

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE – LILLE 2

**FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG**

Année 2012

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT**

**DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**AMELIORATION DE LA RESOLUTION SPATIALE EN IRM ET  
APPLICATION A LA DETECTION DES CORPUSCULES DE PACINI**

**Présentée et soutenue publiquement le 19 Septembre 2012**

**Par Guillaume LEFEBVRE**

**JURY**

**Président :** Madame le Professeur Anne COTTEN

**Assesseurs :** Madame le Professeur Nathalie BOUTRY  
Monsieur le Docteur Jean François BUDZIK

**Directeur de Thèse :** Monsieur le Professeur Xavier DEMONDION

## TABLE DES MATIERES

### I. GENERALITES

<b>1. INTRODUCTION .....</b>	<b>p14</b>
<b>2. LA QUALITE IMAGE EN IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE ....</b>	<b>p15</b>
<b>A. Définitions .....</b>	<b>p15</b>
1) La qualité Image .....	p15
2) Le rapport Signal sur Bruit (SNR) .....	p16
3) La résolution spatiale .....	p16
4) La résolution en contraste .....	p17
5) Le Temps d'acquisition .....	p17
<b>B. Amélioration de la qualité image .....</b>	<b>p18</b>
1) Facteurs non opérateurs dépendants .....	p18
2) Facteurs opérateurs dépendants .....	p19
<b>3. LES CORPUSCULES DE PACINI .....</b>	<b>p22</b>
<b>A. Données anatomiques et histologiques sur la peau et ses récepteurs sensoriels ...</b>	<b>p22</b>
1) La peau .....	p22
2) Les terminaisons nerveuses cutanées .....	p24
<b>B. Données neurophysiologiques sur l'innervation de la peau et des récepteurs sensoriels .....</b>	<b>p29</b>
1) Innervation de la peau.....	p29
2) Caractéristiques fonctionnelles des récepteurs sensoriels cutanés .....	p29
3) Evaluation des mécanorécepteurs .....	p31

## II. ETUDE

<b>1. INTRODUCTION .....</b>	<b>p34</b>
<b>2. METHODES .....</b>	<b>p34</b>
<b>3. RESULTATS .....</b>	<b>p38</b>
<b>A. Qualité image et résolution spatiale .....</b>	<b>p38</b>
<b>B. Corpuscules de Pacini .....</b>	<b>p44</b>
<b>4. DISCUSSION .....</b>	<b>p49</b>
<b>A. Qualité Image et paramétrage de base .....</b>	<b>p49</b>
<b>B. Qualité Image et avancées technologiques IRM .....</b>	<b>p54</b>
<b>C. Comparaison des différentes techniques d'imagerie .....</b>	<b>p60</b>
<b>D. Détection par IRM des corpuscules de Pacini sur pièces anatomiques .....</b>	<b>p66</b>
<b>E. Limites .....</b>	<b>p71</b>
<b>F. Perspectives .....</b>	<b>p72</b>
<b>5. CONCLUSION .....</b>	<b>p74</b>
<b>6. ANNEXES .....</b>	<b>p75</b>
<b>7. BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>p79</b>
<b>8. ABREVIATIONS .....</b>	<b>p83</b>

## **GENERALITES**



## **1. INTRODUCTION**

L'imagerie par résonance nucléaire (IRM) est une technique d'imagerie médicale développée depuis plusieurs dizaines d'années, basée sur l'étude de la relaxation des protons d'hydrogène placés dans un champ magnétique et soumis à une onde de radiofréquence. Grâce à son principe, elle présente les avantages d'être une technologie non irradiante, offrant une excellente résolution en contraste des différents tissus étudiés. Les inconvénients par rapport aux autres modalités d'imagerie les plus souvent cités sont celles d'une durée d'examen longue et d'une qualité d'image limitée par une résolution spatiale relativement plus faible, malgré les récentes et nombreuses avancées dans le domaine.

L'objectif de cette étude est de montrer les possibilités et moyens offerts au radiologue pour améliorer la qualité image en IRM, notamment la résolution spatiale, sur du matériel utilisé en pratique courante, avec pour défi de montrer des structures cutanées infra millimétriques, les corpuscules de Pacini.

Nous aborderons dans un premier temps des généralités remplaçant la résolution spatiale au sein de la notion de qualité image en IRM puis les caractéristiques morphologiques et fonctionnelles des corpuscules de Pacini. Dans un second temps, nous exposerons les méthodes utilisées pour notre étude puis les résultats et leur discussion.

## 2. LA QUALITE IMAGE EN IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE

### A. Définitions

#### 1) La qualité image [1]

La qualité image est une donnée incontournable en IRM, gage des performances diagnostiques des images obtenues. Pouvant apparaître comme une notion abstraite, elle peut être décomposée comme l'obtention d'une image avec un rapport signal sur bruit élevé, une résolution en contraste et spatiale suffisante, obtenue dans un temps d'acquisition acceptable et sans artefact. Ces données sont dépendantes les unes des autres et un compromis doit donc être trouvé pour obtenir une qualité satisfaisante (fig.1). On pourra privilégier l'un ou l'autre en fonction de la pathologie explorée. Par exemple, un temps d'acquisition court sera utile pour des séquences dynamiques injectées, une résolution en contraste élevée sera nécessaire pour la caractérisation tumorale et une bonne résolution spatiale sera utilisée pour l'étude des nerfs périphériques.

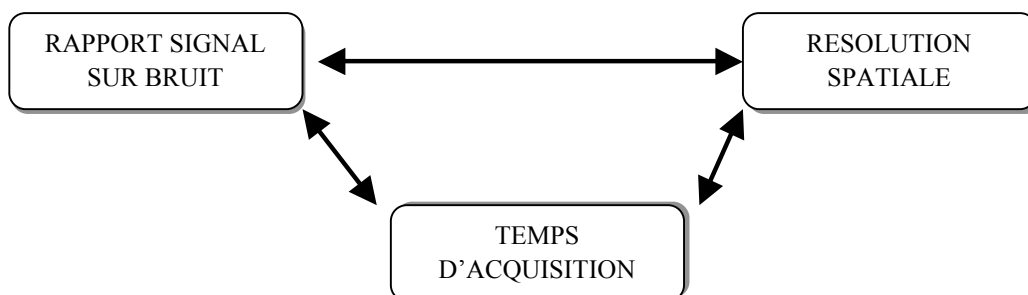


Figure 1: Qualité image en IRM. Interrelation des temps d'acquisition, du rapport signal sur bruit et de la résolution spatiale pour une image de contraste constant.

## 2) Le Rapport Signal sur Bruit (SNR) [1-3]

Le Rapport Signal sur Bruit (Signal to Noise Ratio, SNR) est une donnée primordiale en IRM.

Le bruit correspond à l'ensemble des informations parasites à l'origine d'une dégradation de l'image. Ce bruit peut provenir de l'appareillage utilisé, de la chaîne électronique, du mouvement aléatoire des particules ou encore des artéfacts.

Le signal correspond aux informations extraites du tissu exploré utiles à la formation de l'image. Il dépend des performances du matériel, des caractéristiques du tissu exploré (temps de relaxation T1, T2, densité protonique  $\rho$ ) et de paramètres modifiables par l'opérateur jouant sur le contraste (Temps d'écho TE, Temps de répétition TR). Il est donné par la formule suivante en écho de spin :

$$S_{SE} \# \rho (1 - e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2} f(v) \quad (1)$$

Pour un contraste fixe, le SNR sera fonction :

$$S/B \# V_{\text{voxel}} \sqrt{N_p} \sqrt{N_{\text{ex}}} / \sqrt{BP} \quad (2)$$

$V_{\text{voxel}}$ : volume du voxel,  $N_p$ : nombre de lignes de la matrice,  $N_{\text{ex}}$ : Nombre d'excitations,  $BP$ : bande passante

## 3) La résolution spatiale [1]

Elle correspond aux dimensions de l'unité de volume exploré, le voxel. Elle est contrôlée par l'épaisseur de coupe (z) et les dimensions du pixel (x,y), eux-mêmes directement liés aux données du champ d'exploration, encore appelé FOV et de la matrice utilisée, définie par un nombre de lignes et colonnes ( $N_{x,y,z}$ ).

- Séquence 2D :  $\text{Volume Voxel} = x \cdot y \cdot z = \text{épaisseur de coupe} \cdot \text{FOV}_x/N_x \cdot \text{FOV}_y/N_y$  (3)

- Séquence 3D :  $\text{Volume Voxel} = x \cdot y \cdot z = \text{FOV}_x/N_x \cdot \text{FOV}_y/N_y \cdot \text{FOV}_z/N_z$  (4)

#### 4) La résolution en contraste [1]

Le contraste (C) correspond à la variation d'intensité du signal (S) entre 2 points a et b, donné par la formule :

$$C = (S_a - S_b) / S_{\text{moyen}} \quad (5)$$

Il dépend des caractéristiques des tissus et des paramètres d'acquisition. Le pouvoir de séparation de 2 points de contraste différent est exprimé par la notion de rapport « Contraste sur Bruit » :

$$C/B = (S_a - S_b) / B \quad (6)$$

#### 5) Le temps d'acquisition [1-4]

Il représente un facteur limitant de la qualité image en IRM car si un temps long permet l'obtention d'un bon SNR et de résolutions en contraste et spatiale élevées, il expose en pratique courante à des examens de longue durée, source d'artéfacts de mouvement (le sujet devant rester immobile durant toute la séquence). La durée d'acquisition (Tac) est calculée par :

*TR* = temps de répétition, *N<sub>p</sub>* = nombre de codage de phase, *N<sub>ex</sub>* = nombre d'excitations, *N<sub>coupes</sub>* = nombres de coupes, *N<sub>p'</sub>* = nombre de pas de codage dans la 3<sup>ème</sup> dimension

- Séquence 2D :  $Tac = TR \cdot N_p \cdot N_{ex} \cdot N_{coupes}$  (7)

- Séquence 3D :  $Tac = TR \cdot N_p \cdot N_{ex} \cdot N_{p'}$  (8)

## **B. Amélioration de la qualité image**

La qualité image peut être améliorée de façon indépendante de l'opérateur (caractéristiques tissulaires, qualité du matériel utilisé) ou bien accessibles par la modification des paramètres des séquences. Comme nous l'avons vu précédemment l'amélioration d'un des critères de qualité se fait aux dépens des autres, d'où la nécessité d'un compromis.

### 1) Facteurs non opérateurs dépendants

#### *Intensité du champ magnétique*

Les performances de l'aimant principal seront liées à l'intensité du champ magnétique principal  $B_0$  produit et à son homogénéité, réglée par des éléments de blindage passifs ou actifs (bobines de contre-champ ou shim). Les performances actuelles (champ important et stable) sont permises grâce à l'utilisation d'aimant de haut champ (supérieur ou égal à 3 Teslas) utilisant une technologie supra conductrice. Il permet une augmentation linéaire du SNR avec  $B_0$ . Cette avancée peut être mise à contribution pour une amélioration de la résolution spatiale ou de la durée d'acquisition si on garde constant le SNR [1,3,5,6]. Le signal est ainsi multiplié par 4 à 3 Teslas par rapport à 1,5 Teslas, mais le bruit est également deux fois plus important, conduisant à un SNR double [7].

#### *Gradients*

Les gradients produisent un champ magnétique de faible intensité variable dans l'espace, s'ajoutant au champ magnétique principal. Leur application au cours de la séquence IRM permet de déterminer précisément une coupe, des lignes et des colonnes de l'espace k

utiles à la formation de l'image, par le biais de gradient de sélection de coupe, de phase et de lecture. Ils sont caractérisés par leur intensité maximale, leur linéarité et leur temps de montée. Ils interviennent dans la détermination de l'épaisseur de coupe et donc sur le SNR et la résolution spatiale [1,3,4,5,8].

### *Antennes*

Le choix des antennes se fait en fonction du type d'organe à explorer. Les antennes dites « de surface » permettent une amélioration du SNR en limitant le champ d'exploration et ainsi diminuant le bruit environnant. Elles interviennent également dans la résolution spatiale par la limitation du FOV. Elles peuvent être constituées de plusieurs éléments, améliorant encore le signal obtenu et permettant la réalisation de séquence d'imagerie parallèle [1,3,6].

### *Composition des tissus*

Elle influence le contraste de l'image par la valeur de leurs temps de relaxation T1, T2 et de leur densité protonique, propres à chaque tissu, mais aussi le signal obtenu [1].

## 2) Facteurs opérateurs dépendants [1,9]

### *TE et TR*

Le temps d'écho (TE) sépare l'impulsion de radiofréquence et le recueil du signal. Le temps de répétition (TR) est l'intervalle entre deux impulsions initiales de radiofréquence. Ils pondèrent le contraste de l'image soit en T1, T2, ou en densité protonique (DP). Ainsi, en écho de spin:

- TE court, TR court : pondération T1
- TE long, TR long : pondération T2
- TE court, TR long : pondération densité protonique

Les TE et TR agissent également sur le SNR: majoration du signal avec l'augmentation du TR et diminution du signal avec l'augmentation du TE. Le TR influence également le temps d'acquisition.

### *FOV et matrice*

Ils déterminent les dimensions du voxel, proportionnelles à la quantité de signal et inversement à la résolution spatiale.

### *Nombre d'excitations*

L'augmentation du nombre d'excitations effectuées influence favorablement le SNR. Elle permet un moyennage du signal échantillonné au détriment du temps d'acquisition.

### *Bande passante*

La bande passante de réception, permise par l'application du gradient de lecture va permettre, si elle est étroite, l'obtention d'un SNR élevé au détriment d'un temps de lecture plus long.

### *Choix des séquences*

Il se fait en fonction de la question diagnostique posée et le paramétrage de celles-ci permet de déterminer une durée d'acquisition, un contraste et une résolution spatiale donnés. Les séquences améliorées dites « rapides », dérivées de l'écho de spin ou de l'écho de gradient, sont maintenant les plus utilisées. Elles permettent avec d'autres méthodes, comme des remplissages partiels de l'espace k, une diminution significative des temps de séquences.



### **3. LES CORPUSCULES DE PACINI**

Les corpuscules de Pacini ou de Vater-Pacini sont des capteurs sensoriels de la peau. Ils ont été identifiés pour la première fois chez l'être humain par Johannes Gottlieb Lehmann en 1741 et durant la même période par Abraham Vater (1684-1751). Leur description fut oubliée pendant plusieurs décennies puis décrite à nouveau par Filippo Pacini (1812-1883), un siècle plus tard, sans connaître les précédents travaux. En 1831, alors étudiant en Anatomie, il s'interrogea sur ces structures lors de travaux de dissection. Ses maîtres lui répondirent qu'il s'agissait de simples lobules graisseux. Déterminé, il continua leur étude, utilisant notamment la microscopie et en précisa la structure. Il mettra plusieurs années à faire admettre ses résultats de recherche par la communauté scientifique. Il devint par la suite Professeur d'Anatomie de l'Université de Florence. Malgré d'autres découvertes, notamment celle de l'agent causal du choléra, il mourut en 1883, ruiné et peu reconnu de son vivant. Les corpuscules de Pacini furent par la suite décrits de plus en plus précisément, aidés par les progrès de la microscopie, de l'immunohistochimie et de la neurophysiologie [10].

Nous aborderons des rappels morphologiques et fonctionnels de la peau et de ses récepteurs sensoriels, insistant sur les caractéristiques des corpuscules de Pacini.

#### **A. Données anatomiques et histologiques sur la peau et ses récepteurs sensoriels**

##### 1) La peau

La peau est un organe complexe, recouvrant l'ensemble du corps humain, représentant environ 15 % du poids total. Elle est composée de trois couches, de la superficie à la profondeur : l'épiderme, le derme et l'hypoderme. La peau présente des variations de son épaisseur (1 à 4 mm) et de la répartition de ses annexes.

Dérivé embryologiquement de l'ectoderme, l'épiderme est un épithélium de type malpighien, en renouvellement continu. Il comprend plusieurs types cellulaires : les kératinocytes majoritairement (90-95 %) mais aussi les cellules de Langerhans (3-6 %), les mélanocytes, les cellules de Merkel et les lymphocytes. Les cellules épidermiques sont disposées en couches successives : la couche basale (une couche), la stratum spinosum (cinq à quinze couches), la couche granuleuse (une à trois couches), la stratum lucidum (inconstante, retrouvée dans la région palmo-plantaire) et une couche cornée (divisée en stratum compactum et disjunctum). Les kératinocytes naissent de cellules souches de la couche basale et migrent vers la surface, subissant des modifications successives biochimiques et morphologiques, puis sont éliminées, permettant le renouvellement de l'épiderme en trente jours. Les cellules de Langerhans sont des cellules présentatrices de l'antigène, dérivées des précurseurs hématopoïétiques. Les mélanocytes, dérivés des crêtes neurales, ont pour fonction la production de mélanine. Les autres types cellulaires représentés, en faible nombre dans la couche basale, sont les cellules de Merkel, ayant un rôle supposé de mécanorécepteurs et des lymphocytes, permettant la défense immunitaire.

La jonction dermo-épidermique est une membrane complexe synthétisée par les kératinocytes et les fibroblastes du derme. Elle constitue un support mécanique entre les deux compartiments, mais elle permet des échanges métaboliques et le passage de cellules lors de réaction inflammatoire.

Le derme présente une origine embryologique différente de l'épiderme, provenant du mésoderme. Il comprend une partie superficielle, le derme papillaire et une partie profonde, le derme réticulaire. Il est constitué de fibres élastiques et de fibres collagènes. Il est le siège de plexus nerveux, des vaisseaux et des portions dermiques des annexes. Les principaux types cellulaires sont les fibroblastes, les dendrocytes et les mastocytes.

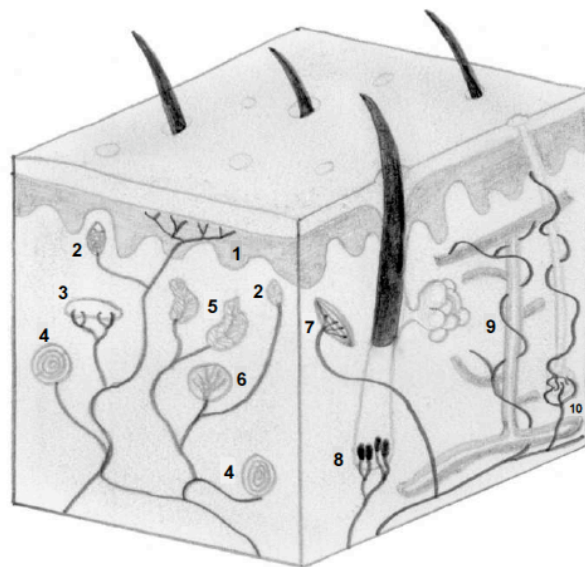
L'hypoderme, également d'origine mésodermique, est un tissu graisseux composé majoritairement d'adipocytes. Il joue un rôle dans la thermorégulation, le métabolisme énergétique et de protection mécanique.

Les annexes sont des structures épithéliales connectées à la surface de l'épiderme mais sont principalement situées dans le derme et l'hypoderme. Elles sont représentées par les follicules pilo-sébacés, les glandes sudoripares et les ongles.

La peau présente un réseau vasculaire dense, à l'exception de l'épiderme qui est un tissu non vascularisé. L'apport artériel est assuré par des artères perforantes provenant des artères musculaires. Deux réseaux sont ensuite constitués, l'un profond à la jonction derme-hypoderme qui assure la vascularisation des follicules pilo-sébacés et des glandes sudoripares, l'autre superficiel à la jonction derme réticulaire et derme papillaire à l'origine d'une boucle vasculaire dans chaque papille dermique. Dans certaines régions (lit unguéal, nez, oreilles) des shunts artério-veineux particuliers, les corps glomiques neuro-myo-artériels permettent des anastomoses directes. Les vaisseaux lymphatiques ont une disposition calquée sur la disposition artérielle [11].

## 2) Terminaisons nerveuses cutanées

L'innervation de la peau est riche et complexe, variable selon la topographie. Elle est issue de l'arborescence de fibres nerveuses issues de plexus profonds, à la jonction hypoderme-derme profond, et superficiels, situés à la jonction derme papillaire - derme réticulaire. Elle regroupe des fibres myélinisées et non myélinisées répondant à des terminaisons libres, dilatées ou corpusculaires particuliers (fig.2) [12].



Système nerveux sensitif

Système nerveux autonome

Figure 2 : Schéma de l'innervation cutanée, d'après Misery [12].

1. Terminaisons libres épidermiques, 2. Corpuscule de Merkel, 3. Corpuscule de Meissner, 4. Corpuscule de Pacini, 5. Corpuscule de Ruffini, 6. Corpuscule de Golgi, 7. Fibres nerveuses du muscle arrecteur, 8. Fibres lancéolées peri-folliculaires, 9. Fibres nerveuses péri-vasculaires, 10. Fibres nerveuses des glandes sudoripares.

### *Terminaisons libres*

Les terminaisons libres sont nombreuses. Elles se situent dans l'épiderme correspondant à des fibres nerveuses de type C (1-2 $\mu$ m) ou A $\delta$  (2-5 $\mu$ m), au contact des glandes sébacées et des poils par des fibres A $\beta$  (5-10 $\mu$ m).

### *Terminaisons dilatées*

Les terminaisons dilatées comprennent les terminaisons lancéolées mesurant 3-5 x 200-300  $\mu\text{m}$  et 1  $\mu\text{m}$  d'épaisseur. De forme ovoïde ou aplatie, on les retrouve proches des gaines folliculaires [12]. Les cellules de Merkel sont présentes dans la couche basale de l'épiderme et au sein du revêtement épithélial des follicules pileux, en faible densité, variable selon les régions (maximales dans les régions palmo-plantaires). Elles présentent des caractéristiques à la fois neuroendocrine et épithéliale.

### *Terminaisons corpusculaires*

Elles sont caractérisées par la présence d'une structure corpusculaire à l'extrémité de la fibre nerveuse. Elles présentent une certaine plasticité et s'adaptent progressivement aux modifications physiques, chimiques et métaboliques, qu'elles soient physiologiques ou pathologiques [11,12]. Le regroupement des cellules de Merkel forme des corpuscules du même nom, visible à la jonction dermo-épidermique [12]. Les corpuscules de Meissner sont situés dans les papilles dermiques des mains et pieds, les lèvres et à la face antérieure des avant-bras. Ils sont de forme ovale, mesurant 80 x 30  $\mu\text{m}$ . Ils sont en contact étroit avec les kératinocytes de la couche basale [13]. Les corpuscules de Ruffini sont des structures ovoïdes de 0,2 à 1 mm, situés à la jonction derme réticulaire-derme profond, autour des vaisseaux et des follicules pileux. Les corpuscules de Golgi-Mazzoni et de Krause sont plus des récepteurs muqueux que cutanés [12].

Les corpuscules de Pacini se trouvent principalement dans le tissu cellulo-graisseux sous-cutané de la paume des mains et de la face plantaire des pieds, des doigts, des organes génitaux et dans les ligaments et capsules articulaires. Les corpuscules de Pacini sont des

structures de forme ronde à ovale, mesurant plus de 0,5 x 2 mm. Ils sont constitués de lamelles compactes, contenant une terminaison nerveuse myélinisée unique, le tout entouré d'une couche cellulaire formant une capsule en continuité avec le perineurium du nerf (fig.3). Cette disposition en couches pluri-lamellaires concentriques lui donne un aspect caractéristique « en bulbe d'oignon » [13].

Leur distribution a été étudiée sur plusieurs espèces animales, notamment sur la face plantaire des pattes d'éléphants, montrant leur prédominance en zone d'appui [14]. Chez l'homme, l'étude sur les mains de dix cadavres retrouve un nombre moyen de 300 corpuscules par main (192-424), avec la répartition suivante : 44 à 60% aux doigts, 23 à 48% en regard des articulations métacarpo-phalangiennes et 8 à 18% dans les loges thénars et hypothénars. Leur taille apparaît inférieure en regard de la phalange distale et leur nombre moindre en regard la phalange moyenne [15]. Cauna et al. ont analysé en microscopie les corpuscules de Pacini de doigts de 150 patients (nouveau-né à 93 ans). Les corpuscules sont retrouvés à cinq endroits différents : le derme profond palmaire, la graisse sous-cutanée en profondeur des glandes sudoripares, les parties latérales adjacentes au périoste des phalanges proximales et moyennes, entre les tendons fléchisseurs des doigts et la face palmaire des mêmes phalanges et dans les zones d'insertions musculaires de la base de la phalange proximale. Une disposition autour du nerf digital propre en regard de la phalange moyenne est constatée. Ainsi, sur une moitié radiale d'un index de fœtus, 178 corpuscules sont mis en évidence, par contre, aucun corpuscule n'est retrouvé sur la face dorsale [16].

Les corpuscules présentent une structure commune mais des variabilités importantes dans leur forme et leur taille, apparaissant de morphologie ovale, parfois aplatie et irrégulière. Ils mesurent en moyenne 500 - 700  $\mu\text{m}$  à la naissance, pour augmenter avec l'âge jusqu'à 3-4 mm, puis régresser après 70 ans. Deux mécanismes de croissance sont suggérés, l'un par l'addition de nouvelles couches en surface, l'autre de façon rétrograde le long de la fibre

nerveuse, incorporant au fur et à mesure l'axone. Sa structure est constituée d'une couche adventicielle, de bulbes externe et interne, d'une structure nerveuse et de vaisseaux sanguins. Le bulbe externe est constitué d'une succession de couches concentriques, mesurant 1  $\mu\text{m}$  d'épaisseur, faites de cellules aplaties disposées en une couche unique et continue. L'espace entre deux couches constitue un espace inter lamellaire, renfermant des vaisseaux, des cellules et un réseau de fibres collagènes disposées transversalement à l'axe du corpuscule et de façon moins distincte longitudinalement. Sa composante cellulaire décroît avec l'âge alors que sa composante collagénique s'accroît. Les espaces inter-lamellaires ne communiquent pas entre eux mais ils peuvent fusionner à la partie proximale du corpuscule. Le bulbe interne (ou core central) contient la fibre nerveuse axonale et des cellules de soutien. Contrairement aux autres récepteurs, les axones des corpuscules de Pacini sont issus de rameaux directs des nerfs digitaux palmaires (« lignes privées »). La couche adventicielle est faite de cellules conjonctives, des fibres collagènes et élastiques. Les branches artérielles pénètrent par la partie moyenne et se divisent au sein des espaces inter-lamellaires. Le drainage veineux se fait par l'extrémité proximale ou la convexité du corpuscule. Un point important est la proximité et la continuité de la vascularisation avec des glomérules anastomotiques artério-veineux. En effet, en fonction de l'ouverture ou non de ce dernier, la pression au sein du réseau veineux du corpuscule peut varier ainsi que la pression du liquide des espaces inter-lamellaires qui peut être transmise au bulbe interne [16].

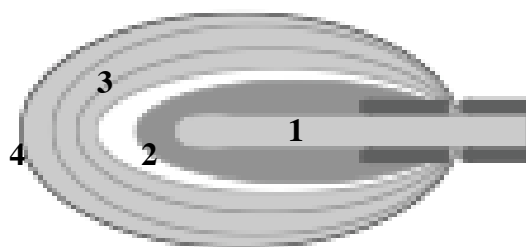


Figure 3: Schéma de la structure d'un corpuscule de Pacini, d'après Vega [12].

1. Axone, 2. Core central, 3. Bulbe externe, 4. Capsule.

## **C. Données neurophysiologiques sur l'innervation de la peau et des récepteurs sensoriels**

### **1) Innervation de la peau**

La peau est richement innervée, permettant la perception des stimuli sensoriels extérieurs. Elle comprend schématiquement deux systèmes, l'un afférent (autonome) et l'autre efférent (somatique).

Le système efférent issu du système sympathique est non myélinisé, permettant le fonctionnement des vaisseaux cutanés et des annexes de la peau. Les fibres nerveuses forment des plexus autour des bulbes pilo-sébacés (pilo-érection) et dans le derme papillaire (contrôle tensionnel, thermorégulation, production de sueur).

Le système afférent est à la fois myélinisé et non myélinisé. Il prend en charge la sensibilité de la peau, disposé sur un territoire précis nommé dermatome, sous la dépendance d'une racine nerveuse donnée. La sensibilité cutanée chemine par les fibres C et A $\delta$ , qui après modification de la polarisation membranaire, vont transmettre les informations, via les voies de la sensibilité, au cortex cérébral. Ces voies comprennent la voie lemniscale (sensibilité tactile épicrotique, baresthésie, pallesthésie, proprioception consciente), la voie extra-lemniscule (sensibilité protopathique et thermo-algique), et la voie spino-cérébelleuse (proprioception inconsciente) [12,13].

### **2) Caractéristiques fonctionnelles des récepteurs sensoriels cutanés**

Les sens comprennent la vision, le toucher, le goût, l'odeur et l'ouïe. Ils sont obtenus grâce à l'action de récepteurs sensoriels interagissant avec des stimuli extérieurs, permettant l'obtention d'informations sur leur modalité, leur durée, leur intensité et leur localisation.



La sensibilité cutanée superficielle extéroceptive comprend le tact, la température et la douleur. La stimulation tactile comprend la perception du toucher, des pressions et des vibrations. Les informations traitées concernent alors la texture, la rigidité, les contours, le chaud et froid, la douleur et le prurit. Les modifications à la surface de la peau sont transmises à la membrane de récepteurs, entraînant l'ouverture de canaux ioniques et sa dépolarisation, à l'origine de potentiels d'action transmis au cortex sensoriel. En plus de leur classification topographique (profond / superficiel), structurale (simple / complexe), les récepteurs sont également classés d'un point de vue fonctionnel en récepteurs mécaniques, thermiques et nociceptifs. L'information transmise sera fonction du type de récepteur recruté, caractérisé par un champ récepteur, un seuil, une spécificité et un mécanisme d'adaptation. Le champ récepteur définit la surface cutanée à l'intérieur de laquelle doit se trouver le stimulus pour être perçu par un récepteur. La précision est fonction de la densité des récepteurs. Le seuil est le niveau nécessaire pour déclencher l'action d'un récepteur, pouvant être bas ou haut. La spécificité est variable selon les récepteurs (uni ou pluri-modaux). L'adaptation est lente ou rapide. Les récepteurs à adaptation lente agissent pendant toute la durée du stimulus, émettant des potentiels d'action tout au long du stimulus, apportant une information quantitative. Ceux qui sont à adaptation rapide agissent au début et à la fin du stimulus, informant plutôt sur la présence ou non du stimulus [12,17].

Les caractéristiques des récepteurs mécaniques ou mécanorécepteurs sont repris dans le tableau 1. Si leurs stimuli d'activation sont bien identifiés, le mécanisme de transduction à l'échelle moléculaire est moins bien connu. Un mécanisme reposant sur des canaux ioniques voltage-dépendants ou non a été proposé pour la transduction du signal mécanique dans les corpuscules de Pacini. L'initiation du signal passerait ainsi par des canaux sensibles à l'étirement et mettant en jeu des mouvements d'ions  $\text{Na}^+$  et  $\text{K}^+$ . La famille des canaux de type degenerine/epithelial Na canal (DEG/EnaC) serait impliquée, montrant des interactions avec la matrice extracellulaire et le cytosquelette. A côté de ce mode d'activation, une autre

hypothèse est soulevée, celle d'une connexion de type synaptique, confortée par la présence de glutamate, de récepteurs au glutamate et de protéines SNARE dans les lamelles, les connexions inter lamellaires et à la jonction lamelle / axone [18].

Caractéristiques		Types de mécanorécepteurs
Topographie	Peau superficielle	Meissner, Merkel
	Tissus sous cutanés profonds	Pacini, Ruffini
Adaptation	lent	Merkel, Ruffini
	Rapide	Meissner, Pacini
Fréquence d'excitation	Inf. 6.3 Hz	Merkel
	16-32 Hz	Meissner
	Sup. 100 Hz	Pacini
Fonction	Forme et texture	Merkel
	Mouvement de basse fréquence	Meissner
	Vibration haute fréquence	Pacini
	Conformation, contraintes	Ruffini
Résolution	Fine	Meissner, Merkel
	Grossière	Pacini, Ruffini

Tableau 1: Principales caractéristiques des mécanorécepteurs cutanés [17].

### 3) Evaluation des mécanorécepteurs

L'activité des mécanorécepteurs peut être évaluée cliniquement par l'étude du seuil d'activation à un stimulus donné et de sa densité (capacité discriminatrice). L'étude du seuil d'activation comprend l'évaluation du seuil de perception à la pression à l'aide de monofilaments, étudiant le système à adaptation lente (disque de Merkel). L'étude au diapason permet d'étudier l'ensemble des mécanorécepteurs jusqu'à 160 Hz, puis la réponse

des récepteurs à adaptation lente décroît. Ainsi, les corpuscules de Meissner sont testés à 30 cycles/s et ceux de Pacini à 256 cycles/s. Le ten test de Strauch est effectué par la pression des doigts du thérapeute comparant les zones lésées et saines. Le test de densité se fait à l'aide du test de Weber portant sur la discrimination de deux points statiques, reflet de la densité et du nombre des récepteurs à adaptation lente. Il se fait à l'aide de pointes émoussées appliquées à chaque hémi-pulpe. Le test de Weber modifié par Dellon étudie, par la discrimination entre deux points mobiles, les récepteurs à adaptation rapide [19].

La vibrométrie, inspirée des études audiométriques, permet l'évaluation de cette modalité de la sensibilité. Elle mesure le plus petit déplacement détectable. Plusieurs facteurs sont susceptibles de modifier cette évaluation : le matériel utilisé (diamètre, environnement), le déroulement de l'examen (fréquence, amplitude, adaptation, position) et les caractéristiques du sujet (poids, âge, température cutanée, sexe, affections musculo-squelettiques, neuropathies, exposition alcool-tabagique). Cette méthode souffre du manque de standardisation, de la possibilité de phénomènes d'adaptation, du recrutement possible de plusieurs types de mécanorécepteurs ou encore du manque de connaissances, notamment dans l'absence d'exploration à hautes fréquences. De plus, la possibilité d'interactions entre mécanorécepteurs fait reconsidérer le principe du fonctionnement isolé des différents récepteurs. Néanmoins, elle apparaît comme une méthode d'exploration non invasive complémentaire des mesures de conceptions nerveuses [17].

## **ETUDE**

## **1. INTRODUCTION**

Le but de cette étude est de rechercher des corpuscules de Pacini avec du matériel IRM utilisé en pratique clinique courante. Les autres objectifs sont d'obtenir la meilleure résolution spatiale possible sur ce même matériel et d'observer la modification de paramètres accessibles à l'opérateur et utiles à l'amélioration de la qualité image dans sa pratique IRM quotidienne.

## **2. METHODES**

L'étude a été réalisée sur des doigts de pièces cadavériques de préparation de type « BIOMET », consistant en une préparation non formolée, chez deux sujets différents de sexe féminin âgés de 53 ans (pièce n°1) et 60 ans (pièce n°2). Les sites anatomiques choisis ont été les faces palmaires des 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> rayons.

Nous avons utilisé comme support IRM un modèle Philips Ingenia<sup>®</sup> 3.0T, possédant un tunnel de 70 cm de diamètre et des gradients d'amplitude maximale dans chaque axe de 45 mT /m et un taux de montée maximale de 200 T/m/s. Nous avons utilisé une antenne de surface multi-canaux composée de 8 éléments (Philips SENSE Small Extremity<sup>®</sup>), dédiée à l'étude des articulations périphériques, présentant un caractère flexible et une couverture de 20 cm.

Nous avons testé des séquences de type T1 TSE, T2 TSE, 3D BFFE et 3D FFE durant trois séances de travail. Les informations suivantes ont été reprises par la lecture des cartes d'examens et des informations DICOM :

- Tailles du FOV et des matrices d'acquisition et reconstruction, épaisseur de coupe, intervalle inter-coupe, dimensions du voxel acquis et reconstruit, pourcentage de remplissage et du RFOV, application d' « overcontiguous ».

- Valeurs du TE, TR, de l'angle de bascule, de la bande passante, l'application de « water fat shift ».
- L'application d'un facteur « SENSE », le nombre de moyennage, le facteur turbo, le nombre de coupes et la durée d'acquisition.
- La mesure de la SAR (Specific Absorption Rate).

Le choix des séquences s'est fait à partir d'une première séquence fixant des dimensions intermédiaires de voxel. Les suivantes ont eu pour objectif un voxel reconstruit aux alentours de 0,10 mm dans le plan de coupe, faisant intervenir des paramètres d'acquisition et de reconstruction pour tenter de conserver une qualité image et un SNR élevés. Nous avons fixé comme objectif des durées d'acquisition inférieures à 20 mn pour les séquences FFE et inférieures à 10 mn pour les séquences TSE.

Le SNR a été approché par la mesure de valeurs moyennes et de déviations standards dans des ROIs situés dans des zones en dehors de l'image et par le rapport entre le signal moyen et la déviation standard d'une région homogène de l'image (fig.4).

Le contraste a été évalué entre les tissus mous de la face palmaire et l'os spongieux de la phalange proximale par l'application de la formule suivante :

$$\text{Contraste}_{Os-Tissus\ mous} = \frac{(\text{Signal os} - \text{Signal tissus mous})}{(\text{Signal os} + \text{Signal tissus mous})/2}$$

La qualité image globale a été estimée par le recueil de quatre items (fig.4):

- 1- Importance des artéfacts.
- 2- Niveau de bruit perceptible.
- 3- Délimitation des couches de la peau.
- 4- Netteté des travées conjonctives.

Chaque item a été coté de 1 à 3 points : 1- important, 2- modéré, 3- négligeable pour les deux premiers items et 1- mauvaise, 2- moyenne, 3- bonne pour les deux autres.

Le score global obtenu entre 4 à 12 a permis d'évaluer la qualité image globale subjective classée :

- Mauvaise : score entre 4 et 6.
- Moyenne : score entre 7 et 9.
- Bonne : score de 10 à 12.

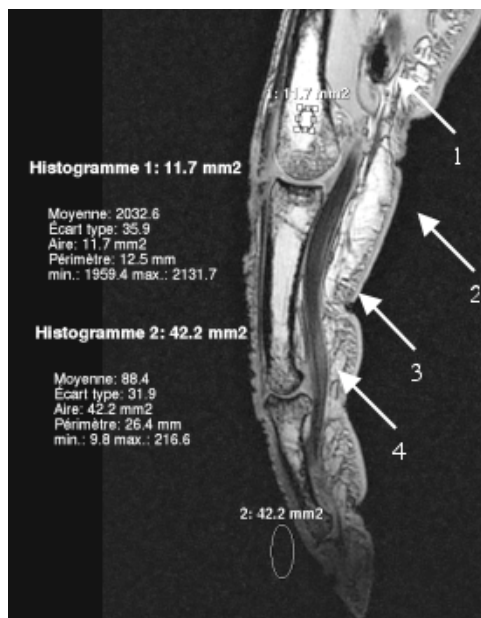


Figure 4 : Evaluation du SNR et de la qualité image globale.

Mesures de ROIs dans une zone homogène de l'image et dans l'air et évaluation subjective d'artéfacts (1), du bruit (2), de la délimitation des couches cutanées (3) et de la netteté des travées conjonctives (4).

L'étude anatomopathologique a été réalisée sur les 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> rayons de la pièce n°1.

Elle s'est centrée sur la moitié radiale du versant palmaire des phalanges proximale et moyenne du 3<sup>e</sup> rayon (essai IRM 1). Un repérage a été pratiqué sur la pièce anatomique pour des corrélations topographiques par un marquage au bleu (marquages en regard des articulations métacarpo-phalangienne et interphalangienne proximale) et par le positionnement d'un fil marquant la distalité. Trois coupes anatomiques sagittales parallèles (latérale, moyenne et paramédiane) ont été confiées à l'anatomopathologiste, réalisant ensuite des coupes histologiques semi-sérialées, dont la fréquence a été adaptée à la taille des structures recherchées (fig.5).

Le 2<sup>e</sup> rayon (essai IRM 2) a été prélevé en totalité et les coupes histologiques ont également été effectuées semi-sérialées sur la totalité du versant palmaire du doigt.

La détection des corpuscules s'est faite en microscope optique, après coloration trichromique standard au l'Hémalun-Eosine-Safran (HES). Les précisions sur la profondeur, les éléments de l'environnement, la taille, le nombre et la topographie ont été relevées.

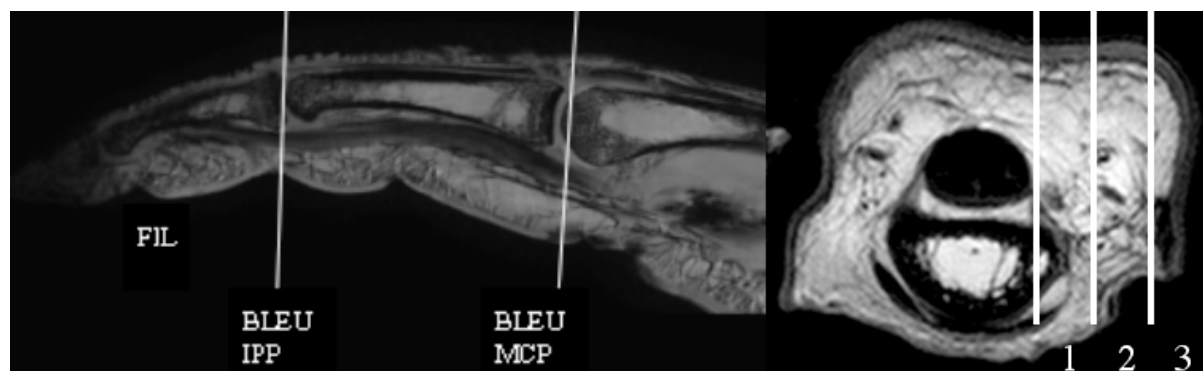


Figure 5: Repérages effectués avant analyse anatomopathologique du 3<sup>e</sup> rayon.

Marquage au bleu à l'aplomb des articulations métacarpo-phalangienne et interphalangienne proximale et repérage de la partie distale par un fil sur 3 coupes successives sagittales du versant palmaire (paramédiane 1, intermédiaire 2 et latérale 3).



### 3. RESULTATS

#### A. Qualité image et résolution spatiale (Annexes Tableaux 2, 3, 4, 5)

Au cours de cette étude, vingt séquences sont testées, parmi lesquelles sept séquences 3D FFE, huit séquences T1 TSE, trois séquences T2 TSE et deux séquences 3D B FFE (fig.6).

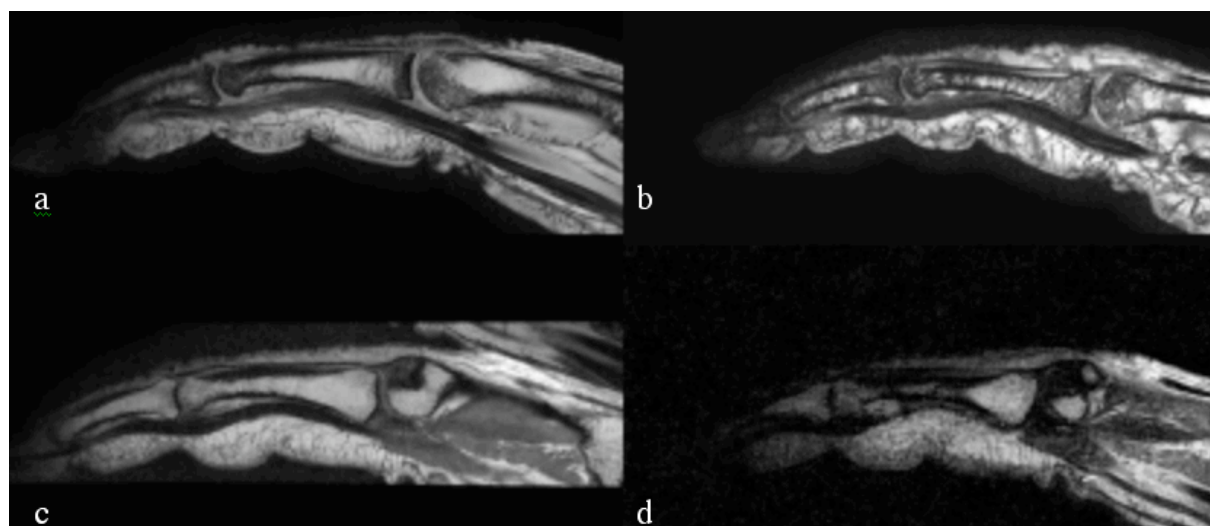


Figure 6 : Différentes séquences IRM étudiées.

Coupes sagittales du 3<sup>e</sup> rayon réalisées avec différentes pondérations: 3D FFE (a), 3D BFFE (b), T1 TSE (c), T2 TSE (d).

#### *Résolution spatiale*

Les résolutions spatiales des séquences 3D FFE obtenues avec une matrice d'acquisition de 356 x 355 à 1144 x 1144 sont de 0,45 x 0,45 à 0,078 x 0,078 mm dans le plan de coupe, pour des épaisseurs de coupe entre 0,6 et 1,6 mm. L'application de matrices de reconstruction de 528<sup>2</sup> à 2048<sup>2</sup> permet des dimensions de voxel reconstruit dans le plan de 0,30 à 0,04 mm pour des épaisseurs variant entre 0,6 et 1,6 mm. Ces séquences sont caractérisées par des TE de 4,7 à 17,3 ms et des TR de 9,9 à 66,5 ms et des angles de bascule variant entre 20 à 40 °. Les temps d'acquisition pour des nombres de coupes de 26 à 110, des moyennages simple ou double, sont de 9 mn 43 s à 25 mn 30 s.

Les voxels des séquences 3D BFFE (TE 11 ms, TR 22 ms, angle de bascule 50°, 144 coupes) sont de 0,14 et 0,15 mm à l'acquisition et 0,078 mm en reconstruction, acquis en 12 mn 16 s et 13 mn 16 s.

Les résolutions spatiales des séquences T1 TSE (TE variant de 33 à 46,2 ms et TR de 500 à 770 ms, angle de 90 °) varient de 0,30 mm à 0,15 mm dans le plan de coupe à l'acquisition, pour des épaisseurs de coupe entre 0,7 et 0,8 mm et des intervalles inter-coupes de 0 à 0,8 mm, et de 0,20 à 0,10 mm en reconstruction. Les temps d'acquisition pour des nombres de coupes de 6 à 12, des moyennages variant entre 10 et 24 et des facteurs turbo entre 4 et 6 sont de 4 mn 20 s à 13 mn 36 s.

Les voxels acquis lors des séquences T2 TSE (TE de 110 à 115 ms et TR de 1123 à 2800 ms, angle de 90 °) sont de 0,20 à 0,30 mm dans le plan de coupe, pour des épaisseurs de coupe de 0,5 et 0,8 mm et des intervalles entre 0 et 0,1 mm. Les voxels reconstruits mesurent entre 0,10 et 0,27 mm. Les temps d'acquisition pour 10 à 20 coupes, des moyennages de 6 et 12 et des facteurs turbo de 13 sont de 5 mn 10 s à 11 mn 30 s.

#### *Autres paramètres*

L'application du « water fat shift » est appliquée en mode maximal pour les séquences T1 TSE et minimal pour les autres séquences.

La mesure du contraste entre les tissus mous et l'os donne des valeurs extrêmement variables allant de 0,0025 à 0,917.

### *Qualité image globale*

La qualité image globale subjective est bonne pour les séquences 3D FFE et T1 TSE, à l'exception de la séquence FFE 4 jugée mauvaise. Les séquences T2 TSE et 3D B-FFE sont évaluées mauvaises à moyennes.

### *SAR (Specific Absorption Rate)*

Les SAR moyennes des séquences TSE T1 et T2, respectivement 2,8 et 2,7 W/Kg, sont plus élevées que celles des séquences FFE et B FFE, mesurées à 0,6 et 1,1 W/Kg. La mesure maximale de 3,2 W/kg est obtenue pour les séquences T1 sagittale 1, axiale 2, T2 sagittale 1 et 2. La valeur minimale est de 0,15 W/kg correspondant à la séquence FFE 7.

### *Comparaison des séquences*

Parmi les séquences comparables, la modification de paramètres ajustables permettait d'observer certaines caractéristiques.

Entre les séquences FFE 1 et 2 (fig.7), l'augmentation significative de la matrice d'acquisition (356 à 1068), pour un FOV maintenu proche, s'accompagne d'une réduction significative de la taille du voxel acquis (0,45 à 0,15 mm), d'une augmentation du bruit dans l'air (32 à 76) et du temps d'acquisition (9 mn 43 s à 17 mn 37 s). Cette dernière n'est pas compensée par l'application d'un facteur SENSE et de la réduction du nombre de coupes.

Entre les séquences FFE 3 et 4 (fig.8), la diminution de moitié du FOV (160 à 80) et plus modérée de la matrice d'acquisition (1068 à 1000) sont sources d'une réduction de la taille du voxel acquis (0,14 à 0,08 mm). Elles engendrent une dégradation du SNR (ratio de 20,45 à 4,8 et DS dans l'air de 42 à 148) et de la qualité image (bonne à mauvaise).

Le doublement de l'épaisseur de coupes (0,8 à 1,6 mm) avec l'application du mode « overcontiguous » entre les séquences FFE 2 et 3 permet une diminution par deux du temps d'acquisition mis à profit d'un moyennage supplémentaire. Le SNR estimé et la qualité image sont alors améliorés (score de 10 à 12).

Les séquences FFE 6 et 7 illustrent le gain de temps (25 mn 30 s à 18 mn 55 s) représenté par l'application d'un facteur SENSE élevé et de l' « overcontiguous » pour une qualité image constante.

Les modifications apportées entre les séquences BFFE 1 et 2 (fig.9) comprennent une augmentation des matrices d'acquisition et des paramètres de reconstruction. Cela conduit à une amélioration des dimensions du voxel acquis (0,15 à 0,14 mm) pour un voxel reconstruit identique, source d'un résultat avec un meilleur SNR (ratio de 12,2 à 21,4) et d'une meilleure qualité image (score passant de 5 à 7). L'application entre ces deux séquences d'une étape de « shimming » permet de réduire certains artefacts.

La réduction du RFOV (100% à 43%) et l'application d'une matrice de reconstruction plus élevée (560 à 960) entre les séquences T2 TSE 1 et 2 permet l'obtention d'un voxel acquis et d'un voxel reconstruit réduits de moitié. Le SNR est diminué et la qualité image est dégradée (moyenne à mauvaise) malgré deux moyennages supplémentaires. La mauvaise qualité image et le bruit élevé de la séquence T2 TSE 3 s'expliquent par la réduction des dimensions du voxel, de l'épaisseur de coupe et du nombre de moyennages.

Les différences entre les séquences sagittales T1 1 et 2 illustrent également le gain en résolution spatiale (0,30 à 0,20 mm) en maintenant le FOV et en augmentant la matrice d'acquisition (532 à 800). Le SNR et la qualité image sont maintenus proches du fait de moyennages supplémentaires sur la séquence 2.

Entre les séquences axiales T1 1 et 2 (fig.10), la baisse de la matrice et l'augmentation du RFOV est à l'origine d'une baisse de la résolution spatiale (0,20 à 0,25 mm) et d'une augmentation du SNR (ratio de 13,2 à 15,2).

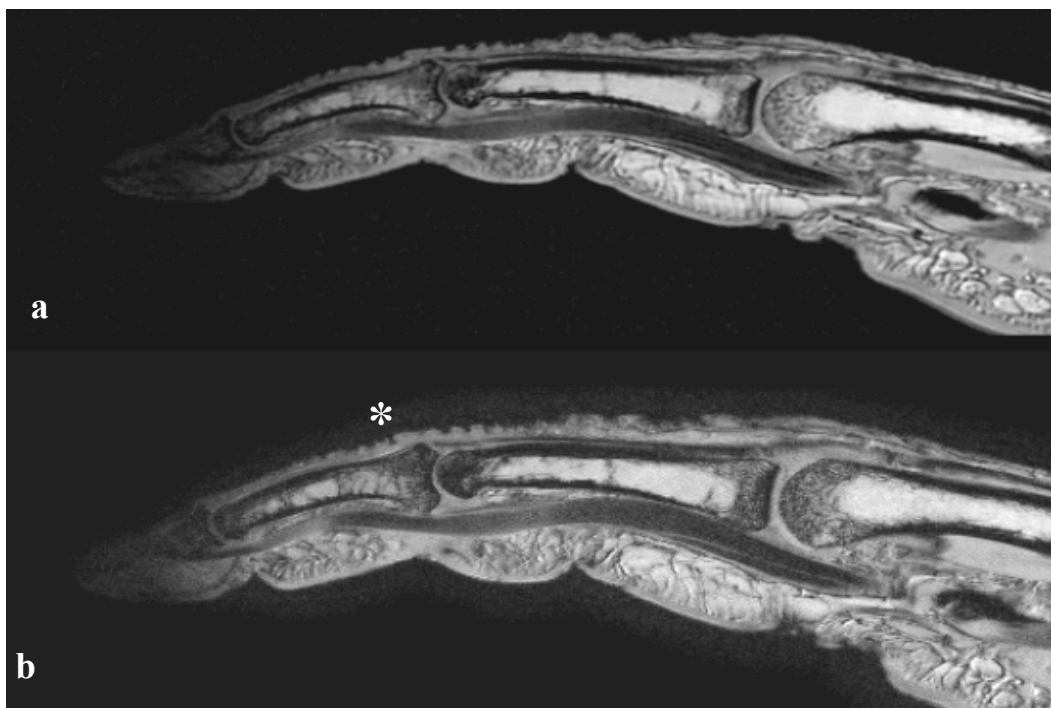


Figure 7 : Augmentation de la résolution spatiale par une matrice d'acquisition plus élevée. Séquence FFE avec une matrice de 356 et un voxel acquis de 0,45 mm (a). Séquence FFE avec une matrice de 1068 et un voxel acquis de 0,30 mm, on note une majoration du bruit (\*) (b).

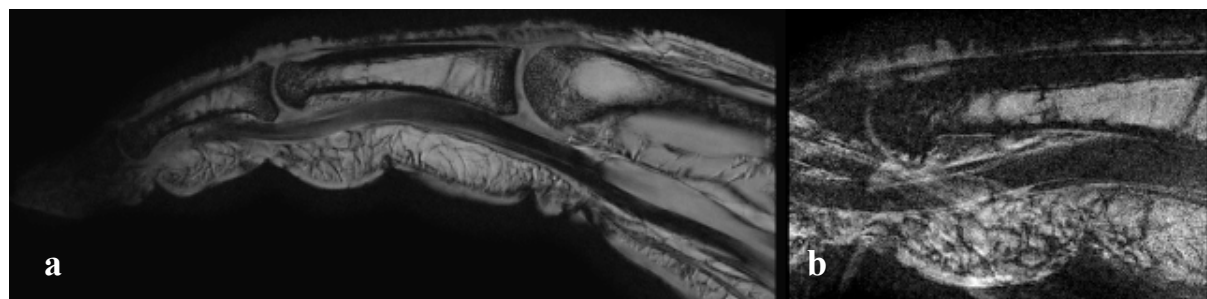


Figure 8 : Impact de la réduction du FOV sur la qualité image. FOV de 160 mm (a) et FOV de 80 mm (b) où l'on observe la présence d'artéfacts de repliement et une majoration du bruit.

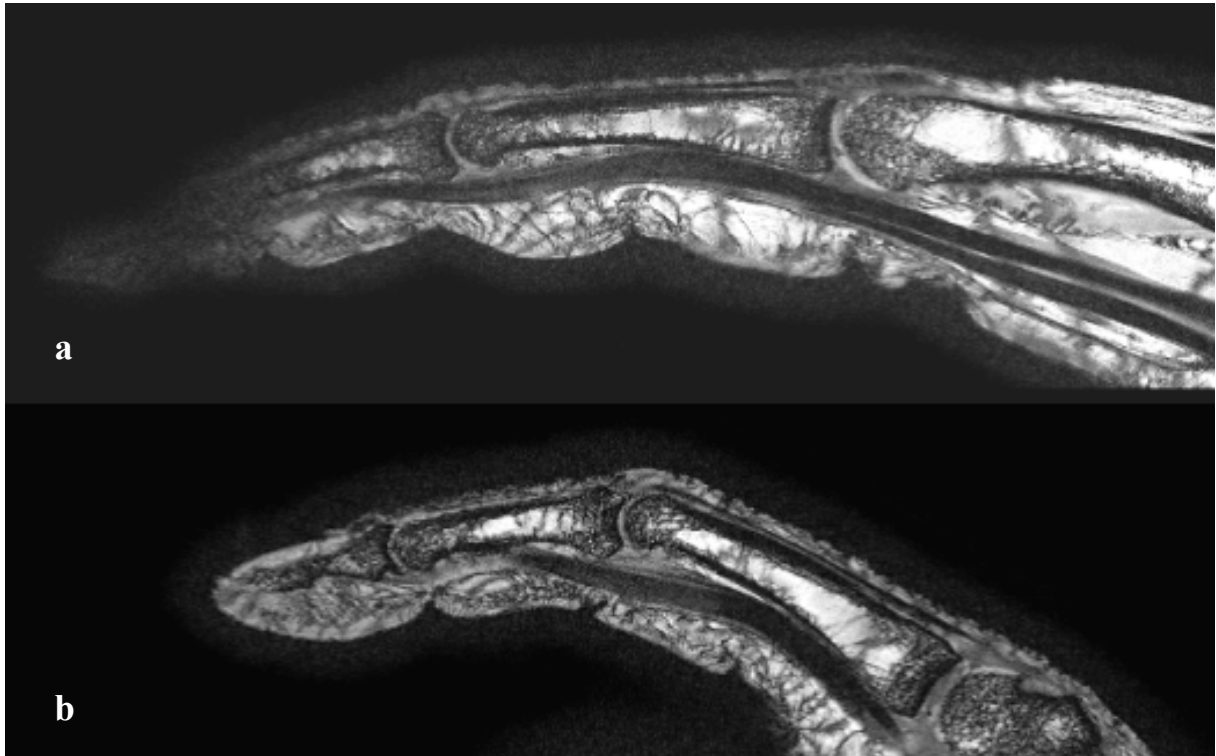


Figure 9: Amélioration de la qualité image des séquences BFFE.

Réduction des artéfacts des séquences BFFE sans (a) et avec application de « shimming » (b).



Figure 10: Augmentation du SNR par augmentation du RFOV et des dimensions du voxel.

Séquence axiale T1 TSE avec RFOV 25% et un voxel acquis de 0,20 mm (a). Séquence axiale T1 TSE avec RFOV 31% et un voxel acquis de 0,25 mm (b).

## **B. Détection des corpuscules de Pacini**

L'analyse histologique retrouve la présence de corpuscules de Pacini sur les différents échantillons fournis et étudiés en IRM. Leur détection après coloration à l'HES est permise grâce à leur structure caractéristique en « en bulbe d'oignon » (fig.11 et 12).

Au total, 60 coupes histologiques (36 pour le 2<sup>e</sup> rayon et 24 pour le 3<sup>e</sup>) sont étudiées. Sur les coupes des 3<sup>e</sup> et 2<sup>e</sup> rayons, une section en moyenne de corpuscule est visible par coupe. Leur localisation préférentielle se situe entre 3 et 6 mm de profondeur dans les 2/3 superficiels de l'hypoderme, proche de la jonction hypoderme / derme profond et épargnant relativement le 1/3 profond. Ils apparaissent de morphologie ovale, de grand axe parallèle à la surface cutanée et leur taille moyenne varie entre 0,5 et 0,7 mm de grand axe (maximum 1mm à la partie proximale de la coupe paramédiane du 3<sup>e</sup> rayon). Dans leur environnement immédiat, on retrouve des lobules graisseux composés d'adipocytes, des artérioles de plus petit calibre, des travées conjonctives, des filets et des troncs nerveux (fig.11 et 12).

Sur la lecture initiale des images IRM, une formation nodulaire mesurant 1,7 mm de grand axe en hyposignal T1 et hyposignal périphérique sur la séquence FFE est visible. Cette formation est située sur la face palmaire de la phalange proximale du 2<sup>e</sup> rayon, à 9 mm de profondeur, latéralement par rapport tendon fléchisseur. L'analyse histologique n'est pas en faveur d'un corpuscule de Pacini mais elle correspond à une lésion pétéchiale hémorragique (fig.13).

Sur la relecture des images IRM, après analyse anatomopathologique, on met en évidence par rayon environ dix formations de taille (0,5 à 0,7 mm) et de topographie (à proximité de structures nerveuses, localisation hypodermique) compatibles avec des corpuscules de Pacini. La lecture dynamique des images consécutives et leur visualisation dans deux plans différents permettent d'éliminer des intersections de travées conjonctives ou des ramifications nerveuses



(fig.14). Certaines de ces structures, notamment sur le 2<sup>e</sup> rayon, sont retrouvées à proximité du nerf digital palmaire propre (fig.15).

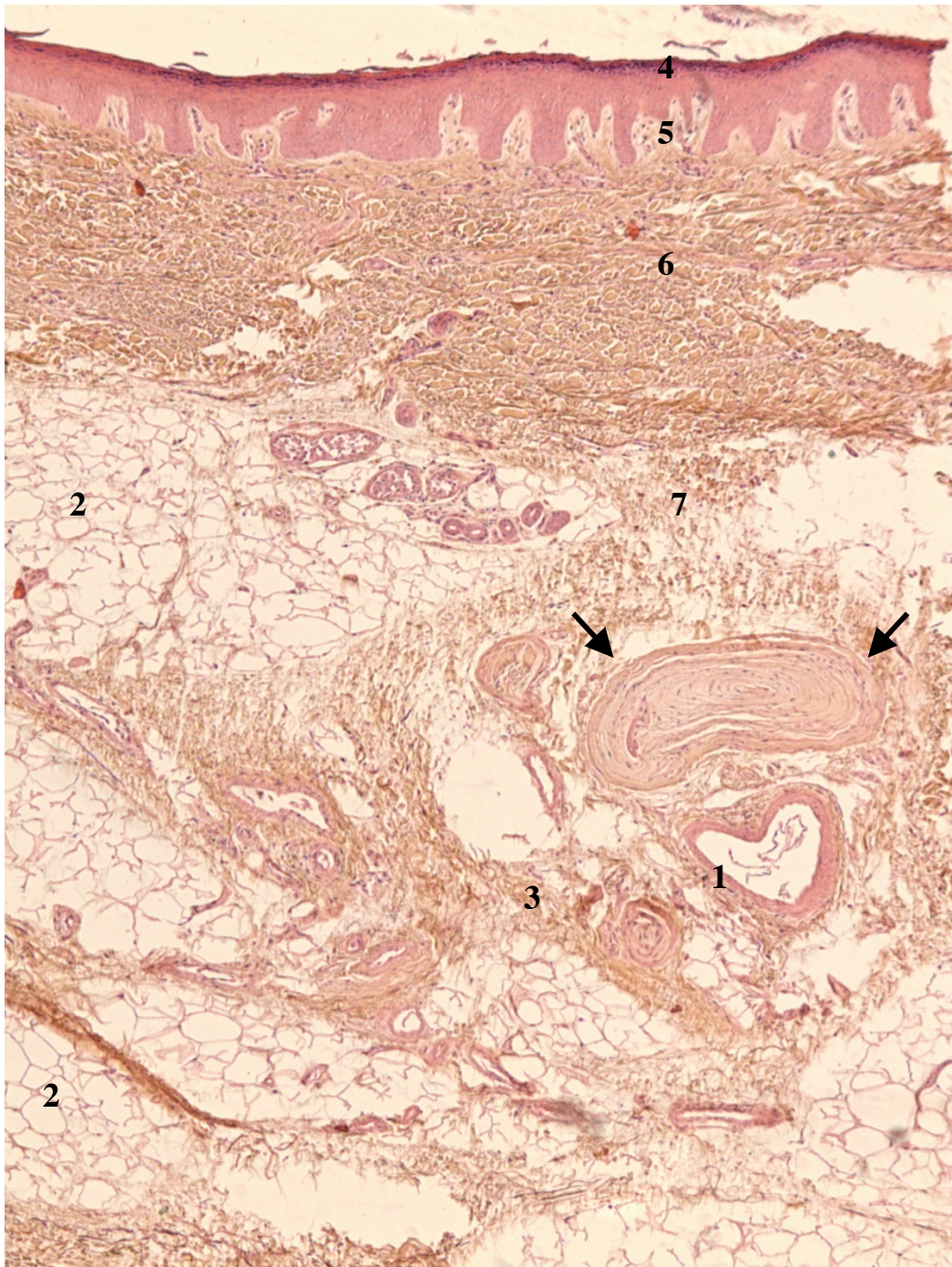


Figure 11 : Coupe histologique de la peau en microscopie optique après coloration à l'HES. Corpuscule de Pacini (flèches noires) visible à la partie superficielle de l'hypoderme. Noter la présence d'une artériole (1), d'adipocytes (2), d'une travée conjonctive (3) et des différentes couches de la peau avec l'épiderme (4), le derme superficiel (5), le derme profond (6) et l'hypoderme (7).



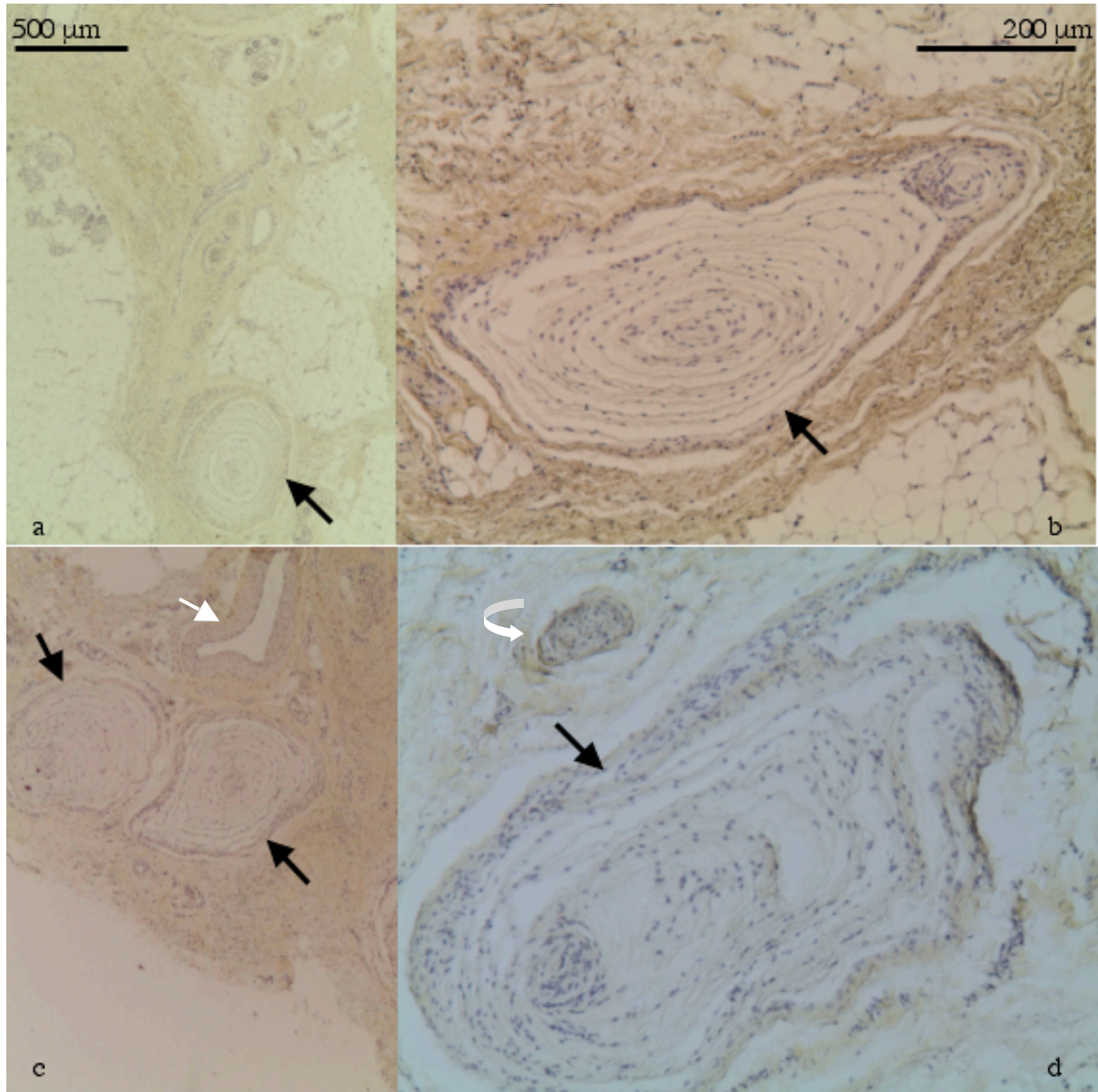


Figure 12 : Coupes histologiques de corpuscules de Pacini (flèches noires) en microscopie optique après coloration à l'HES.

Localisation d'un corpuscule de Pacini dans l'hypoderme (le derme profond est à la partie supérieure de la coupe) (a). Noter l'aspect caractéristique en « pelure d'oignon » du fait des lamelles concentriques du bulbe externe (b). Deux sections de corpuscules sont visibles sur la même coupe, à proximité d'une artériole (flèche blanche) (c). Autre corpuscule de Pacini proche d'un filet nerveux (flèche blanche courbe) (d).

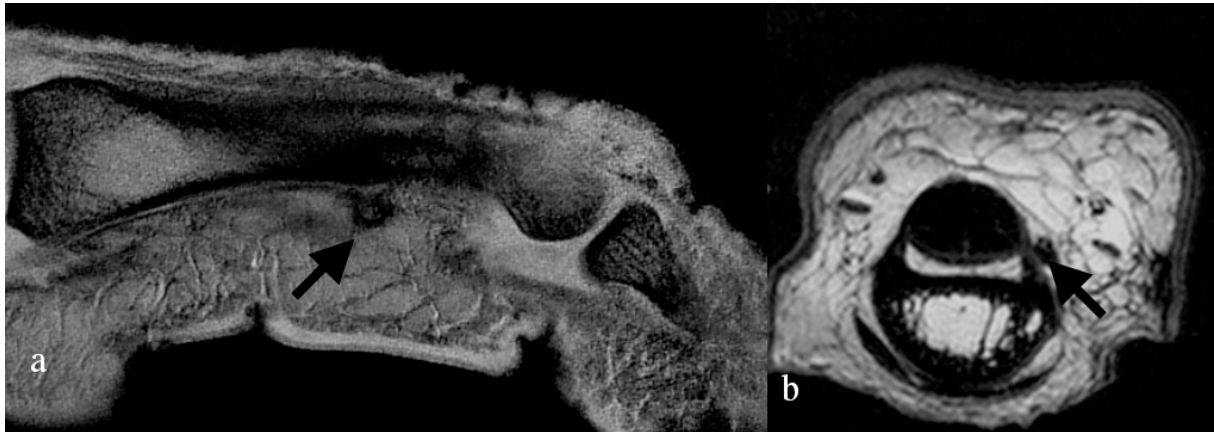


Figure 13 : Coupes IRM sagittale FFE (a) et axiale T1 TSE (b) du 2<sup>e</sup> rayon.  
 Formation nodulaire de 1,7 mm correspondant à une lésion pétéchiale hémorragique (flèches noires).

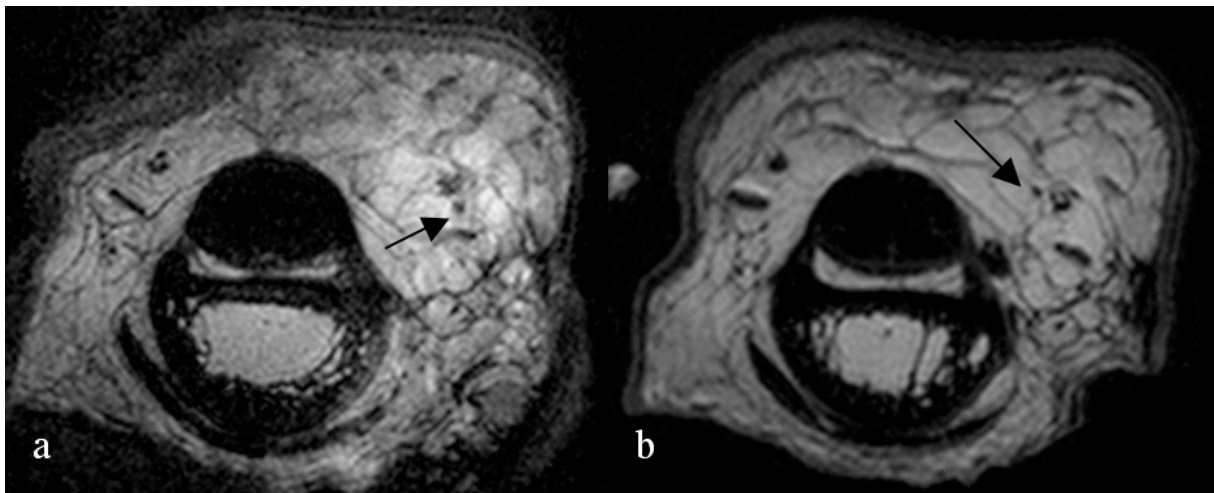


Figure 14 : Coupes axiales T1 TSE du 3<sup>e</sup> (a) et 2<sup>e</sup> rayon (b).  
 Noter la présence de formations de 0,6 mm à proximité du nerf digital palmaire propre, de topographie et de taille compatibles avec des corpuscules de Pacini (flèches noires).

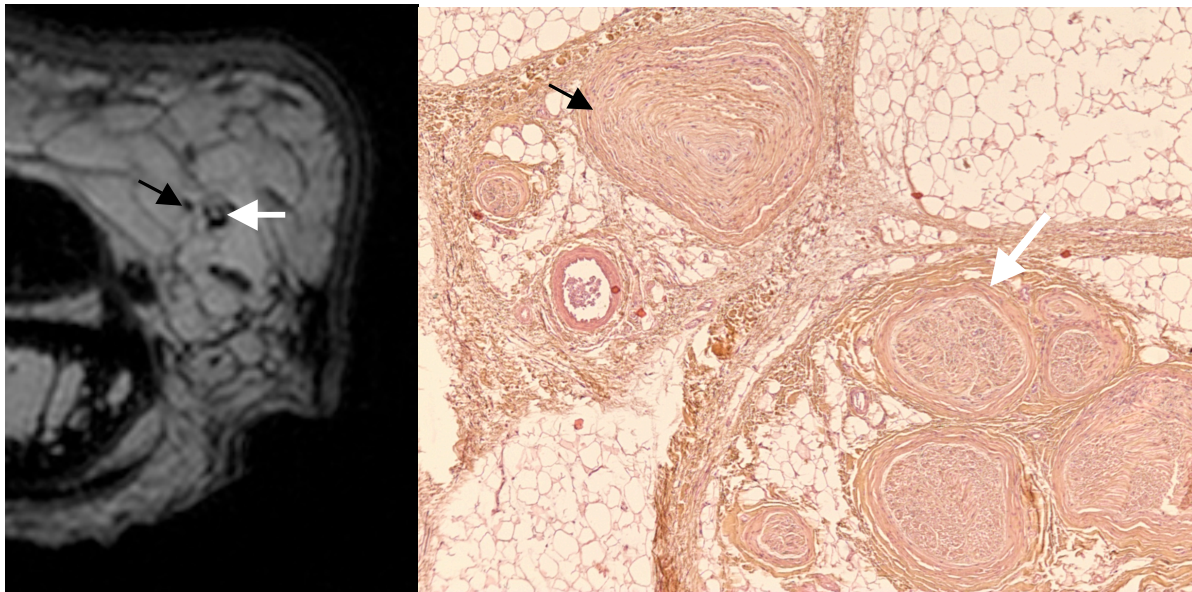


Figure 15 : Coupes axiales T1 TSE du 2<sup>e</sup> rayon (a) et histologique (b).  
Proximité du nerf digital palmaire propre (flèches blanches) avec le corpuscule de Pacini et la formation décrite en IRM (flèches noires).

## **4. DISCUSSION**

### **A. Qualité image et paramétrage de base**

Les résultats sont variables selon les séquences testées dont l'objectif était l'obtention de dimensions minimales de voxels, avec un SNR satisfaisant et une bonne qualité image subjective. Lors de la programmation de séquences, de nombreux paramètres sont accessibles à son optimisation, soit de base (détermination du nombre de coupes, de l'épaisseur de coupe, du FOV, du moyennage, ...) ou alors issus des avancées technologiques dans le domaine de l'IRM (tableau 6). Le nombre élevé de paramètres accessibles, la durée longue des séquences et la disponibilité du support IRM dédiée à une pratique clinique limitent la possibilité de variation mono paramétrique et le nombre de séquences pour cette étude.

#### *Résolution spatiale*

Des résolutions spatiales élevées sont obtenues avec un SNR satisfaisant, permettant des dimensions de voxels inférieures à 0,3 x 0,3 mm à l'acquisition et inférieures à 0,1 x 0,1 mm en reconstruction, pour des épaisseurs de coupes infra millimétriques. Pour comparaison, l'épaisseur de coupes en pratique courante est de 2 à 3 mm et les coupes dites fines sont de l'ordre du millimètre [20]. Cette diminution des dimensions du voxel est obtenue grâce à l'application de gradients élevés mais également de matrices élevées (comparaison des séquences FFE 1 et 2) et de façon plus limitée, grâce à une réduction du FOV. Les paramètres de reconstruction permettent des résultats de résolution spatiale séduisants, mais les dimensions du voxel acquis restent le meilleur reflet de la séquence testée.

Le corollaire à cette réduction des dimensions du voxel est l'importante diminution du SNR, expliquée par le faible nombre de protons analysés par unité de volume, à l'origine d'un signal plus faible. Celle-ci peut être compensée par l'augmentation du nombre de moyennages successifs permettant un meilleur recueil du signal (se renforçant car identique) et une diminution du bruit (s'annulant car aléatoire), réalisée lors de nos séquences TSE. L'amélioration théorique du SNR est alors proportionnelle à la racine carrée du nombre de moyennage. Sur les séquences 3D, le gain en signal est obtenu par l'exploration d'un volume suffisant, permettant le recueil de signal dans l'axe z.

Si la meilleure estimation du bruit et du SNR repose sur la soustraction de deux acquisitions identiques (non réalisable dans notre étude), la méthode de mesure par ROI dans une zone homogène et dans l'air apparaît une bonne estimation. Les limites représentées par ces méthodes sont la nécessité de l'absence d'artéfact dans la zone de mesure et le choix d'une région la plus homogène possible. De plus, les méthodes d'acquisition parallèle rendent non significatives ces mesures pour certains auteurs en raison de la répartition non homogène du bruit dans l'image. Le positionnement proche de la zone d'étude est apparu comme un compromis pragmatique [21,22]. Ces données peuvent expliquer les variations parfois importantes des ratios calculés, notamment dans nos séquences FFE et BFFE utilisant l'imagerie parallèle. Les mêmes limites sont applicables à nos séquences TSE. En effet, elles utilisent la technologie CLEAR basée sur l'utilisation variable des différents éléments de l'antenne en fonction de leur profil de sensibilité. Les valeurs sont donc à prendre avec précaution.

### *Contraste*

La variabilité importante des mesures évaluant le contraste peut s'expliquer par la répartition inhomogène du bruit dans l'image et les différences de composition des sites de mesures (rayons et pièces différentes). De plus l'absence de valeurs d'angle de bascule, de TE et TR similaires pour deux séquences données ne permet pas une comparaison fiable.

### *Temps d'acquisition*

La réduction du nombre de coupes et du nombre de moyennage est un paramètre ajustable pour limiter la durée d'acquisition, nécessaire pour réduire les artefacts. Les temps d'acquisition obtenus dans notre travail sont longs, jusqu'à 25 mn 30 s (séquence FFE 6) et paraissent donc difficilement utilisables in vivo. La volonté de conserver un SNR élevé dans ce travail impose un nombre de moyennages important (jusqu'à 24 pour la séquence axiale T1 4) ou l'exploration d'un volume suffisant en 3D, proportionnel au temps d'acquisition.

### *Qualité image globale*

Le contrôle qualité des séquences IRM peut être précisé par des mesures réalisées sur fantômes. Ces mesures n'ont cependant pas été faites dans cette étude car elle avait pour objectif principal l'étude de structures anatomiques. Le contrôle qualité permet l'évaluation du SNR, de l'uniformité des niveaux de gris, de la distorsion géométrique et de la résolution spatiale [23]. Néanmoins, le score de qualité image globale utilisé reste un outil pragmatique intéressant. Les scores obtenus sont bons, particulièrement pour les séquences 3D FFE et T1 TSE où de fines structures anatomiques sont individualisées (fig.16 et 17).





Figure 16 : Coupe sagittale 3D FFE (Séquence FFE 5) avec une qualité image jugée bonne (score 12/12).

TE 5,8 ms, TR 50,7 ms, angle de 20°, voxel de 0,14 x 0,14 x 0,8 mm reconstruit à 0,078 mm, temps d'acquisition 16 mn 56 s.

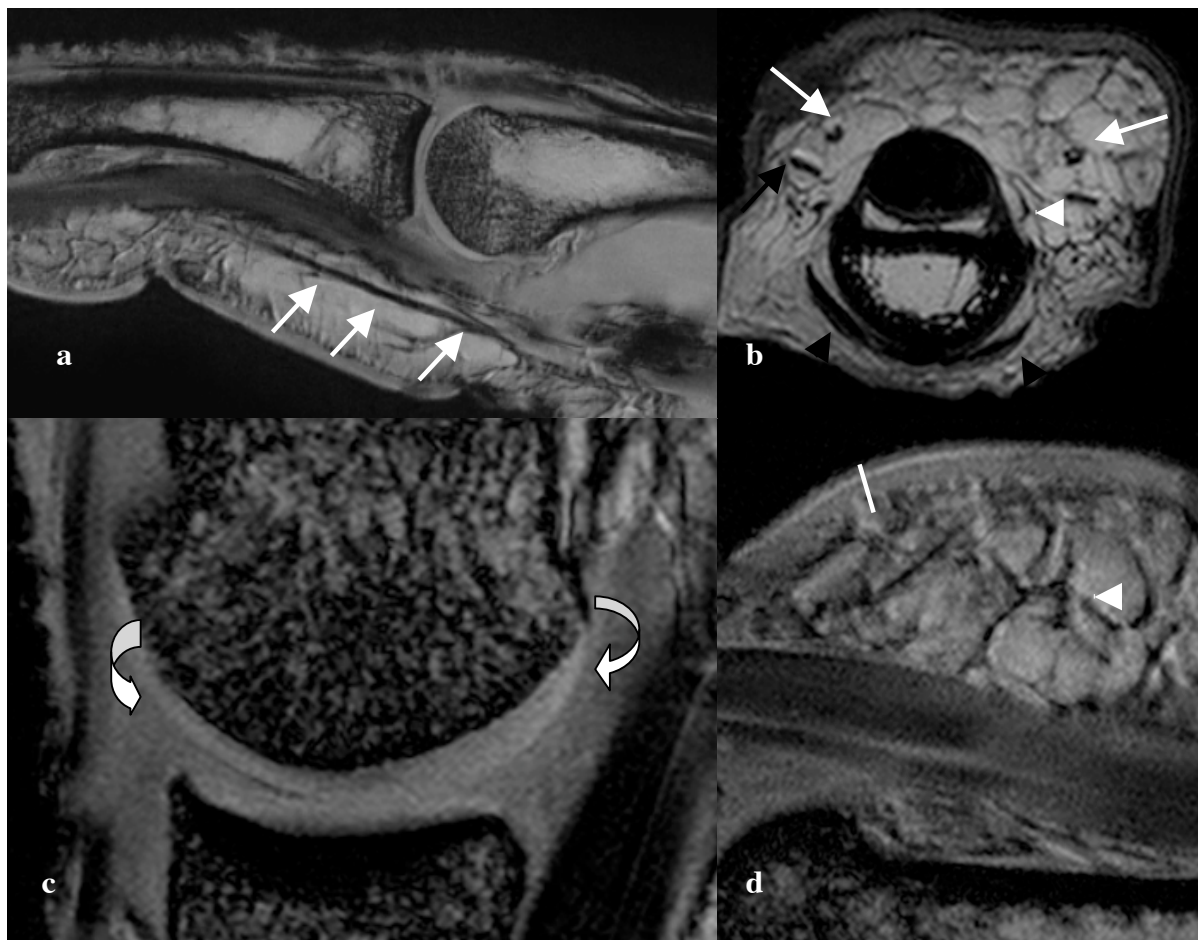


Figure 17: Détails anatomiques visibles.

Coupe sagittale 3D FFE (a): nerf digital palmaire propre (flèches blanches). Coupe axiale T1 TSE (b): nerf digital palmaire propre (flèche blanche), artère digitale propre (flèche noire), travées conjonctives (têtes de flèche blanches), expansions latérales du tendon extenseur propre (têtes de flèche noires). Agrandissements de coupes sagittales 3D FFE (c et d): délimitation nette des surfaces cartilagineuses métacarpo-phalangiennes (flèches courbes), travées conjonctives (têtes de flèche blanche), couches superficielles de la peau (ligne blanche) avec, de la superficie à la profondeur, l'épiderme, le derme superficiel, le derme profond et hypoderme.



## **B. Qualité image et avancées technologiques IRM**

Les récentes avancées technologiques dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique sont particulièrement spectaculaires dans le domaine de l'imagerie fonctionnelle (BOLD) ou moléculaire (spectroscopie) [24]. Elles concernent également l'amélioration de la qualité image, principalement dans le domaine de l'amélioration du SNR (antennes de surface, haut champ) et des durées d'acquisition (imagerie rapide et parallèle, remplissage partiel de l'espace  $k$ ). Elles peuvent bénéficier indirectement à la résolution spatiale, mise à profit dans notre étude.

### *IRM Haut champ*

L'augmentation de l'intensité du champ magnétique a été le principal axe de développement de l'amélioration du SNR. Des IRM de haut champ à 3 Teslas sont ainsi commercialisées et utilisées en pratique clinique courante. Des études sur l'homme sont menées à 7 Teslas, 8 Teslas et à 9,4 Teslas [25]. L'augmentation du champ magnétique principal s'accompagne de modifications significatives importantes à connaître. Tout d'abord, il existe une augmentation du temps de relaxation  $T_1$  des tissus avec le champ magnétique, s'expliquant par une baisse de l'efficacité du transfert d'énergie due à la haute fréquence imposée aux spins. Cette modification, variable selon les tissus, doit être prise en compte pour la conservation d'un contraste satisfaisant, nécessitant une adaptation des temps TE et TR des séquences [26].

Un autre point important est la majoration des artéfacts et l'apparition d'artéfacts spécifiques comme nous avons pu rencontrer sur nos séquences, notamment en écho de gradient. On peut ainsi citer la majoration des artéfacts de susceptibilité magnétique et de déplacement chimique et l'apparition d'artéfacts diélectriques ou liés à l'inhomogénéité de  $B_0$  et  $B_1$

[26,27]. L'application d'une étape de « shimming » dans notre séquence BFFE 2 (fig.9) consiste en une phase de préparation mesurant de faibles gradients dans le sujet qui permet d'optimiser l'homogénéité du champ magnétique  $B_0$ .

Enfin, l'énergie déposée par les ondes de radiofréquence au sein des tissus est accrue, source potentielle d'échauffement constituant une limite non négligeable aux améliorations du SNR. Elle est appréciée par la mesure de la SAR qui est dépendante de paramètres liés au patient (conductivité, densité tissulaire, circonférence), de la séquence (nombre et durée d'impulsions, nombre de coupes, angle) et du champ magnétique [26]. La SAR est ainsi multipliée par 4 lors du passage de 1,5 Teslas à 3 Teslas [7]. La limite supérieure est fixée à une élévation de la température de 1°C correspondant aux seuils fixés par la Food and Drug Administration (FDA) à 4 W/Kg pendant 15 mn sur le corps, 3 W/Kg pendant 10 mn sur la tête et 12 W/Kg pendant 5 mn sur les extrémités [28]. Les SAR utilisées sont généralement comprises entre 1 et 2 W/Kg en pratique courante, dépassés dans certaines de nos séquences jusqu'à 3,2 W/kg (séquences sagittales T1 TSE 1, T2 TSE 2 et 3 et axiale T1 TSE 2). Les SAR moyennes de notre étude sont respectivement plus élevées pour les séquences en TSE (2,7 et 2,8 W/kg), que pour celles en écho de gradient (0,6 et 1,1 W/kg), s'expliquant par un angle élevé et une répétition élevée des cycles d'impulsions [29,30].

#### *Antennes de surface et imagerie parallèle*

Les résultats obtenus bénéficient de l'utilisation d'antenne de surface composée de plusieurs éléments en réseau phasé qui, grâce à leur géométrie et leur nombre, augmentent le SNR par rapport à une antenne composée d'un seul élément, par la limitation du volume exploré et du bruit détecté. Une autre application est la possibilité d'imagerie parallèle ayant pour but de diminuer le temps d'acquisition. Cette technique, particulièrement utilisée en IRM cardiaque et vasculaire, est basée sur le principe de la réduction du nombre d'étapes de

codage phase aboutissant à un signal sous-échantillonné, source de repliement. A partir des informations spatiales issues des profils de sensibilité de chaque élément ou après pondérations différentes de ces derniers (calibration), des algorithmes de reconstruction sont appliqués soit dans le domaine de l'image (SENSE, ASSET), soit dans le domaine fréquentiel (GRAPPA, SMASH). Ils permettant respectivement un « dépliement » de l'image ou un remplissage des lignes de l'espace k manquantes. Cette technique diminue significativement le temps d'acquisition, proportionnellement à la racine carrée du facteur d'accélération appliqué. Ceci peut être mis à profit pour la réduction des artéfacts de mouvements, la réalisation d'imagerie dynamique ou encore si l'on garde un temps constant, une amélioration de la résolution spatiale par une augmentation des étapes d'encodage de phase. Elle permet également lors des séquences FSE ou TSE, une réduction du train d'échos. Les inconvénients sont une diminution relative du SNR et la possibilité d'artéfacts de reconstruction, nécessitant notamment un placement parfait du sujet et une bonne détermination du FOV initial [2,22,31]. Les artéfacts potentiels lors de séquences d'imagerie parallèle sont des artéfacts sous la forme de lignes centrales, s'expliquant par un défaut d'acquisition de lignes supplémentaires et le repliement. Ce dernier se distingue des artéfacts de repliement classiques par une atteinte du centre de l'image et une survenue lorsque le FOV est réduit mais restant un peu supérieur à la taille de l'objet (visible dans la séquence FFE 4). Enfin, une perte de signal au centre de l'image peut être observée, s'expliquant par un défaut d'efficacité en profondeur des antennes de surface. Ce phénomène est majoré par l'application d'un facteur d'accélération élevé [27].

### *Séquences rapides*

Les séquences rapides utilisées dans cette étude dérivent des séquences d'écho de spin ou de gradient. Les séquences d'écho de spin rapides, appelées Turbo Spin Echo (TSE) ou

Fast Spin Echo (FSE) sont basées sur la répétition d'impulsions à  $180^\circ$ , avec des codages de phases différents suite à une même impulsion à  $90^\circ$  permettant le remplissage simultané de lignes dans l'espace k. La réduction du temps de séquence est proportionnelle au train d'écho (facteur turbo) appliqué [4,32].

Les séquences d'écho de gradient sont caractérisées par un angle de bascule inférieur à  $90^\circ$  et le remplacement de l'impulsion à  $180^\circ$  par l'application d'un gradient bipolaire, ayant pour conséquence l'utilisation de TE et TR plus courts, d'où une durée d'acquisition plus faible. Sur ces séquences courtes, l'aimantation transversale résiduelle est soit détruite, soit conservée. L'application de gradients équilibrés dans les trois plans dans les séquences B FFE utilisées permet l'obtention de séquences rapides avec un signal et un contraste corrects. L'inconvénient est sa sensibilité aux artéfacts, notamment liés aux hétérogénéités de champ magnétique [2].

#### *« Water Fat shift »*

Ce paramètre utilisé dans les séquences T1 TSE de notre étude est un moyen de moduler le SNR et la distorsion géométrique liée au déplacement chimique. L'opérateur peut ainsi déterminer le déplacement acceptable en intervenant sur la largeur de la bande passante. Ainsi en mode maximal, la bande passante est réduite, le SNR est meilleur, mais le déplacement chimique est plus important.

#### *Mode de remplissage de l'espace k (fig.13)*

L'espace k est l'espace contenant les fréquences spatiales issues du signal obtenues par les étapes d'encodage de phase et fréquence. Il est lié à l'image par la transformation de

Fourier. Diverses opérations peuvent être entreprises pour remplir partiellement l'espace  $k$ , dont le but est une réduction du temps d'acquisition [33].

L'application de filtre permet d'enregistrer une certaine gamme de fréquences. Les filtres passe-haut retiendront les hautes fréquences à l'origine des contours et détails, alors que les filtres passe-bas retiendront les basses fréquences contribuant au contraste. L'application simultanée de ces deux filtres est possible [33].

L'application d'un FOV rectangulaire (RFOV) est un moyen de réduire la durée d'acquisition en limitant le nombre d'encodage de phase, diminuant le SNR et maintenant la résolution spatiale (comparaison de séquences sagittales T2 1 et 2 et axiales T1 1 et 2). Le pourcentage indiqué représente le rapport entre la petite et la grande dimension du rectangle. Le risque est la présence de repliement si la taille de l'objet est supérieure à celle du FOV. Un des moyens de l'éviter est à l'application d'« oversampling ». Il consiste en l'utilisation d'excitations pour agrandir le FOV lors d'acquisition comportant plusieurs moyennages. La résolution spatiale, le temps d'acquisition et le SNR ne sont pas modifiés par cette technique [33].

Un autre moyen de réduction des étapes d'encodage est l'application d'un « scan percentage », éliminant l'acquisition des lignes périphériques codant pour les données de haute fréquence spatiale, source d'une dégradation de la résolution spatiale [4,33].

Le remplissage de la moitié du plan de Fourier ou « half scan » comprend l'acquisition de la moitié des étapes d'encodage de phase et de quelques lignes supplémentaires. Les données manquantes sont ensuite retrouvées en utilisant le principe de symétrie de l'espace  $k$  [4,33].

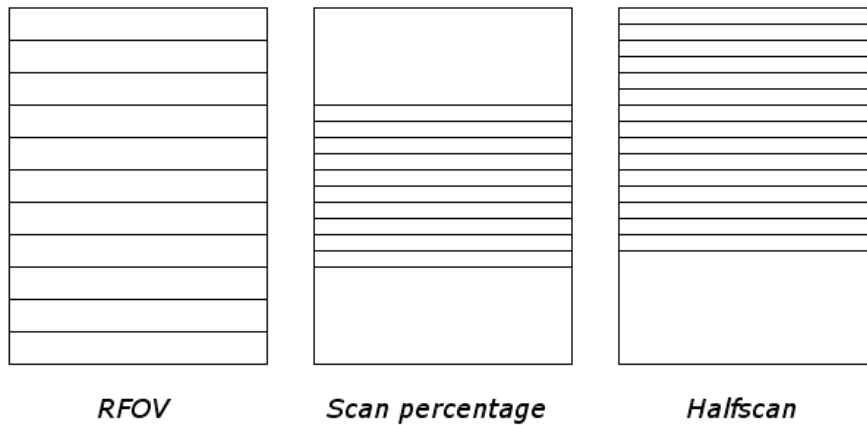


Figure 18: Principes des différents mode de remplissage de l'espace k.

« *Overcontiguous* » (fig.19)

L'«overcontiguous slices» (ou encore « zéro filling » ou « zéro padding »), utilisé dans séquences BFFE 1, 2, FFE 3, 4, 7, est applicable pour les séquences 3D avec au minimum 10 coupes et permet une amélioration par deux du SNR et une réduction également par deux du temps d'acquisition, pour un nombre de coupes constant. La mesure est analogue à l'acquisition réduite de 50% de l'espace k dans le sens du codage de phase, dont les données manquantes sont interpolées.

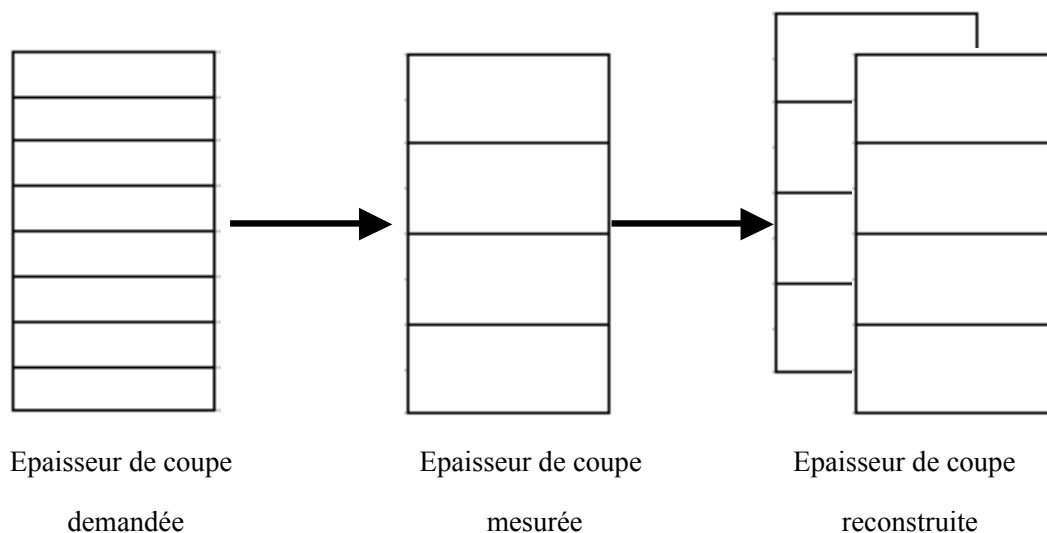


Figure 19 : Principes de l'« overcontiguous slices ».

Paramètres	Résolution spatiale	SNR	Temps
<b>Diminution du Moyennage</b>	Pas de modification	Diminution	Diminution
<b>Diminution du RFOV</b>	Pas de modification	Diminution	Diminution
<b>Demi plan de Fourier</b>	Pas de modification	Diminution	Diminution
<b>Augmentation du scan pourcentage</b>	Diminution	Amélioration	Diminution
<b>Overcontiguous</b>	Diminution	Amélioration	Diminution
<b>Imagerie parallèle</b>	Pas de modification	Diminution	Diminution

Tableau 7 : Effets de la modification de paramètres sur la durée d'acquisition, le SNR et la résolution spatiale.

### **C. Comparaison des différentes techniques d'imagerie de la peau**

Comme notre étude, plusieurs techniques d'imagerie, radiologique ou non, sont utilisées en routine ou encore dans le domaine de la recherche, pour l'étude de la peau et de ses constituants (tableau 4). Du fait de son caractère superficiel, la peau est explorable par l'examen clinique dermatologique, prolongeable par des études microscopiques in vivo. Les prélèvements biopsiques cutanés, invasifs mais de réalisation facile, fournissent de nombreuses informations fiables et précises grâce à des études immunohistochimiques. Cela explique le recours moins fréquent à des techniques d'imagerie conventionnelle dans ce champ d'application, souffrant du manque de résolution spatiale et d'un coût plus élevé [34].

Plus spécifiquement, l'étude des récepteurs cutanés peut se faire par la clinique et par des examens paracliniques neurophysiologiques explorant leur fonctionnement.

Plusieurs études ont montré la faisabilité de l'étude de la peau in vivo par IRM, depuis les années 1990, permettant une étude reproductible, non irradiante et non invasive [35-39]. Elles ont montré, grâce à son excellente résolution en contraste et aux améliorations de sa résolution spatiale, les caractéristiques des différentes couches de la peau (épiderme, derme réticulaire et papillaire, hypoderme). L'IRM offre également l'avantage d'apporter des informations in vivo sur les paramètres physiques et chimiques, notamment une approche de la composition en eau et graisse des couches par les valeurs T1 et T2, des études spectroscopiques, la mobilité en eau par le transfert de magnétisation et en eau libre par la mesure de l'ADC [37].

Bittoun et al. insistent sur l'importance d'obtenir un compromis entre un voxel de petite taille et la conservation d'un SNR élevé. Cela passe par l'utilisation d'antenne de petite taille (diminution du bruit), l'utilisation de voxel anisotrope et de gradient élevé [37]. Ainsi dans l'étude de Sans et al., à 1,5 Teslas avec une antenne de surface dédiée de 7 cm de diamètre (« 3 inch »), deux types de séquences sont réalisés, T1 SE (TE 20-22 ms, TR 350 ms, voxel 27  $\mu\text{m}$ ) et « Fast Imaging Employed Steady-state Acquisition rapid gradient echo » (FIESTA) (TE 3,2 ms, TR 10,6 ms, voxel 55  $\mu\text{m}$ ), le tout avec un temps d'acquisition compatible avec la pratique clinique. Trois sites cutanés sont étudiés : au mollet, dans la région dorsale et au talon. La couche cornée est identifiable au talon, apparaissant en hypersignal sur les deux séquences. L'épiderme est en hypersignal sur tous les sites et présente une limite nette en FIESTA avec la couche précédente. Le derme apparaît en hyposignal homogène T1 et hétérogène FIESTA, où le derme papillaire apparaît en hypersignal relatif par rapport au derme réticulaire. L'hypoderme est visible sous la forme de lobules graisseux en hypersignal



T1 et FIESTA, traversé par des travées conjonctives en hyposignal. Les mesures d'épaisseur des couches apparaissent sensiblement différentes des données histologiques pouvant s'expliquer par la variation du degré d'hydratation. A noter que les follicules pilo-sébacés sont visibles par cette technique [38,39]. A 3 Teslas, à l'aide d'une antenne et de séquences similaires T1 spin écho (TE 29 ms, TR 550 ms, voxel 58,6  $\mu\text{m}$ ) et FIESTA (TE 5,1 ms, TR 18,1 ms, voxel 58,6  $\mu\text{m}$ ), retrouvent des résultats comparables [36]. Toujours à 3 Teslas, à l'aide d'une antenne de surface de 3 cm et de séquence avec TE 10 ms et TR 100 ms, des dimensions de voxels de 117 x 313 x 625  $\mu\text{m}$  sont ainsi obtenues sur les premiers rayons de pieds permettant la visualisation des différentes couches de la peau ainsi qu'un certain nombre de structures anatomiques telles que les vaisseaux et les nerfs [40]. L'utilisation commune dans ces études de micro antennes de taille inférieure à 10 cm illustrent leur apport dans l'amélioration de la qualité image par des gains en résolution spatiale et SNR. Les résolutions spatiales obtenues apparaissent sensiblement meilleures que les données de nos travaux. La résolution y est privilégiée dans le plan au détriment de l'épaisseur de coupe, parfois jusqu'à 3 mm contre 0,8 mm dans notre étude. L'obtention de voxels de 50  $\mu\text{m}$  dans les trois plans n'est obtenue que dans des données expérimentales chez l'animal [41]. Ces données participent aux avancées de l'IRM dans le champ de la micro-IRM, explorant in vivo des structures de taille inférieure à 100  $\mu\text{m}$ .

L'imagerie ultrasonore permet également l'étude in vivo de la peau. L'utilisation de sondes à hautes fréquences permet d'obtenir une excellente résolution spatiale, au détriment d'une faible pénétration en profondeur du faisceau. Cette technique a de plus l'avantage d'autoriser une exploration dynamique avec obtention d'images en temps réel.

Les sondes de fréquences modulables (autour de 15 MHz), dont l'utilisation est répandue dans les services d'imagerie, permettent d'obtenir une résolution axiale de 0,1 mm et une

profondeur de 6 cm. Elles peuvent être de plus couplées à une étude Doppler. L'avènement de sondes légères de petite taille de type « club de golf » rend possible l'exploration de structures anatomiques difficiles d'accès telles que les extrémités (doigts, ...), tout en réduisant les artéfacts dus à l'interface peau / sonde (fig.20 et 21).

L'utilisation de sondes de hautes fréquences fixes (20-100 MHz) permet d'améliorer la fréquence spatiale au détriment de la pénétration en profondeur (7 mm à 20 Mhz et 3 mm à 75 MHz) [42]. Les résolutions obtenues avec ces dispositifs plus spécialisés sont de 50  $\mu\text{m}$  dans le plan axial et 350  $\mu\text{m}$  dans le plan latéral à 20 MHz, 37.5  $\mu\text{m}$  et 125  $\mu\text{m}$  à 50 MHz [43].

L'imagerie ultrasonore est utilisée pour l'étude in vivo des modifications physiologiques (âge, ...) ou pathologiques (effets de substances irritantes, de produits allergisants, de thérapeutiques locales) [43]. Elle a montré son utilité dans le diagnostic, le suivi thérapeutique, la surveillance de maladies dermatologiques, et dans l'étude des lésions cutanées tumorales (mélanomes), apportant des informations sur la localisation, l'épaisseur, l'extension et l'échostructure, mais également dans l'étude des cicatrices, des hyperlaxités cutanées et des oedèmes [44]. Des applications émergent également dans le domaine rhumatologique du fait de l'intrication des atteintes musculo-squelettiques et cutanées dans un grand nombre de pathologies telles que la sclérodermie, le lupus, la dermato-polymyosite ou encore les spondylarthropathies liées aux entérocolopathies [45].

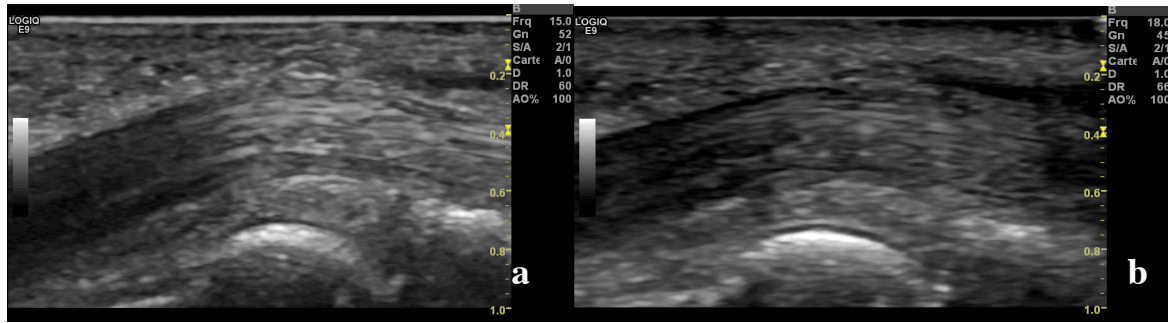


Figure 20 : Amélioration de la résolution spatiale avec des sondes à hautes fréquences. Coupes échographiques mode B de la face palmaire de l'articulation interphalangienne proximale avec une sonde linéaire haute fréquence modulable 15 MHz (a) et une sonde «club de golf» de 18 MHz (b).

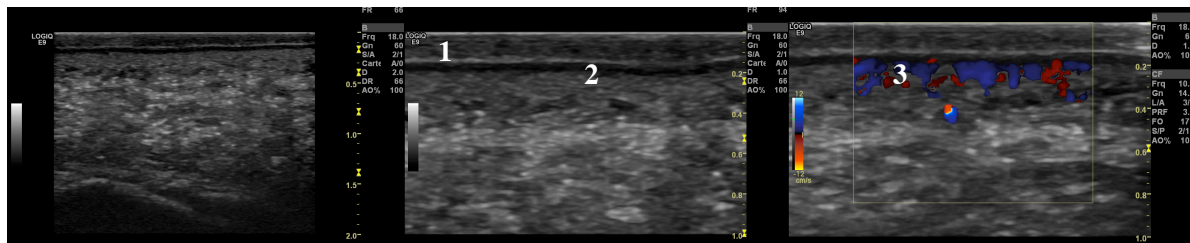


Figure 21 : Coupes échographiques mode B et doppler couleur de la face plantaire du talon à 18 MHz. Visibilité des différentes couches de la peau : derme (1), hypoderme (2) et des plexus vasculaires (3).

La dermoscopie (encore appelée dermatoscopie ou microscopie à épiluminescence) permet une meilleure visualisation de la peau par un agrandissement d'environ dix fois. Elle a montré une amélioration de plus de 30% des performances diagnostiques par rapport à l'inspection visuelle et est utilisée notamment pour l'étude des lésions cutanées pigmentées et le dépistage des mélanomes. Effectuée en lumière polarisée ou non, en immersion liquidienne, elle permet l'étude superficielle de la peau [46,47].

La microscopie confocale in vivo est une technique récente, améliorant la dermoscopie, basée sur la concentration d'un faisceau de lumière sur un point de la peau, émis dans le même plan

que l'ouverture d'un détecteur recueillant la lumière réfléchiée. La variation des indices de réfraction est à l'origine du contraste des images et la variation de puissance et de la longueur d'onde modifie la pénétration [48]. Elle permet ainsi la visualisation de microstructures anatomiques et l'individualisation à l'étage cellulaire de l'épiderme et du derme superficiel. Sur des sections horizontales obtenues, la résolution axiale varie de 0,5 à 1  $\mu\text{m}$  et la résolution latérale de 3 à 5  $\mu\text{m}$ . Ainsi, les images obtenues sont proches de celles des études histologiques. Les tissus n'apparaissent pas détériorés par l'utilisation d'un faisceau laser de basse énergie. Elle reste limitée à une profondeur de 350  $\mu\text{m}$  correspondant à l'épiderme et au derme papillaire [49].

D'autres techniques existent telles que la tomographie par cohérence optique, utilisant les rayonnements infrarouges (profondeur de 1 mm, résolution de 15  $\mu\text{m}$ ). L'imagerie dynamique par infrarouge enregistre les radiations émises et modifiées par la température et le degré de perfusion par les tissus vivants, ou encore la microscopie photo acoustique étudie l'expansion thermo-élastique et l'énergie émise suite à l'application d'un rayonnement pulsé non ionisant [50].

	<b>RESOLUTION SPATIALE (microns)</b>	<b>COMMENTAIRES</b>
<b>Etude T1 TSE axiale 1</b>	200 x 200	post mortem, antenne de surface, épaisseur de coupe 0,8 mm
<b>Etude FFE 6</b>	140 x 140	post mortem, antenne de surface, épaisseur de coupe 0,8 mm
<b>IRM peau in vivo (Aubry et al.) T1 SE</b>	87 x 87	in vivo, micro antenne de 7 cm, épaisseur de coupe 2 mm
<b>IRM peau in vivo (Aubry et al.) FIESTA</b>	180 x 180	in vivo, micro antenne de 7 cm, épaisseur de coupe 2 mm
<b>Echographie 15 MHz</b>	100	Profondeur 60 mm
<b>Echographie 20 MHz</b>	50 x 350	Profondeur inférieure à 10 mm
<b>Echographie 50 MHz</b>	37,5 x 125	Profondeur inférieure à 5 mm
<b>Microscopie confocale</b>	0,5-1 x 3-5	Profondeur 0,350 mm
<b>Tomographie par cohérence optique</b>	15	Profondeur 1 mm

Tableau 7 : Comparaison des différentes techniques d'imagerie de la peau.

#### **D. Détection par IRM des corpuscules de Pacini sur pièces anatomiques**

L'analyse histologique confirme la présence de corpuscules de Pacini en grand nombre dans les doigts de pièces anatomiques avec une prédominance dans la partie superficielle de l'hypoderme. La réalisation de ces observations sur un unique sujet ne permet pas de conclure statistiquement sur leur répartition, mais celles-ci concordent avec les données de la littérature. Néanmoins, les renseignements fournis sur leurs dimensions, leur répartition topographique ou sur leur environnement (proximité du nerf digital, ...) nous a permis de relire les images IRM et de mettre en évidence des formations compatibles avec des corpuscules de Pacini. Le nombre de ces formations compatibles avec des corpuscules de Pacini objectivé en IRM apparaît inférieur à celui de l'étude histologique. Ceci s'explique vraisemblablement par la présence d'intervalles entre les coupes, par l'épaisseur de coupe et par la possibilité en histologie de retrouver une section du même corpuscule sur des coupes différentes.

L'étude sur pièces anatomiques est justifiée du fait de la longueur et de la répétition des séquences IRM et de la volonté d'une corrélation histologique. Des études complémentaires in vivo pourraient être intéressantes à mener du fait de modifications potentielles post-mortem de la composition des tissus et des changements structurels des corpuscules. Celles-ci pourraient modifier le signal obtenu en IRM et donc modifier leur détection. Les études in vivo restent limitées par la difficulté d'une preuve histologique, nécessitant un geste invasif. De plus, la longueur des séquences utilisées expose à la survenue d'artéfacts, notamment de mouvement.

Le choix du site anatomique est motivé par leur description précise au niveau des faces palmaires des doigts dans la littérature [15,16]. La préparation des pièces de type « BIOMET » est privilégiée, offrant l'avantage d'une certaine flexibilité des pièces pour une adaptation à l'antenne IRM mais aussi pour éviter les étapes de congélation, source d'une

dégradation et de modifications en taille des structures anatomiques, empêchant une corrélation morphologique précise de la taille et de la forme des corpuscules. L'inconvénient de ce type de préparation est la moins bonne précision des coupes anatomiques réalisées non congelées, ne permettant pas une corrélation topographique précise avec l'histologie.

Les résolutions spatiales offertes par l'IRM permettent ainsi d'approcher des structures telles que les corpuscules de Pacini. En dépit de leur taille (parfois décrite supra millimétrique), peu de données existent sur leur présentation en imagerie. A notre connaissance, seule l'étude de Szeles réalisée in vivo à 3 Teslas avec une antenne de surface de 3 cm relate leur description en IRM. Il décrit des structures en hypersignal de 0,5 à 1 mm de diamètre, proches des articulations et des vaisseaux, parfois regroupées, en connexion avec une structure longitudinale probablement nerveuse. Ces formations sont supposées correspondre selon cet auteur aux corpuscules de Pacini [40].

L'intérêt potentiel de la détection des corpuscules de Pacini réside dans leur implication dans un certain nombre de pathologies souvent méconnues.

Les corpuscules de Pacini sont retrouvés dans des formes rares de tumeurs cutanées nerveuses. De nombreuses dénominations de ces processus sont source d'une terminologie confuse comprenant neurofibromes paciniens (entité peu précise comprenant à la fois des neurofibromes typiques contenant des corpuscules de Pacini et des neuromes paciniens, composés principalement de corpuscules), des neurofibromes à différenciation pacinienne ou encore des corpuscules de Pacini hyperplasiques [51].

Les neurofibromes sont des tumeurs bénignes des gaines nerveuses, bien ou mal circonscrites, non encapsulées. La forme typique est caractérisée par la présence d'axones et de trois composantes en proportion variable: cellulaire (cellules fusiformes), mucoïde et collagénique.

Les neurofibromes paciniens présentent une architecture typique de neurofibrome associée à des corpuscules de Pacini au sein de la matrice mucoïde [52].

Le neurome (encore appelé névrome) est une prolifération non néoplasique sans capsule de cellules de Schwann et de fibroblastes à partir des fibres nerveuses dans le derme moyen et superficiel [51]. Il correspondrait plus à un processus hyperplasique réactionnel à la rupture de continuité du nerf, reproduisant la structure et l'architecture du nerf, qu'à une tumeur. Il se distingue du neurofibrome par la participation de tous les éléments du nerf [52]. A côté des formes simples pouvant être spontanée, post-traumatique ou muqueuse, il existe des formes particulières : le neurome capsulé solitaire et le neurome pacinien. Ce dernier reproduit la structure lamellaire concentrique « en oignon », centrée sur une structure nerveuse et avec une capsule périphérique dans le derme profond. Cliniquement, il se manifeste par un nodule douloureux chez des sujets jeunes ou d'âge moyen. Il peut présenter une disposition linéaire, sur le trajet d'un nerf digital. Il peut être non visible et seule une douleur intense est présente [51]. Une fissure cutanée associée ou une érosion osseuse au contact sont décrites [53]. L'association fréquente à un traumatisme local, mais aussi à des microtraumatismes répétés, suggère une affection potentiellement liée au travail [54].

L'hyperplasie et l'hypertrophie des corpuscules de Pacini sont des affections rares, touchant les doigts et la partie distale des paumes. Ainsi, Imai et al. ont recensé en 2003 32 cas (5 cas d'hypertrophie et 27 cas d'hyperplasie). Elles correspondent respectivement à un simple élargissement des corpuscules ou à une augmentation de leur nombre, leur taille étant normale ou élargie. La présentation clinique la plus fréquente est celle de douleur dans les suites d'un traumatisme dans le même territoire. Bien que les nerfs digitaux soient sujets à la fibrose post-traumatique, l'atteinte des corpuscules de Pacini semble être marquée par une capacité de régénération et ne présente pas d'altération du nerf digital (absence de fibrose ou de solution de continuité). Ils conservent une structure normale, mais ils deviennent sensibles à

la douleur, alors qu'ils ne reçoivent pas de fibres nerveuses nociceptives à l'état normal, suggérant ainsi une altération de leur innervation. De plus, du fait de la relation topographique proche avec les glomérules artério-veineux anastomotiques, l'hypothèse d'une augmentation du flux veineux glomérulaire arrêtant le drainage du corpuscule à l'origine d'un potentiel de régénération est soulevée [55]. Un autre exemple de ce potentiel relaté dans la littérature est celui d'une intervention sur un doigt de main dominante d'un patient aveugle, musicien et lisant le braille, qui retrouve une surabondance de corpuscules élargis: 11/cm<sup>2</sup> et certains de 4 mm de long pour une taille normale de 1,5-3 mm x 0,75-1,5 mm et une densité de 3-5 /cm<sup>2</sup>. Le névrome est le principal diagnostic différentiel du fait de la présentation clinique proche mais il se distingue par une prolifération de cellules de Schwann et une fibrose en microscopie. Une classification proposée par Rhode et Jennings comprend quatre types :

- A : Simple élargissement du corpuscule,
- B : Augmentation du nombre, disposés en grappe,
- C : Augmentation du nombre et de la taille, disposés en tandem,
- D : Augmentation du nombre et taille, disposés le long du nerf.

Le traitement consiste en une excision des corpuscules atteints [56,57]. Des associations sont décrites avec des maladies de Dupuytren, des tumeurs glomiques, des syndromes de Raynaud et des rétractions causées par des brûlures [58]. Devant une douleur sévère inexplicée d'un doigt, la possibilité d'un corpuscule de Pacini anormal doit être envisagée, en plus des tumeurs douloureuses des tissus mous et des tumeurs glomiques [57,59-61]. Un cas d'hyperplasie est décrit sur l'hallux pouvant poser la difficulté diagnostique avec un névrome de Morton [62].

L'étude des corpuscules de Pacini apparaît intéressante dans un certain nombre d'affections fréquentes comme chez les patients diabétiques, où le dépistage et le suivi des neuropathies permettent le cas échéant des modifications thérapeutiques et du mode de vie [17]. Sur le



modèle du singe, des modifications significatives affectent les différents types d'innervation distale avec l'âge et la progression du diabète de type 2. Avec l'âge, les terminaisons des fibres C sont plus réduites que les fibres A $\delta$ . Au cours des premières années d'hyperglycémie, la réduction des terminaisons est plus rapide et sévère, apparaissant de distribution moins uniforme et ramifiées de façon aberrante. Il existe de plus une hypertrophie transitoire des corpuscules de Meissner et des terminaisons de Merkel, en rapport avec des fibres A $\beta$ , ainsi qu'une détérioration de l'innervation et de la structure des corpuscules de Pacini et Meissner. Après une hyperglycémie prolongée, les hypertrophies déclinent (taille similaire pour celles de Merkel et nombre restant supérieur à la normale pour celles de Meissner) et la raréfaction se poursuit [63]. Des études réalisées sur des biopsies cutanées (pied, mollet, cuisse) chez l'homme montrent des variations morphologiques des structures nerveuses entre sujets sains, sujets diabétiques ou souffrant de neuropathie idiopathique des petites fibres. La densité des fibres nerveuses épidermiques apparaît significativement plus faible chez les diabétiques aux trois sites et chez les patients avec neuropathies au pied. Des modifications sont également observées sur les plexus nerveux sous-épidermiques. Si des tuméfactions des nerfs épidermiques sont présentes dans le pied mais non dans la cuisse ou mollet des sujets sains, elles apparaissent plus fréquentes dans les mollets et dans les cuisses chez les diabétiques et les patients souffrant de neuropathie idiopathique des petites fibres. Les terminaisons encapsulées proches des plexus, occasionnellement vues chez les sujets sains, sont deux fois plus fréquentes dans les biopsies de pieds des sujets diabétiques avec neuropathies. Cependant, la différence reste non significative et leur morphologie semble distincte des corpuscules de Pacini, Meissner et Ruffini, méritant des investigations supplémentaires [64].

En pathologie traumatique, des modifications morphologiques des corpuscules de Pacini ont été observées sur des doigts amputés montrant une disparition des cellules de la partie centrale dans les 9 à 16 heures alors que la partie externe garde sa structure même après 24

heures. Comparativement, la récupération de la sensibilité après réimplantation est significativement plus pauvre après 9 heures d'ischémie froide, ce qui suggère un lien avec les modifications structurales de la partie interne des corpuscules [65]. Sur le plan immunohistochimique, l'étude des corpuscules des territoires dénervés lors de lésions médullaires montre un profil proche de la normalité, à l'exception d'une distribution moins uniforme voire absente du marquage de la protéine S-100 (cellules de Schwann). Dans le cas des sections nerveuses et de greffes nerveuses manquées, on note l'absence de tout marquage (axone, Schwann, dérivé périneurial). Ces résultats suggèrent que l'intégrité axonale structurale, et non fonctionnelle, est essentielle pour maintenir un profil immunohistochimique normal des récepteurs cutanés [66].

Les corpuscules de Pacini participent, avec les terminaisons libres, à l'origine de douleurs spécifiques, à l'innervation du coussinet graisseux sous-cutané talonnier, zone d'appui plantaire, qui joue un rôle fondamental dans le contrôle nerveux de la marche et de la position érigée [67]. Dans le concept de la Posturologie, définie comme l'étude de l'équilibre postural et de ses dysfonctionnements, les corpuscules de Pacini feraient partie des capteurs sensoriels cutanés intervenant dans un certain nombre de pathologies et pouvant être la cible de thérapies adaptées (polarisateurs, ...) [68].

## **E. Limites**

Le nombre limité de séquences IRM testées ne permet pas une étude des variations individuelles de chaque paramètre. La durée des séquences et le nombre élevé de paramètres à la disposition de l'opérateur sont des raisons à cette limite. De plus, les travaux sont effectués sur une IRM clinique dédiée à l'exploration de patients offrant une disponibilité limitée pour

notre étude. La comparaison des séquences et la valeur des modifications apportées au paramétrage pâtissent de cette limitation.

Une autre limite réside dans le fait qu'elle ait été réalisée sur des pièces anatomiques, ce qui induit des différences dans les images obtenues en IRM et dans l'aspect des structures recherchées par rapport à une étude *in vivo*. De plus les durées d'acquisition et les SAR élevées de certaines séquences représentent un frein à leur application *in vivo*.

Enfin, l'incapacité d'obtenir une corrélation topographique précise entre l'imagerie et l'anatomopathologie limite le degré de certitude dans l'affirmation de la nature pacinienne des structures détectées. Du fait de leur non visualisation sur la lecture initiale de l'IRM, des prélèvements larges et globaux pour l'analyse histologique étaient nécessaires, n'apportant pas la précision de prélèvements micro-biopsiques.

## **F. Perspectives**

Les résultats de cette étude, qui se veut avant tout originale et préliminaire à d'autres investigations, sont néanmoins encourageants dans l'exploration de structures anatomiques infra millimétriques. Ils laissent en effet entrevoir de nouveaux travaux et des perspectives intéressantes. Les données de ce travail peuvent être le point de départ d'études complémentaires effectuées *in vivo* ou non, sur d'autres sites anatomiques, sur un plus grand nombre de pièces ou encore avec du matériel différent (IRM à haut champ, IRM du petit animal, antennes centimétriques). Des prélèvements biopsiques plus ciblés pourront être entrepris pour une corrélation exacte.

Les résolutions spatiales obtenues s'approchent des données expérimentales et l'arrivée prochaine de «micro antennes» dédiées à l'étude des structures superficielles laissent entrevoir l'arrivée de la micro IRM dans la pratique courante. Nous pouvons imaginer dans

l'avenir une détection aisée et le développement d'une séméiologie propre des corpuscules de Pacini. Des applications pourraient émerger dans le domaine du suivi des greffes et des plaies nerveuses, dans le diagnostic de tumeurs nerveuses rares ou encore dans le dépistage ou le suivi de neuropathies toxiques ou métaboliques.

De plus, l'application de résolutions spatiales de l'ordre du  $1/10^e$  du millimètre laisse espérer la possibilité d'étude d'autres structures anatomiques de taille similaire à celles des corpuscules de Pacini ou encore une meilleure exploration de structures telles que l'appareil tendineux des extrémités, les nerfs périphériques ou la peau.

## **5. CONCLUSION**

Cette étude montre la possibilité d'approcher des résolutions spatiales élevées sur du matériel IRM utilisé en pratique courante avec un maintien d'un SNR élevé et plus généralement d'une bonne qualité image, obtenues pour des séquences 3D écho de gradient FFE et T1 turbo spin echo. Ceci a été permis grâce à un réglage multiparamétrique adapté des séquences et l'application d'avancées technologiques telles que l'utilisation de haut champ, d'antennes de surface multi-canaux, de l'imagerie parallèle et des séquences rapides. Leurs apports et leurs limites apparaissent importants à connaître pour pouvoir profiter au maximum des moyens technologiques à notre disposition. En dépit de durées d'acquisition encore élevées pour une application directe en clinique, les résultats obtenus permettent d'approcher des structures infra millimétriques telles que les corpuscules de Pacini. Cette étude contribue ainsi à leur description chez l'homme en étant la première, à notre connaissance, consacrée à leur recherche en IRM et à tenter une corrélation histologique.

## 6. ANNEXES

	FOV (mm)	RFOV %	Epaisseur de coupe (mm)	Over contiguous	Intervalle (mm)	Scan pourcentage %	Matrice	Matrice reconstruction	voxel acquis (mm)	voxel reconstruit (mm)
<b>Séquence 3D FFE</b>										
3D FFE 1	160x81x66	51	0,6	non	0	78,4	356x355	528x528	0,45x0,45x0,6	0,30x0,30x0,6
3D FFE 2	160x70x72	44	0,8	non	0	78,4	1068x1066	2048x2048	0,15x0,15x0,8	0,078x0,078x0,8
3D FFE 3	160x70x72	44	1,6	oui	0	78,4	1068x1066	2048x2048	0,15x0,15x1,6	0,078x0,078x0,8
3D FFE 4	80x45x21	56	1,6	oui	0	78,4	1000x1000	2000x2000	0,08x0,08x1,6	0,04x0,04x0,8
3D FFE 5	160x70x72	44	0,8	non	0	78,4	1144x1141	2048x2048	0,14x0,14x0,8	0,078x0,078x0,8
3D FFE 6	160x70x80	44	0,8	non	0	78,5	1000x1000	2000x2000	0,16x0,16x0,8	0,079x0,079x0,8
3D FFE 7	160x70x80	44	1,6	oui	0	78,4	1144x1144	2048x2048	0,14x0,14x1,6	0,079x0,079x0,8
<b>Séquence T1</b>										
T1 sagittale 1	160x40	25	0,8	non	0,3	100	532x532	800x800	0,30x0,30x0,8	0,20x0,20x0,8
T1 sagittale 2	160x40	25	0,8	non	0,8	100	800x792	1600x1600	0,20x0,20x0,8	0,10x0,10x0,8
T1 axiale 1	160x40	25	0,7	non	0,8	100	800x792	1600x1600	0,20x0,20x0,7	0,10x0,10x0,7
T1 axiale 2	160x50	31	0,7	non	0,8	100	640x636	1280x1280	0,25x0,25x0,7	0,12x0,12x0,7
T1 axiale 3	120x35	29	0,7	non	0	100	500x500	1008x1008	0,25x0,25x0,7	0,12x0,12x0,7
T1 axiale 4	120x36	30	0,7	non	0,7	100	800x792	1008x1008	0,15x0,15x0,7	0,12x0,12x0,7
T1 sagittale 3	160x40	25	0,8	non	0,8	100	800x792	1600x1600	0,20x0,20x0,8	0,10x0,10x0,8
T1 sagittale 4	160x40	25	0,8	non	0	100	800x792	1600x1600	0,20x0,20x0,8	0,10x0,10x0,8
<b>Séquence T2</b>										
T2 1	160x160	100	0,8	non	0,1	100	532x533	560x560	0,30x0,30x0,8	0,29x0,29x0,8
T2 2	140x60	43	0,8	non	0,1	100	458x466	960x960	0,30x0,30x0,8	0,29x0,29x0,9
T2 3	160x40	25	0,5	non	0	100	800x700	1600x1600	0,20x0,20x0,5	0,29x0,29x0,10
<b>Séquence 3D BFFE</b>										
3D BFFE 1	160x70x72	44,2	1	oui	0	78,4	1068x1066	2048x2048	0,15x0,15x1	0,078x0,078x0,5
3D BFFE 2	160x70x72	44,1	1	oui	0	78,4	1144x1142	2048x2048	0,14x0,14x1	0,078x0,078x0,5

Essai 1  
Essai 2  
Essai 3

Tableau 2

	<i>TE (ms)</i>	<i>TR (ms)</i>	<i>Angle</i>	<i>SAR (W/Kg)</i>	<i>ROI image (Moyenne/DS)</i>	<i>ROI image Ratio</i>	<i>ROI air (DS)</i>	<i>Contraste Os/ Tissus mous (x10<sup>-3</sup>)</i>	<i>Bande Passante (Hz /pixel)</i>	<i>Water Fat shift</i>
<b>Séquences 3D FFE</b>										
3D FFE 1	5,8	9,9	40	2	2032/36	56,4	32	85,7	423	min
3D FFE 2	10,4	26,2	40	0,75	1721/104	16,5	76	68,5	142	min
3D FFE 3	10	26	40	0,75	1677/82	20,45	42	96,3	142	min
3D FFE 4	17,3	49,6	25	0,25	1125/235	4,8	148	23,4	76	min
3D FFE 5	5,8	50,7	20	0,19	1185/181	6,5	71	213,9	266	min
3D FFE 6	4,7	58	20	0,17	1250/117	10,7	118	407,3	305	min
3D FFE 7	5,2	66,5	20	0,15	1212/96	12,6	55	917,0	266	min
<b>Séquences T1</b>										
T1 sagittale 1	33	581	90	3,2	1112/62	17,9	41	8,1	285	max
T1 sagittale 2	46,2	664,2	90	2,8	1695/136	13,2	56	29,9	186	max
T1 axiale 1	47	709,3	90	2,8	1351/89	15,2	71	204,1	182	max
T1 axiale 2	40	618	90	3,2	1668/55	30,3	36	55,5	228	max
T1 axiale 3	29,3	470,3	90	2,4	1579/66	23,9	50	135,2	212	max
T1 axiale 4	40,7	621	90	2,6	1554/97	16	44	9,1	211	max
T1 sagittale 3	44,2	770	90	2,9	1789/22	81,3	68	256,7	188	max
T1 sagittale 4	44	500	90	2,2	1711/89	19,2	73	178,2	188	max
<b>Séquences T2</b>										
T2 1	110	2782,3	90	3,2	1167/202	5,8	91	81,4	264	min
T2 2	110	1123	90	3,2	1667/237	7	235	423,0	267	min
T2 3	115	2800	90	1,6	1048/265	4	186	599,0	177	min
<b>Séquence 3D BFFE</b>										
3D BFFE 1	22,5	11	50	1,1	1582/130	12,2	49	2,5	116	min
3D BFFE 2	23	11,5	50	1,1	1710/80	21,4	52	149,6	114	min

Tableau 3

	<i>Moyennage</i>	<i>Facteur Turbo</i>	<i>Facteur SENSE</i>	<i>Nombres de coupes</i>	<i>Temps d'acquisition</i>
<b>Séquence 3D FFE</b>					
3D FFE 1	1	x	non	110	9mn43s
3D FFE 2	1	x	2,5.1,5	90	17mn37s
3D FFE 3	2	x	2,5.1,5	90	17mn37s
3D FFE 4	2	x	2,5.1	26	14mn50s
3D FFE 5	1	x	4.2	90	16mn56s
3D FFE 6	2	x	2,5.1,5	100	25mn30s
3D FFE 7	2	x	3.1	100	18mn55s
<b>Séquence T1</b>					
T1 sagittale 1	10	6	non	10	4mn20s
T1 sagittale 2	18	6	non	6	6mn37s
T1 axiale 1	20	6	non	6	7mn50s
T1 axiale 2	20	6	non	6	10mn57
T1 axiale 3	24	4	non	12	13mn36s
T1 axiale 4	24	6	non	6	6mn
T1 sagittale 3	22	6	non	6	8mn30s
T1 sagittale 4	22	6	non	6	12mn10s
<b>Séquence T2</b>					
T2 1	6	13	non	10	11mn30s
T2 2	8	13	non	10	5mn10s
T2 3	6	13	non	20	9mn03s
<b>Séquence 3D BFFE</b>					
3D BFFE 1	1	x	2,5.1,5	144	12mn16s
3D BFFE 2	1	x	2,5.1,5	144	13mn16s

Tableau 4



	<i>Artéfacts</i>	<i>Bruit perceptible</i>	<i>Délimitation couches peau</i>	<i>Netteté travées</i>	<i>Score</i>	<i>Qualité image</i>
<b>Séquences 3D FFE</b>						
3D FFE 1	3	3	2	2	10	Bonne
3D FFE 2	3	2	2	3	10	Bonne
3D FFE 3	3	3	3	3	12	Bonne
3D FFE 4	2	1	1	1	5	Mauvaise
3D FFE 5	3	2	3	3	11	Bonne
3D FFE 6	3	3	3	3	12	Bonne
3D FFE 7	3	3	3	3	12	Bonne
<b>Séquences T1</b>						
T1 sagittale 1	3	2	3	3	11	Bonne
T1 sagittale 2	2	3	3	3	11	Bonne
T1 axiale 1	2	2	3	3	10	Bonne
T1 axiale 2	3	3	3	3	12	Bonne
T1 axiale 3	3	3	3	3	12	Bonne
T1 axiale 4	3	3	3	3	12	Bonne
T1 sagittale 3	3	2	3	3	11	Bonne
T1 sagittale 4	3	2	3	3	11	Bonne
<b>Séquences T2</b>						
T2 1	3	2	2	2	9	Moyenne
T2 2	2	1	1	1	5	Mauvaise
T2 3	1	1	1	1	4	Mauvaise
<b>Séquence 3D BFFE</b>						
3D BFFE 1	1	2	1	1	5	Mauvaise
3D BFFE 2	1	2	2	2	7	Moyenne

Tableau 5

## **7. BIBLIOGRAPHIE**

1. Kastler B et al. Comprendre l'IRM. Collection imagerie médicale. Paris, Masson :1994.
2. Hoa D, Micheau A, Gahide G, Le Bars E, Taourel P. L'IRM pas à pas. Montpellier, Sauramps medical : 2008.
3. Jacobs MA, Ibrahim TS, Ouwerkerk R. AAPM/RSNA physics tutorials for residents: MR imaging: brief overview and emerging applications. *Radiographics*. 2007;27(4):1213-29.
4. Franconi JM, Falise B, Kawiecki W. Séquences d'imagerie rapide. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiologie et Imagerie médicale-Principes et techniques-Radioprotection, 35-227-A-10, 1993. 9p
5. De Certaines J. Instrumentation en IRM. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiologie et Imagerie médicale-Principes et techniques-Radioprotection, 35-209-A-10, 1995. 15p.
6. Saint-Jalmes H. Instrumentation en IRM. Critères de choix et implantation d'un équipement. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiodiagnostic-Principes et techniques d'imagerie, 35-209-A-10, 2007, 20p.
7. Tanenbaum LN. Clinical 3T MR imaging: mastering the challenges. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2006;14(1):1-15.
8. Bittoun J. Formation de l'image en imagerie par résonance magnétique. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiodiagnostic-Principes et techniques d'imagerie, 35-206-A-10, 2008. 19p.
9. Dillenseger JP, Moerschel E. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Elsevier Masson SAS, Paris, 2008.
10. Bentivoglio M, Pacini P. Filippo Pacini: a determined observer. *Brain Res. Bull*. 1995;38(2):161-5.
11. Butnaru C-A, Kanitakis J. Structure of normal human skin. *Eur J Dermatol*. 2002;12(6):II-IV.
12. Misery L. Innervation cutanée. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Cosmétologie et Dermatologie, 50-020-E-10, 2005, 4p.
13. Mc Kee P, Calonje E, Granter S. Pathology of the skin with clinical correlations. Springer editions, Philadelphia 2005;3rd edition, vol 1, p35-36.
14. Bouley DM, Alarcón CN, Hildebrandt T, O'Connell-Rodwell CE. The distribution, density and three-dimensional histomorphology of Pacinian corpuscles in the foot of the Asian elephant (*Elephas maximus*) and their potential role in seismic communication. *J. Anat*. 2007;211(4):428-35.
15. Stark B, Carlstedt T, Hallin RG, Risling M. Distribution of human Pacinian corpuscles in the hand. A cadaver study. *J Hand Surg Br*. 1998;23(3):370-2.
16. Cauna N, Mannan G. The structure of human digital pacinian corpuscles (corpus cula lamellosa) and its functional significance. *J. Anat*. 1958;92(1):1-20.
17. Gandhi MS, Sesek R, Tuckett R, Bamberg SJM. Progress in vibrotactile threshold evaluation techniques: a review. *J Hand Ther*. 2011;24(3):240-255; quiz 256.
18. Vega JA, García-Suárez O, Montaña JA, Pardo B, Cobo JM. The Meissner and

- Pacinian sensory corpuscles revisited new data from the last decade. *Microsc. Res. Tech.* 2009;72(4):299-309.
19. Liverneaux P, Chantelot C. *La traumatologie des parties molles de la main*. Springer editions 2011, 1st Edition., VIII, 354 :229-247.
  20. Ramnath RR. 3T MR imaging of the musculoskeletal system (Part II): clinical applications. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2006;14(1):41-62.
  21. Heverhagen JT. Noise measurement and estimation in MR imaging experiments. *Radiology* 2007;245(3):638-9.
  22. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med.* 1999;42(5):952-62.
  23. Rousseau J, Vermandel M, Bourel P. Contrôle de qualité en IRM\_: motivations, méthodes et pratiques. *ITBM-RBM.* 2002;23(5):276-84.
  24. Blamire AM. The technology of MRI — the next 10 years? *British Journal of Radiology.* 2008;81(968):601 -617.
  25. Jacobs MA, Ibrahim TS, Ouwerkerk R. AAPM/RSNA physics tutorials for residents: MR imaging: brief overview and emerging applications. *Radiographics.* 2007;27(4):1213-29.
  26. Soher BJ, Dale BM, Merkle EM. A review of MR physics: 3T versus 1.5T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2007;15(3):277-290.
  27. De Kerviler E, de Bazelaire C, Mathieu O, Frija J. Artéfacts en IRM. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiodiagnostic-Principes et techniques d'imagerie, 35-260-A-10, 2005. 15p.
  28. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – part 2: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. International Electrotechnical Commission; 2002.
  29. Ramnath RR. 3T MR imaging of the musculoskeletal system (Part I): considerations, coils, and challenges. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2006;14(1):27-40.
  30. De Kerviler E, De Bazelaire C, Mathieu O, Albitier M, Frija J. Risque IRM\_: règles de sécurité, incidents et accidents. *Journal de Radiologie.* 2005;86(5, Part 2):573-8.
  31. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR imaging: a user's guide. *Radiographics.* 2005;25(5):1279-97.
  32. Pooley RA. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. *Radiographics.* 2005;25(4):1087-99.
  33. Moratal D, Vallés-Luch A, Martí-Bonmatí L, Brummer M. k-Space tutorial: an MRI educational tool for a better understanding of k-space. *Biomed Imaging Interv J.* 2008;4(1):e15.
  34. Ablett S, Burdett NG, Carpenter TA, Hall LD, Salter DC. Short echo time MRI enables visualisation of the natural state of human stratum corneum water in vivo. *Magnetic Resonance Imaging* 1996;14(4):357-60.
  35. Richard S, Querleux B, Bittoun J, Jolivet O, Idy-Peretti I, de Lacharriere O, et al. Characterization of the skin in vivo by high resolution magnetic resonance imaging: water behavior and age-related effects. *J. Invest. Dermatol.* 1993;100(5):705-9.
  36. Aubry S, Casile C, Humbert P, Jehl J, Vidal C, Kastler B. Feasibility study of 3-T MR imaging of the skin. *Eur Radiol.* 2009;19(7):1595-603.

37. Bittoun J, Querleux B, Darrasse L. Advances in MR imaging of the skin. *NMR Biomed.* 2006;19(7):723-30.
38. Denis A, Loustau O, Chiavassa-Gandois H, Vial J, Lalande Champetier de Ribes C, Railhac JJ, et al. IRM haute résolution de la peau: aspects normaux. *Journal de Radiologie.* 2008;89(7-8, Part 1):873-9.
39. Sans N, Faruch M, Chiavassa-Gandois H, de Ribes CLC, Paul C, Railhac J-J. High-resolution magnetic resonance imaging in study of the skin: normal patterns. *Eur J Radiol* 2011 ;80(2):e176-181.
40. Széles JC, Csapó B, Klarhöfer M, Balássy C, Hoda R, Berg A, et al. In vivo magnetic resonance micro-imaging of the human toe at 3 Tesla. *Magn Reson Imaging.* 2001;19(9):1235-8.
41. Kinsey ST, Moerland TS, McFadden L, Locke BR. Spatial resolution of transdermal water mobility using NMR microscopy. *Magn Reson Imaging.* 1997;15(8):939-47.
42. Wortsman X, Wortsman J. Clinical usefulness of variable-frequency ultrasound in localized lesions of the skin. *Journal of the American Academy of Dermatology.* 2010;62(2):247-56.
43. Seidenari S. High-frequency sonography combined with image analysis: A noninvasive objective method for skin evaluation and description. *Clinics in Dermatology.* 1995;13(4):349-59.
44. Machet L, Ossant F, Bleuzen A, Grégoire J-M, Machet M-C, Vaillant L. L'échographie cutanée haute résolution: utilité pour le diagnostic, le traitement et la surveillance des maladies dermatologiques. *Journal de Radiologie.* 2006;87(12, Part 2):1946-61.
45. Wortsman X, Gutierrez M, Saavedra T, Honeyman J. The role of ultrasound in rheumatic skin and nail lesions: a multi-specialist approach. *Clin Rheumatol.* 2010;30(6):739-48.
46. Braun RP, Rabinovitz H, Tzu JE, Marghoob AA. Dermoscopy research--an update. *Semin Cutan Med Surg.* 2009;28(3):165-71.
47. Braun RP, Oliviero M, Kolm I, French LE, Marghoob AA, Rabinovitz H. Dermoscopy: what's new? *Clin. Dermatol.* 2009;27(1):26-34.
48. Nehal KS, Gareau D, Rajadhyaksha M. Skin imaging with reflectance confocal microscopy. *Semin Cutan Med Surg.* 2008;27(1):37-43.
49. Gerger A, Koller S, Weger W, Richtig E, Kerl H, Samonigg H, et al. Sensitivity and specificity of confocal laser-scanning microscopy for in vivo diagnosis of malignant skin tumors. *Cancer.* 2006;107(1):193-200.
50. O'Donnell AT, Kim CC. Update and clinical use of imaging technologies for pigmented lesions of the skin. *Semin Cutan Med Surg.* 2012;31(1):38-44.
51. Cribier B, Grosshans E. Tumeurs cutanées rares. *Ann. Dermatol. Venereol.*, 1997, 124 :280-295.
52. Koeppel MV, Andrac-Meyer. Tmeurs conjonctives cutanées bénignes. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), *Dermatologie* 98-610-A-10 1999, 24p.
53. McPherson SA, Meals RA. Digital pacinian corpuscle neuroma eroding bone: a case report. *J Hand Surg Am.* 1992;17(3):476-8.
54. Zanardi F, Cooke RM, Maiorana A, Curti S, Farioli A, Bonfiglioli R, et al. « Is this case of a very rare disease work-related? » A review of reported cases of Pacinian

- neuroma. *Scand J Work Environ Health*. 2011;37(3):253-8.
55. Imai S, Kikuchi K, Matsusue Y. Digital pacinian corpuscle hyperplasia. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand*. 2003;3(3):175-80.
  56. Lang-Stevenson AI. Induction of hyperplasia and hypertrophy of pacinian corpuscles. *Br Med J (Clin Res Ed)*. 1984;288(6422):972-3.
  57. Vijayaraghavan R, Chandrashekar R, Belagavi CS, Murthy NB. Painful digital Pacinian corpuscle hyperplasia following dog bite: a case report. *Int J Surg* 2008;6(6):e42-45.
  58. Yenidunya MO, Yenidunya S, Seven E. Pacinian hypertrophy in a type 2A hand burn contracture and Pacinian hypertrophy and hyperplasia in a Dupuytren's contracture. *Burns*. 2009;35(3):446-50.
  59. Kenmochi A, Satoh T, Fukuyama K, Yokozeki H. Pacinian neuroma. *J Eur Acad Dermatol Venereol* 2006;20(10):1384-5.
  60. Irie H, Kato T, Yakushiji T, Hirose J, Mizuta H. Painful heterotopic pacinian corpuscle in the hand: a report of three cases. *Hand Surg*. 2011;16(1):81-5.
  61. Cho HH, Hong JS, Park SY, Park HS, Cho S, Lee JH. Tender papule rising on the digit: Pacinian neuroma should be considered in differential diagnosis. *Int J Med Sci*. 2012;9(1):83-5.
  62. Satge D, Nabhan J, Nandiegou Y, Hermann B, Goburdhun J, Labrousse F. A Pacinian hyperplasia of the foot. *Foot Ankle Int*. 2001;22(4):342-4.
  63. Paré M, Albrecht PJ, Noto CJ, Bodkin NL, Pittenger GL, Schreyer DJ, et al. Differential hypertrophy and atrophy among all types of cutaneous innervation in the glabrous skin of the monkey hand during aging and naturally occurring type 2 diabetes. *J. Comp. Neurol*. 2007;501(4):543-67.
  64. Wendelschafer-Crabb G, Kennedy WR, Walk D. Morphological features of nerves in skin biopsies. *J. Neurol. Sci*. 2006;242(1-2):15-21.
  65. Koshima I, Moriguchi T, Soeda S. Electron microscopic observations of degeneration of human Pacinian corpuscles in amputated fingers. *Plast. Reconstr. Surg*. 1992;89(2):243-248; discussion 249-250.
  66. Márquez J, Pérez-Pérez M, Naves FJ, Vega JA. Effect of spinal cord and peripheral nerve injury on human cutaneous sensory corpuscles. An immunohistochemical study. *J. Peripher. Nerv. Syst*. 1997;2(1):49-59.
  67. Drapé JL, Morvan G. Le pied. La peau et le coussinet graisseux sous-cutané du talon. Monographie de la SIMS GETROA-GEL. Opus XXXVIII. Montpellier, Sauramps medical 2011 : 299-310.
  68. Willem G. Manuel de posturologie. 2<sup>e</sup> edition. Paris, Editions Frison-Roche 2004 : 224-227.

## **8. LISTE DES ABREVIATIONS**

**ASSET** : Array Spatial Sensitivity Encoding Technique

**BFFE** : Balanced Fast gradient Field Echo

**FFE** : Fast gradient Field Echo

**FSE ou TSE**: Fast ou Turbo Spin Echo (Echo de spin rapide)

**FOV** : Field Of View (Champ de Vue)

**GRAPPA** : Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitio,

**HES** : Hémalun-Eosine-Safran

**IRM** : Imagerie par Résonance Magnétique

**Nex** : Nombre d'excitations

**Np** : Nombre de lignes

**RF** : Radiofréquence

**ROI** : Region Of Interest (Région d'intérêt)

**SAR** : Specific Absorption Rate (Taux d'Absorption Spécifique)

**SENSE** : SENSitivity Encoding

**SMASH** : Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics

**SNR** : Signal to Noise Ratio (Rapport Signal sur Bruit)

**Tac** : Temps d'acquisition

**TE** : Temps d'Echo

**TR** : Temps de Répétition



**AUTEUR :** LEFEBVRE Guillaume

**Date de soutenance :** Mercredi 19 Septembre 2012

**Titre de la Thèse :** Amélioration de la résolution spatiale en IRM et application à la détection des corpuscules de Pacini

**Thèse, Médecine, Lille, 2012**

**Cadre de classement :** DES de Radiodiagnostic et Imagerie Médicale

**Mots-clés :** IRM, résolution spatiale, corpuscule de Pacini

**RESUME :**

**Objectif :**

Obtenir des résolutions spatiales élevées et une qualité image optimale pour détecter la présence de corpuscules de Pacini en IRM.

**Méthode :**

Des corrélations sur des doigts de pièces anatomiques ont été réalisées entre des coupes histologiques et des coupes IRM haute résolution, réalisées à partir de séquences FFE, BFFE, T1 et T2 TSE.

**Résultats :**

Les séquences 3D FFE et T1 TSE offrent une résolution spatiale élevée respectivement de 0,15 et 0,20 mm à l'acquisition et 0,08 et 0,10 mm en reconstruction, pour une bonne qualité image globale. La relecture IRM en corrélation avec les données anatomopathologiques montre des formations de taille et topographie compatibles avec des corpuscules de Pacini.

**Conclusion :**

Les résolutions spatiales offertes par du matériel IRM utilisé en pratique courante permettent d'approcher des structures infra millimétriques telles que les corpuscules de Pacini.

**Composition du jury :**

**Président :**

Madame le Professeur Anne COTTEN

**Asseseurs :**

Madame le Professeur Nathalie BOUTRY

Monsieur le Docteur Jean-François BUDZIK

**Directeur de thèse :**

Monsieur le Professeur Xavier DEMONDION

