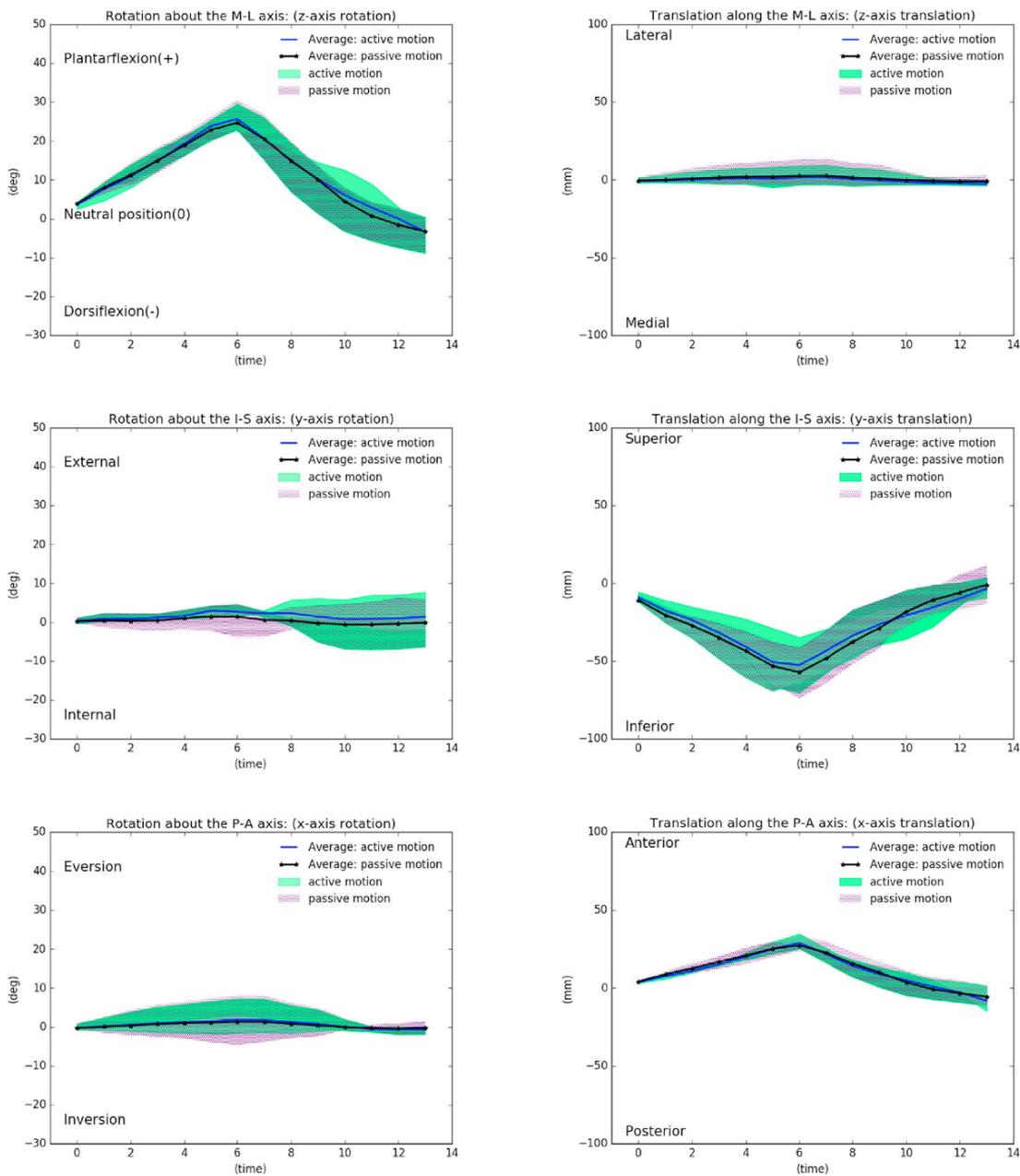


Fig. 6. 3D normative kinematics of the talocrural (talar-tibial) joint using the proposed image processing method. The kinematics of the talus are represented relative to the tibial coordinate system in neutral position. Average rotation and translation were computed for both passive and active motion for the studied ankles. Standard deviation above and below the average line are shown (hatched shaded area for passive motion and green shaded area for active motion). (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

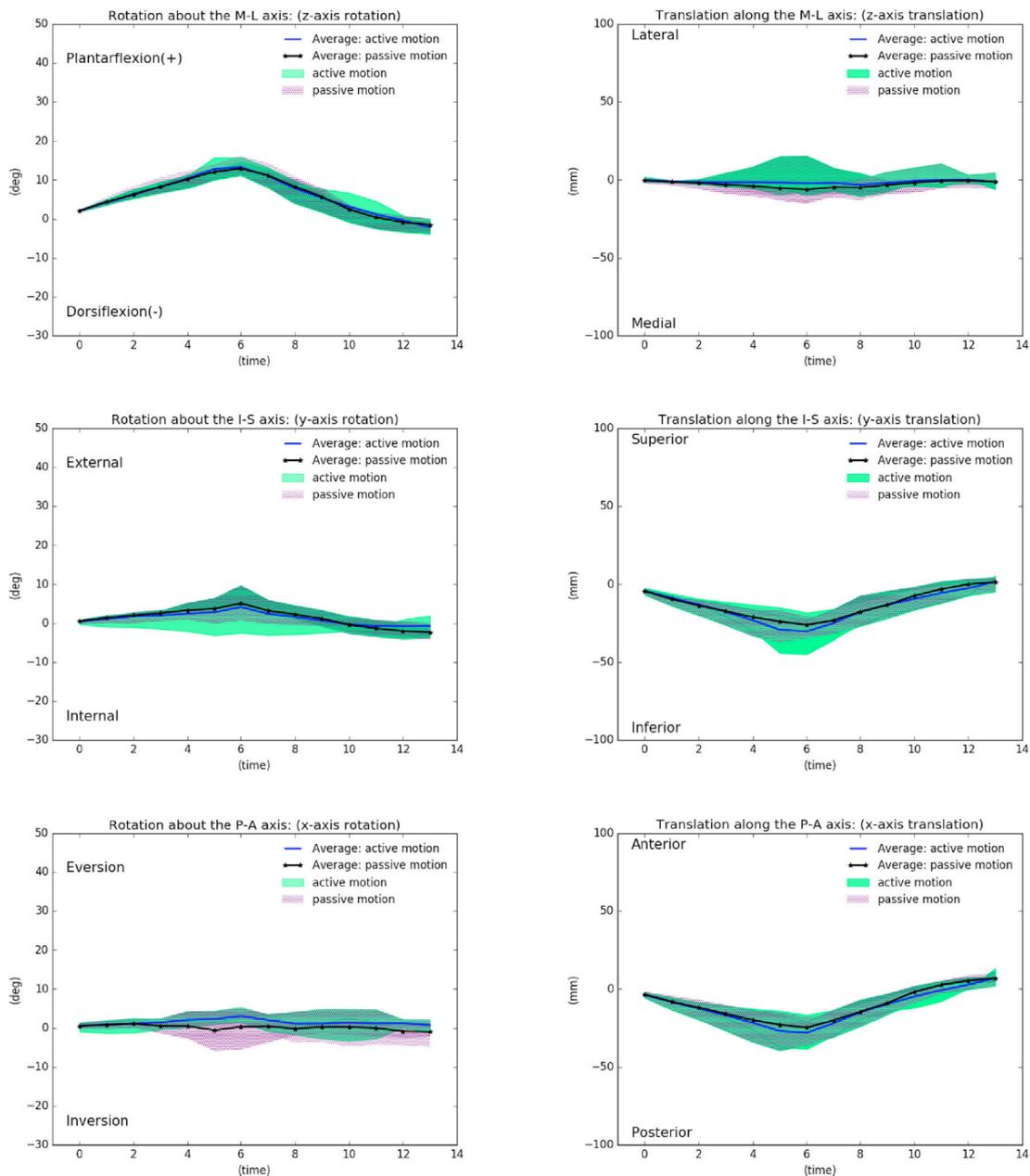


Fig. 7. 3D normative kinematics of the subtalar joint using the proposed image processing method. The kinematics of the calcaneus are represented relative to the talar coordinate system in neutral position. Average rotation and translation were computed for both passive and active motion for the studied ankles. Standard deviation above and below the average line are shown (hatched shaded area for passive motion and green shaded area for active motion). (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

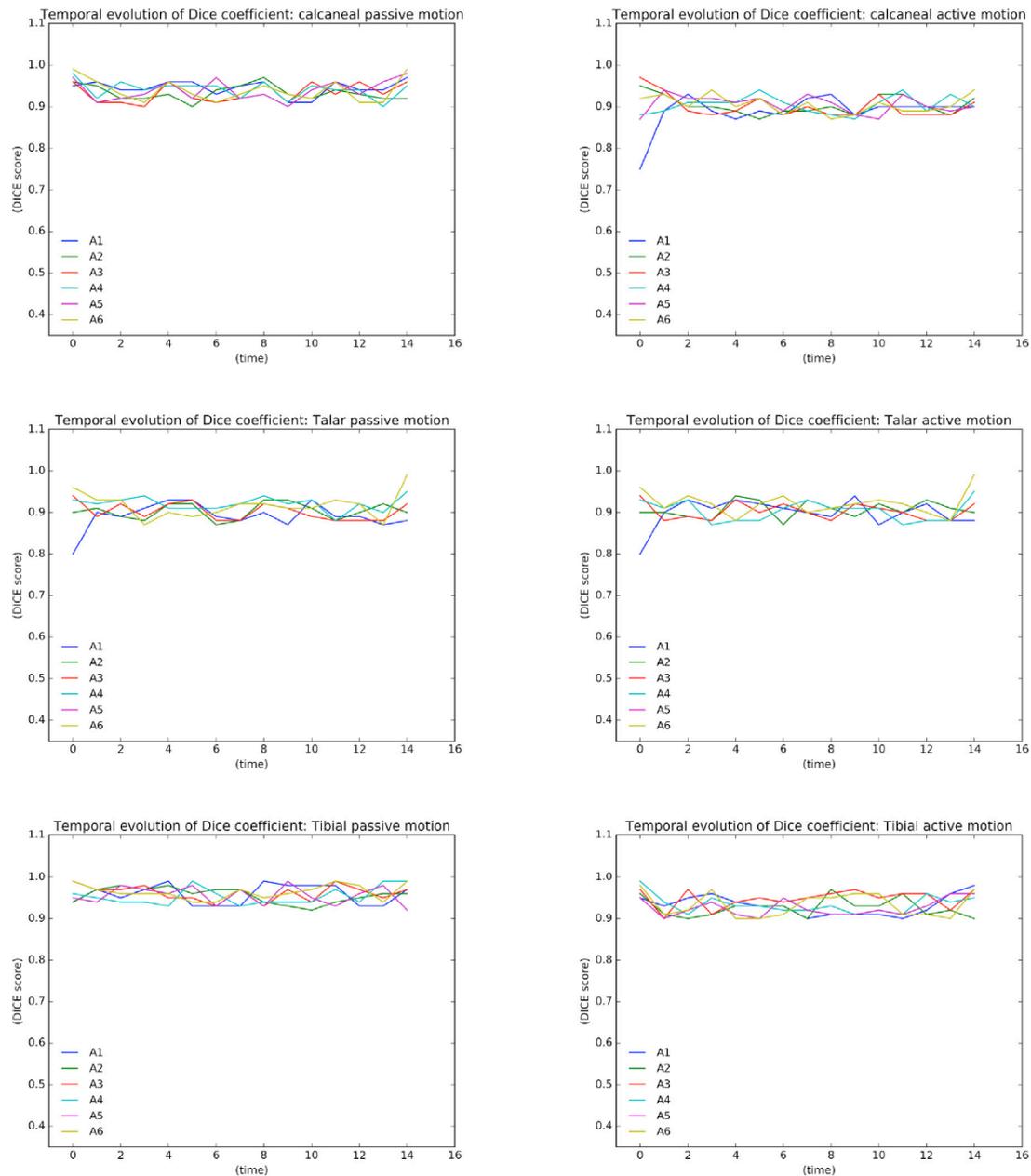
Kinematics of all ankles (except A5) were derived from the estimated temporal rigid transforms of each bone of interest, converted into the matrices of the calcaneus relative to the tibia, the talus relative to the tibia, and the calcaneus relative to the talus. The talus mistracking for the ankle A5 was caused by the considerable missing portion from the bone in intermediate time frames due to the inappropriate initial placement of the flex coils.

The mean rotation about the Inferior-Superior and about the Posterior-Anterior axes (averaged across time for all subjects) was close to 0 degrees for both active and passive motion. The mean range of passive rotation about the Medial- Lateral axis for

talocrural and calcaneal-tibial joints was between -11 degrees of maximal dorsiflexion and +32 degrees of maximum plantarflexion with full extended knee. This demonstrates excellent correspondence with the mean range of passive rotation reported in Alanen et al. (2001) and validated for 245 healthy children between 7 and 14 years old.

#### 4. Discussion

In this study, we have presented a method to determine full 3D-kinematics of the ankle joint from dynamic anatomical MRI data.



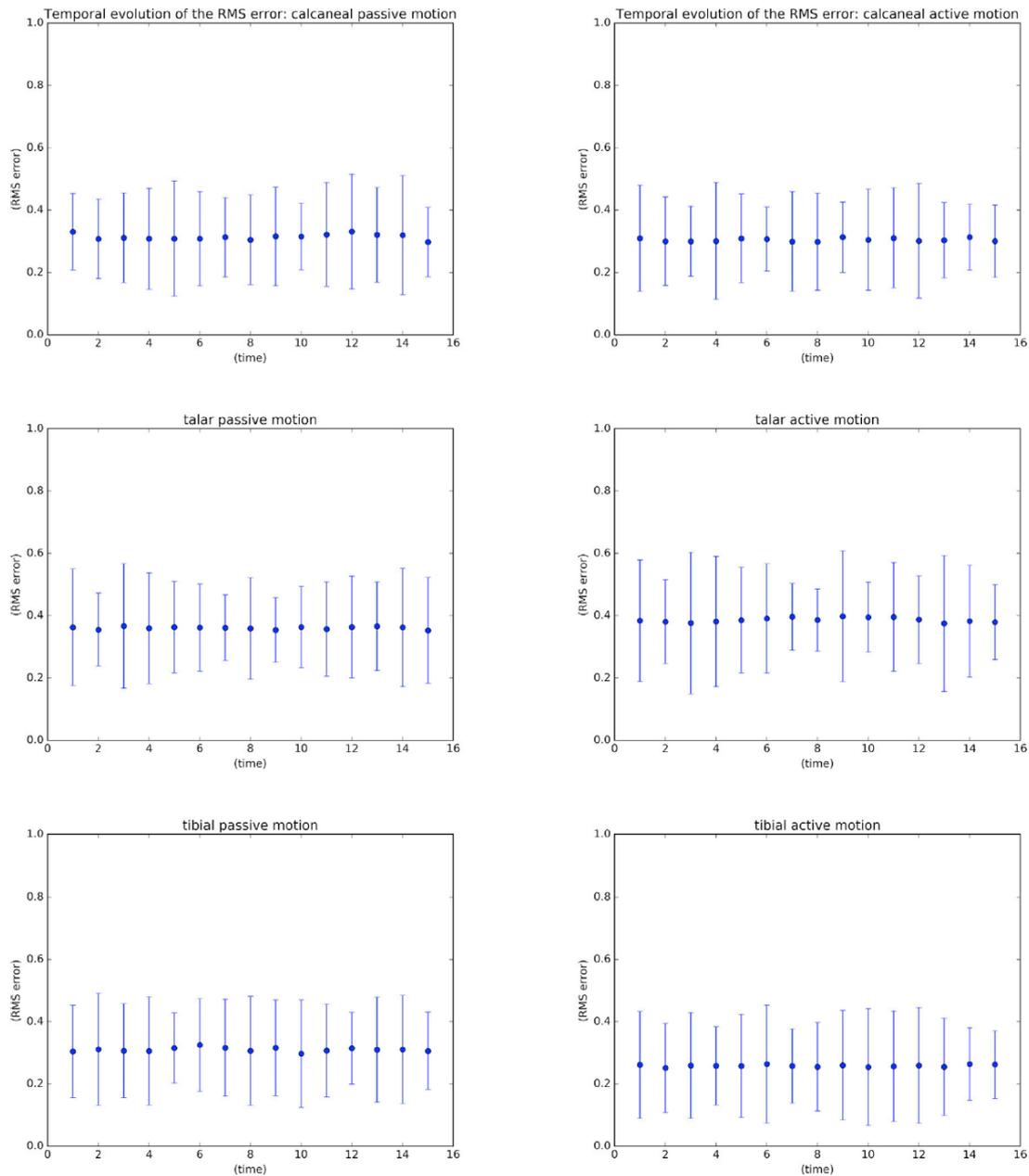
**Fig. 8.** 3D DICE coefficients between manual and automatic bone segmentation maps for the six subjects of the pilot study taking account of the whole set of bone trajectories. Results for passive (left column) and active motion (right column) are separated. A dice value of 1 indicates perfect geometric alignment between automatic and ground truth segmentations.

An intensity-based registration pipeline has been proposed to estimate bone motion through the dynamic sequence. The robustness of this approach for both passive and active motion has been evaluated on *in vivo* data acquired for a pilot control cohort study. Although based on a successive estimation of transformations, the proposed approach demonstrates advantages in efficiency, reliability and robustness for all subjects.

The proposed algorithm is robust enough to image quality as well as motion artefacts in a way that it can determine kinematics even for unconstrained motion. This was evaluated by changing the delta-time  $\Delta k$  separating each couple of source/target images during the successive rigid registrations and the algorithm is still robust even for  $\Delta k = 5$ .

Normative passive kinematics show that the subjects maintained a consistent movement trajectory. Three-dimensional kinematics of the joint under passive ankle movement using the proposed method (Figs. 5–7) were similar to ankle joint kinematics reported in other studies using velocity data (Sheehan et al., 2007). Normative active kinematics show that the subjects were able to perform voluntary plantar-dorsiflexion between the extreme positions with the same temporal regularity as for passive motion. The comparison between passive and active kinematics shows closest temporal averages despite some temporal fluctuation of the standard deviation across subjects.

Although the fact that both our method and other motion methods tend toward the same goal which is bone motion tracking,

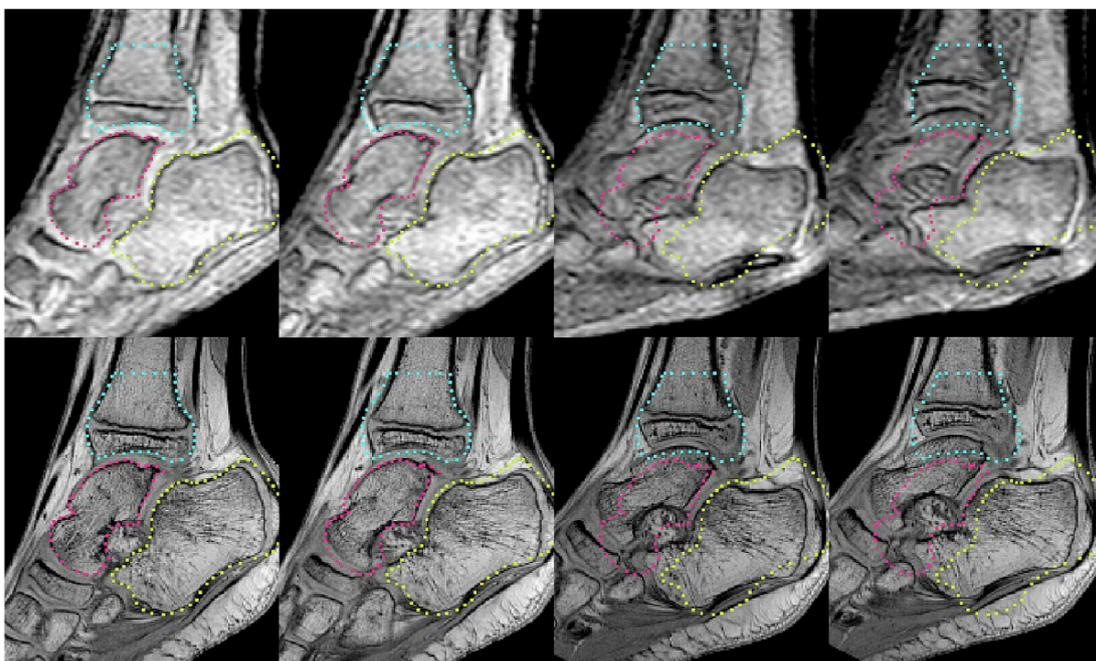


**Fig. 9.** Temporal evolution of the root-mean-square error (RMSE in voxels) between manual and automatic bone segmentations for subjects of the pilot study. Errors are represented using error bars. The average is shown with a dotted line with one standard deviation above and below this line. Results for passive (left column) and active motion (right column) are separated.

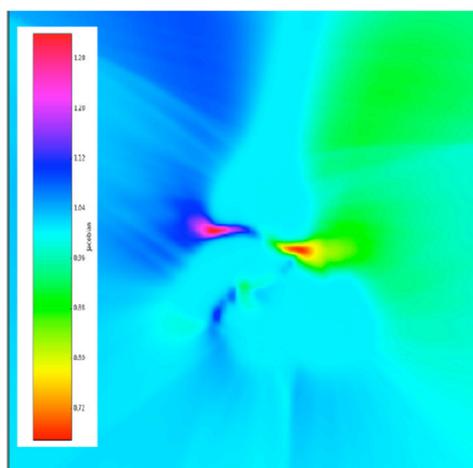
there are some technical differences making it difficult to perform an objective comparison based on a common error parameter.

In Clarke et al. (2015), the authors were more interested in the Achilles tendon moment arms and the accuracy and precision of bone motion tracking were not reported. Clarke et al. (2015) have discussed some limitations in their methods which can be particularly useful in adults. They have explicitly mentioned that their protocols require some modifications to be useful in the smaller joints of children. To satisfy the mesh density requirements for using the ICP algorithm, they have recommended the reduction of the slice gap for the dynamic scanning protocol while increasing the number of slices per time frame so that the slices span the joint

width. However, assuming that they have used ultrafast MRI sequences (with 8 sagittal slices/time frame compared to 6 slices in our work, and taking around 2 min to acquire 10–20 time frames compared to only 18 s to acquire 15 time frames in our work), increasing the number of slices will increase the scanning time of dynamic data to more than 2 min which will be uncomfortable especially for the pathological subjects. The authors have also notified that the rotation speed for their study was slow (mean  $1^\circ/s$  compared to  $4.2^\circ/s$  in our work) in order to reduce the effects of motion artifacts, so the motion itself is reduced to almost static or quasi-static nature where no real functionality can be assessed. Our choice for FFE sequences for dynamic data acquisition was



**Fig. 10.** High resolution temporal reconstruction for one subject (subject 6: passive motion). First row: original dynamic images, second row: corresponding high-resolution reconstructed images, downsampled to resemble to the original low-resolution images in order to validate the reconstruction accuracy. Each column corresponds to one time frame. Contours of the first time frame show the reconstruction accuracy (column 1) and the joint motion (columns 2–4).



**Fig. 11.** Jacobian map of the joint deformation fields that maps  $D_1$  to  $D_2$  for subject 4. The Jacobian determinant  $J(x)$  at a voxel  $x$  measures how the voxel volume changes after registration. It indicates a volume increase if  $> 1$ , and a volume decrease if  $< 1$ . The Jacobian determinant is equal to 1 inside bone segmentations (no voxel volume changes) as bones only perform linear rigid transformations (rotations and translations).

motivated by the fact that these techniques are less sensitive to motion artifacts (Stehning et al., 2004) and more than 5 times faster than ultrafast MRI.

In the work of Sheehan et al. (2007), the displacements of three to five points on each bone were calculated through Fourier integration and then converted into three-dimensional orientation angles. As part of the tracking process, they identified a series of vertices, defining regions on each bone of interest in the first time frame (i.e. three to five vertices per bone). The distance between

these vertices in the first time frame was considered the absolute distance under the assumption that it should remain fixed throughout the movement because bones are rigid. Thus, for each bone, the difference in distance between vertices in each time frame relative to the absolute distance was defined as the tracking error. A potential limitation of this study (Sheehan et al., 2007) was the out of plane accuracy of the bone motion because the accuracy of cine-PC MRI is independent of the shape of the bone being tracked (Behnam et al., 2011). Another clinical limitation is that subjects with musculoskeletal disease who cannot complete a large number of repeated motions cannot be studied with cine-PC MRI techniques. Although the vertices were well-defined from 3D high-resolution adult data in previous work of Sheehan et al. (2007), it was hard to reproduce their exact locations from developing children data for comparison purposes because of the differences in bone size and topology between children and adults. From another point of view, it was not sufficient to consider the distance between only some vertices as system bias and thus we have considered all the bone segmentations (i.e. all the volumetric information) for method evaluation.

The proposed method remains robust as long as the field-of-view (FOV) is well adjusted (i.e. when the FOV covers either the full or nearly-full anatomy of the ankle bones throughout the entire joint trajectory).

We have also extended the log-euclidean framework to estimate temporal dense deformation fields from multiple rigid transforms. The polyrigid approach provides a way to combine high resolution spatial information with temporal dynamics of joints. The output of this process is a series of high-resolution anatomical images portraying the different phases of the movement cycle. In this context, we proposed to compute the exponential mapping of the LEFP in an efficient and elegant way using matrix diagonalization-based techniques rather than using techniques involving approximation theory. The preservations of the bone shapes after the polyrigid fusion were checked by computing the

Jacobian maps associated to the estimated deformation fields (as shown in Fig. 11).

To conclude, our work is the first effort to track ankle joint motion and deformation from volumetric image data using intensity-based non-rigid image registration rather than using explicit mechanistic models. It therefore achieves its goals without having to perform time-consuming manual segmentations. In immediate future, the proposed approach will be applied to compare the ankle joint dynamics of children with spastic equinus with age-matched healthy children. Since spastic equinus is typically defined as the inability to dorsiflex the foot above plantigrade, with the hindfoot in neutral position and the knee in extended position (Kay et al., 2004), the foot was constrained to a specific path using the fixture in this work. However, this set-up is problem-specific and can be changed or removed while evaluating the pathomechanics of other joint(s). We will also explore this method to extract fine biomechanical parameters of tendon, and cartilage contact mechanics (e.g. temporal joint space width) of the tibiotalar joint which is the primary joint responsible for plantarflexion and dorsiflexion of the ankle. Furthermore, these techniques can be applied to other joints and related musculoskeletal disorders. This suggests that anatomical dynamic MRI and dedicated image processing techniques can open a new way to study *in vivo* human joints.

## Acknowledgments

The research leading to these results has received funding from Région Bretagne, Chaire d'excellence INSERM-IMT Atlantique, Fondation de l'Avenir, Paris, France, and Fondation Motrice, Paris, France.

## Appendix A. Supplementary material

Supplementary data associated with this article can be found, in the online version, at <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.02.007>.

## References

- Alanen, J.T., Levola, J.V., Helenius, H.Y., Kvist, M.H., 2001. Ankle joint complex mobility of children 7 to 14 years old. *J. Pediatr. Orthopaed.* 21 (6), 731–737.
- Arsigny, V., Commowick, O., Ayache, N., Pennec, X., 2009. A fast and log-euclidean polyaffine framework for locally linear registration. *J. Math. Imag. Vision* 33 (2), 222–238.
- Arsigny, V., Commowick, O., Pennec, X., Ayache, N., 2006. A log-euclidean polyaffine framework for locally rigid or affine registration. In: *International Workshop on Biomedical Image Registration*. Springer, pp. 120–127.
- Arsigny, V., Pennec, X., Ayache, N., 2005. Polyrigid and polyaffine transformations: a novel geometrical tool to deal with non-rigid deformations—application to the registration of histological slices. *Med. Image Anal.* 9 (6), 507–523.
- Bae, W., Ruangchaijatuporn, T., Chung, C., 2017. New techniques in MR imaging of the ankle and foot. *Magn. Reson. Imag. Clin.* 25 (1), 211–225.
- Behnam, A.J., Herzka, D.A., Sheehan, F.T., 2011. Assessing the accuracy and precision of musculoskeletal motion tracking using cine-PC MRI on a 3.0 T platform. *J. Biomech.* 44 (1), 193–197.
- Borotikar, B., Lempereur, M., Lelievre, M., Burdin, V., Ben Salem, D., Brochard, S., 2017. Dynamic MRI to quantify musculoskeletal motion: a systematic review of concurrent validity and reliability, and perspectives for evaluation of musculoskeletal disorders. *PLoS One* 12 (12), e0189587.
- Borotikar, B.S., Sipprell, W.H., Wible, E.E., Sheehan, F.T., 2012. A methodology to accurately quantify patellofemoral cartilage contact kinematics by combining 3D image shape registration and cine-PC MRI velocity data. *J. Biomech.* 45 (6), 1117–1122.
- Clarke, E., Martin, J., d'Entremont, A., Pandy, M., Wilson, D., Herbert, R., 2015. A non-invasive, 3D, dynamic MRI method for measuring muscle moment arms in vivo: demonstration in the human ankle joint and achilles tendon. *Med. Eng. Phys.* 37 (1), 93–99.
- Commowick, O., Arsigny, V., Costa, J., Ayache, N., Malandain, G., 2006. An efficient locally affine framework for the registration of anatomical structures. In: *Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2006. 3rd IEEE International Symposium on*. IEEE, pp. 478–481.
- Commowick, O., Arsigny, V., Isambert, A., Costa, J., Dhermain, F., Bidault, F., Bondiau, P.Y., Ayache, N., Malandain, G., 2008. An efficient locally affine framework for the smooth registration of anatomical structures. *Med. Image Anal.* 12 (4), 427–441.
- Jenkinson, M., Bannister, P., Brady, M., Smith, S., 2002. Improved optimization for the robust and accurate linear registration and motion correction of brain images. *Neuroimage* 17 (2), 825–841.
- Kay, R.M., Rethlefsen, S.A., Ryan, J.A., Wren, T.A., 2004. Outcome of gastrocnemius recession and tendo-achilles lengthening in ambulatory children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthopaed.* B 13 (2), 92–98.
- Martín-Fernández, M., Martín-Fernández, M., Alberola-López, C., 2009. A log-euclidean polyaffine registration for articulated structures in medical images. In: *MICCAI(2009)*. Springer, pp. 156–164.
- Mukundan, R., 2002. Quaternions: from classical mechanics to computer graphics, and beyond. In: *Proceedings of the 7th Asian Technology conference in Mathematics*. Springer, pp. 97–105.
- Papademetris, X., Dione, D., Dobrucki, L., Staib, L., Sinusas, A., 2005. Articulated rigid registration for serial lower-limb mouse imaging. In: *MICCAI (2005)*. Springer, pp. 919–926.
- Pelc, N.J., Herfkens, R.J., Shimakawa, A., Enzmann, D.R., et al., 1991. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Quart.* 7 (4), 229–254.
- Pettigrew, R., 1989. Dynamic cardiac MR imaging. *Techniques and applications*. *Radiol. Clin. North Am.* 27 (6), 1183–1203.
- Rebmann, A.J., Sheehan, F.T., 2003. Precise 3D skeletal kinematics using fast phase contrast magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* 17 (2), 206–213.
- Schaeffter, T., 2001. Projection reconstruction balanced fast field echo for interactive real-time cardiac imaging. *Magn. Reson. Med.* 46, 1238–1241.
- Seiler, C., Pennec, X., Reyes, M., 2012. Capturing the multiscale anatomical shape variability with polyaffine transformation trees. *Med. Image Anal.* 16 (7), 1371–1384.
- Sheehan, F.T., Babushkina, A., Alter, K.E., 2012. Kinematic determinants of anterior knee pain in cerebral palsy: a case-control study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93 (8), 1431–1440.
- Sheehan, F.T., Drace, J.E., 1999. Quantitative MR measures of three-dimensional patellar kinematics as a research and diagnostic tool. *Med. Sci. Sports Exercise* 31 (10), 1399–1405.
- Sheehan, F.T., Seisler, A.R., Siegel, K.L., 2007. In vivo talocrural and subtalar kinematics: a non-invasive 3D dynamic MRI study. *Foot Ankle Int.* 28 (3), 323–335.
- Sheehan, F.T., Smith, R.M., 2017. 3d musculoskeletal kinematics using dynamic MRI. *Handbook Hum. Motion*, 1–17.
- Sheehan, F.T., Zajac, F.E., Drace, J.E., 1997. Using cine phase contrast magnetic resonance imaging to non-invasively study in vivo knee dynamics. *J. Biomech.* 31 (1), 21–26.
- Stehning, C., Böhrner, P., Nehrke, K., Eggers, H., Dössel, O., 2004. Fast isotropic volumetric coronary MR angiography using free-breathing 3D radial balanced FFE acquisition. *Magn. Reson. Med. Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 52 (1), 197–203.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., et al., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J. Biomech.* 35 (4), 543–548.
- Zhu, Y., Pelc, N.J., 1999. Three-dimensional motion tracking with volumetric phase contrast MR velocity imaging. *J. Magn. Reson. Imag. Off. J. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* 9 (1), 111–118.

## Liste des publications

### Articles dans des revues internationales

- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. In vivo ankle joint kinematics from dynamic magnetic resonance imaging using a registration-based framework. *J Biomech.* 2019 ;86:193-203.
- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Acosta O, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. 4D in vivo quantification of ankle joint space width using dynamic MRI. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2019:2115-8.
- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. Temporal resolution enhancement of dynamic MRI sequences within a motion-based framework. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2019:4004-7.
- **Garetier M**, Borotikar B, Makki K, Brochard S, Rousseau F, Ben Salem D. Dynamic MRI for articulating joint evaluation on 1.5T and 3.0T scanners : setup, protocols and real-time sequences. *Insights Imaging.* 2020. In Press. doi : 10.1186/s13244-020-00868-5.
- **Garetier M**, Rousset J, Makki K, Brochard S, Rousseau F, Ben Salem D, Borotikar B. Real-time dynamic MRI of distal joints during motion : an image quality evaluation. En préparation pour *Diagnostic and Interventional Imaging*.

### Communications orales en congrès internationaux

- **Garetier M**, Borotikar B, Makki K, Rousset J, Rousseau F, Ben Salem D. Real-time dynamic MRI of finger motion: a feasibility study. *Radiological Society of North America annual meeting.* Chicago, Etats-Unis, 25-30 novembre 2018.
- **Garetier M**, Grimandi R, Tissier F, Pons-Becmeur C, Ben Salem D, Borotikar B. Feasibility of lower limb muscle volume estimation during contraction with real-time dynamic MRI : implications to clinical diagnostics. *European Congress of Radiology.* Vienne, Autriche, 27 février-3 mars 2019.
- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. In vivo ankle joint kinematics from dynamic MRI using a registration based-framework:

towards spastic equinus deformities. 31<sup>st</sup> European Academy of Childhood Disability annual meeting. Paris, 23-25 mai 2019.

- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Acosta O, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. 4D in vivo non-invasive quantification of ankle joint space width using dynamic MRI. 41<sup>st</sup> Engineering in Medicine and Biology conference. Berlin, Allemagne, 23-27 juillet 2019.
- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. Temporal resolution enhancement of dynamic MRI sequences within a motion-based framework. 41<sup>st</sup> Engineering in Medicine and Biology conference. Berlin, Allemagne, 23-27 juillet 2019.
- **Garetier M**, Ben Salem D, Makki K, Rousseau F, Brochard S, Borotikar B. In vivo evaluation of finger joint angle and moment arm using real-time dynamic MRI. International Society of Biomechanics annual conference. Calgary, Canada, 31 juillet-4 août 2019.
- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Acosta O, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. 4D in vivo non-invasive quantification of ankle joint space width using dynamic MRI. International Society of Biomechanics annual conference. Calgary, Canada, 31 juillet-4 août 2019.

### **Communications affichées en congrès internationaux**

- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. High-resolution temporal reconstruction of ankle joint from dynamic MRI . IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI). Washington, Etats-Unis, 4-7 avril 2018.
- **Garetier M**, Borotikar B, Makki K, Brochard S, Rousseau F, Ben Salem D. Real-time MRI of in vivo finger joint movement using Fast Field Echo sequences : a feasibility study. 8<sup>th</sup> World Congress of Biomechanics. Dublin, Irlande, 8-12 juillet 2018.
- Makki K, Borotikar B, **Garetier M**, Brochard S, Ben Salem D, Rousseau F. High-resolution temporal reconstruction of ankle joint from dynamic MRI. 8<sup>th</sup> World Congress of Biomechanics. Dublin, Irlande, 8-12 juillet 2018.
- **Garetier M**, Grimandi R, Tissier F, Pons-Becmeur C, Ben Salem D, Borotikar B.

Validity of a real-time True-FISP sequence to determine muscle Cross-Sectional Area. European Congress of Radiology. Vienne, Autriche, 27 février-3 mars 2019.

- **Garetier M**, Ta P, Borotikar B, Seizeur R, Ben Salem D, Le Nen D. Evaluation of flexor digitorum profundus tendon excursion by CT : a cadaveric study. Journées Francophones de Radiologie Diagnostique et Interventionnelle. Paris, 11-14 octobre 2019.

### **Publications dans des revues internationales en dehors du cadre de la these**

- **Garetier M**, Barberot C, Chinellato S, Commandeur D, Le Bivic T, Bonne L, Marianowski R, Nonent M, Rousset J. Clinical-radiological correlation after functional endoscopic sinus surgery in patients with chronic rhinosinusitis: interest of a sinonasal aerial volumetry. *Rhinology*. 2013;51:162-70.
- Rousset J, **Garetier M**, Gentric JC, Chinellato S, Barberot C, Le Bivic T, Meriot P. Biometry of the normal stapes by stapes axial plane high-resolution computed tomography. *J Laryngol Otol*. 2014;128:425-30.
- **Garetier M**, Rousset J, Pearson E, Tissot V, Gentric JC, Nowak E, Ferre JC, Timsit S, Ben Salem D. Value of spontaneous hyperdensity of cerebral venous thrombosis on helical CT. *Acta Radiol*. 2014;55:1245-52.
- Pennaneach A, **Garetier M**, Ollivier M, Ognard J, Marianowski R, Meriot P. Diagnostic accuracy of diffusion-weighted MR imaging versus delayed gadolinium enhanced T1-weighted imaging in middle ear recurrent cholesteatoma : a retrospective study of 39 patients. *J Neuroradiol*. 2016;43:148-54.
- Auffret M, **Garetier M**, Diallo I, Aho S, Ben Salem D. Contribution of the computed tomography of the anatomical aspects of the sphenoid sinuses to forensic identification. *J Neuroradiol*. 2016;43:404-14.
- **Garetier M**, Deloire L, Dedouit F, Dumoussat E, Saccardy C, Ben Salem D. Post-mortem CT findings in suicide. *Diagn Interv Imaging*. 2017;98:101-12.
- Mesrar J, Ognard J, **Garetier M**, Chechin D, Misery L, Ben Salem D. In vivo skin moisturizing measurement by high-resolution 3 Tesla magnetic resonance imaging. *Skin Res Technol*. 2017;23:289-94.
- Guillin R, Bertaud V, **Garetier M**, Fantino O, Polard JL, Lambotte JC. Ultrasound in

total hip replacement: the value of anterior acetabular cup visibility and contact with the iliopsoas tendon. *J Ultrasound Med.* 2018;37:1439-46.

- Pons C, Borotikar B, **Garetier M**, Ben Salem D, Burdin V, Lempereur M, Brochard S. Quantifying skeletal muscle volume and shape in humans using MRI : a systematic review of validity and reliability. *PLoS ONE.* 2018;13:e0207847.
- Ropars F, Mesrar J, Ognard J, Querellou S, Rousset J, **Garetier M**. Psoas proximal insertion as a simple and reliable landmark for numbering lumbar vertebrae on MRI of the lumbar spine. *Eur Radiol.* 2019;29:2608-15.
- Pons C, Eddi D, Le Gal G, **Garetier M**, Ben Salem D, Houx Laetitia, Fitoussi F, Quintero N, Brochard S. Effectiveness and safety of early intramuscular botulinum toxin injections to prevent shoulder deformity in babies with brachial plexus birth injury (POPB-TOX), a randomised controlled trial : study protocol. *BMJ Open.* 2019;9:e032901.
- Grimandi R, Tissier F, **Garetier M**, Giroux-Metgès MA, Rannou F, Tardy D. Nine months follow-up after anterior cruciate ligament surgery: an original single-center prospective clinical study on disuse in the aftermath of knee surgery. Soumis dans *BMC Musculoskeletal Disorders*.

## Ouvrages

- **Garetier M**, Rousset J, Barc RM. Echographie du tube digestif. In : Lucidarme O, ed. *Echographie abdominale.* Elsevier Masson SAS, Paris, 2017. p. 327-60.
- **Garetier M**, Deloire L, Garrigues F. Cas cliniques en imagerie ostéoarticulaire : membre inférieur. Elsevier Masson SAS, Paris, 2018.
- Nonent M, **Garetier M**. Explorations vasculaires radiologiques de la main et du poignet. In Le Nen D, Laulan J, eds. *Sémiologie de la main, du poignet et des nerfs périphériques*, 2e édition. Sauramps Médical, Montpellier, 2019.

**Titre :** Développement et applications de l'IRM dynamique dans le domaine musculo-squelettique

**Mots clés :** Appareil musculo-squelettique, articulation, doigt, imagerie temps réel, IRM dynamique, mouvement

**Résumé :** Les troubles de l'appareil musculo-squelettiques retentissent sur le mouvement, avec un impact parfois important sur la qualité de vie.

L'IRM dynamique est une technique d'imagerie qui peut être employée pour l'évaluation non invasive *in vivo* de cet appareil en mouvement. Elle regroupe trois principales méthodes, dont l'imagerie temps réel qui permet la visualisation d'images acquises de manière rapide et continue. L'IRM temps réel est basée sur des séquences d'écho de gradient rapide, en particulier les séquences avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle et celles avec gradients équilibrés. Ces séquences permettent de concilier une résolution temporelle élevée et une qualité d'image suffisante pour l'analyse des données, avec cependant des limites inhérentes à leurs caractéristiques.

L'IRM dynamique a été utilisée dans plusieurs applications musculo-squelettiques, participant ainsi à une meilleure compréhension de la biomécanique et de la pathologie, avec comme objectif une amélioration de la prise en charge des patients. Les paramètres biomécaniques estimés au niveau du doigt par IRM dynamique temps réel sont proches de ceux rapportés dans la littérature, comme le bras de levier ou la course du tendon. Cette technique d'imagerie peut également être employée pour évaluer la contraction du muscle par quantification sa déformation.

L'intégration de cette technique d'imagerie dans la pratique clinique nécessite par contre une standardisation des paramètres des séquences utilisées et une connaissance de l'installation appropriée du patient et des antennes.

**Title :** Development and applications of dynamic MRI for musculoskeletal system evaluation

**Keywords :** Dynamic MRI, finger, joint, motion, musculoskeletal system, real-time imaging

**Abstract :** Musculoskeletal disorders affect the movement of the body, with a significant impact on quality of life.

Dynamic MRI allows for the non-invasive and *in vivo* evaluation of musculoskeletal system during motion. Dynamic MRI can be acquired by three main methods, including real-time imaging allowing rapid and continuous image acquisition. Real-time dynamic MRI is based on rapid gradient echo sequences, in particularly spoiled gradient echo sequence and balanced steady-state free precession sequence. These sequences provide high temporal resolution and sufficient image quality for data analysis, but with their own limitations.

Dynamic MRI has been used for many musculoskeletal applications, allowing to better understand biomechanics and diseases, in order to improve patient management. The finger biomechanical parameters obtained with real-time dynamic MRI are close to those reported in the literature, as tendon excursion or moment arm. This technique can also be used to assess muscle contraction by quantifying muscle deformation. Clinical implementation of this imaging modality requires also standardization of the sequence parameters and knowledge of the suitable patient and coil installation.