



UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE - LILLE 2
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2015

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN MEDECINE

**Cartographie T2 en IRM 3T du cartilage des articulations sacro-iliaques :
Etude préliminaire**

Présentée et soutenue publiquement le 20 Avril 2015 à 18h
au Pôle Recherche
Par Antonin Bergère

JURY

Président :

Madame le Professeur Anne Cotten

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Bernard Cortet

Monsieur le Professeur Xavier Demondion

Monsieur le Docteur Guillaume Lefebvre

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Guillaume Lefebvre

Liste des abréviations

1,5T ou 3T : 1,5 ou 3 Teslas

BMI : Body Mass Index

bSSFP : bSteady State Free Precession (*séquence à l'état d'équilibre avec précession libre*)

DESS : Dual Echo Steady State (*Séquence à deux échos avec état d'équilibre*)

DP : Densité de proton

DS : Déviation standard

FSE : Fast Spin Echo (*Séquence spin écho rapide*)

GAG : Glycosaminoglycane

ICC : Coefficient de corrélation inter-classe

IRM : Imagerie par résonance magnétique

MEC : Matrice extra cellulaire

PG : Protéoglycane

ROI : Region of Interest (Région d'intérêt)

SPAIR : SPectral Attenuated Inversion Recovery (*Séquence en inversion récupération avec atténuation spectrale*)

SPGR : Spoiled Gradient Recalled Acquisition in Steady State (*Séquence écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle*)

TE : Temps d'écho

TR : Temps de répétition

TSE : Turbo Spin Echo

Table des matières

RESUME	
RAPPELS.....	1
I. BASES ANATOMIQUES ET HISTOPATHOLOGIQUES DE L'ARTICULATION	
SACRO-ILIAQUE	3
A) Anatomie de l'articulation sacro-iliaque	3
B) Composition du cartilage	6
1) Organisation générale	6
2) Particularités du cartilage sacro-iliaque.....	8
II. PHYSIOPATHOLOGIE DES ATTEINTES SACRO-ILIAQUES.....	
A) Physiopathologie générale	10
B) Atteinte dégénérative et variations physiologiques des articulations sacro-iliaques	11
1) Modifications dégénératives	11
2) Variations physiologiques	12
C) Atteinte inflammatoire des articulations sacro-iliaques.....	13
III. IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DU CARTILAGE.....	
A) Imagerie morphologique du cartilage en IRM	15
1) Séquences morphologiques conventionnelles : T1, T2, DP.....	15
2) Séquences morphologiques avancées	17
3) Imagerie morphologique du cartilage sacro-iliaque	21
B) Cartographie du cartilage en IRM.....	22
1) Principe de la cartographie T2.....	22
a) Pondération T2 : définition	22
b) Séquence IRM de cartographie T2	23
2) Cartographie T2 et cartilage normal	23
a) Variations en fonction du contenu	23
b) Variations en fonction de l'organisation architecturale	24
c) Variations physiologiques	25
d) Variations techniques	25
3) Cartographie T2 et cartilage pathologique.....	26
4) Artéfacts et cartographie T2	27
a) Angle magique	27
b) Transfert de magnétisation	28
c) Déplacement chimique	28
5) Autres types de séquences de cartographie	29
a) Cartographie dGEMRIC	29
b) Cartographie T2*	29
c) Cartographie T1ρ	30
d) Séquence UTE	31
e) Autres techniques de cartographie	31

ETUDE	34
I. INTRODUCTION	35
II. MATERIELS ET METHODES	35
A) Schéma expérimental et population	35
B) Technique IRM	36
C) Post traitement	37
D) Statistiques	41
III. RESULTATS	43
A) Population	43
B) Concordance	43
C) Comparaisons topographiques	45
IV. DISCUSSION	48
V. CONCLUSION	57
VI. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	58

RESUME

Introduction : La séquence IRM de cartographie T2 est une méthode validée de mesure de la composition du cartilage in vivo. Bien que cette séquence a prouvé son utilité sur de multiples articulations différentes, aucune étude ne s'est intéressée aux articulations sacro-iliaques. L'objectif principal de cette étude était de prouver la faisabilité et la reproductibilité de l'étude du cartilage des sacro-iliaques en utilisant une séquence de cartographie T2. L'objectif secondaire était de mettre en évidence des différences topographiques des valeurs T2.

Méthode : Des coupes axiales obliques multi échos T2 étaient acquises en IRM à 3T sur les articulations sacro-iliaques de 41 patients. En traçant des régions d'intérêt (ROI) sur les deux articulations sacro-iliaques, on obtenait la valeur T2 jusqu'à 72 régions par patient (régions antérieures et postérieures, versants sacrés, intermédiaires et iliaques). La reproductibilité intra observateur était obtenu grâce au coefficient de Fermanian et la reproductibilité inter observateur entre deux radiologues (4 ans et 7 ans d'expérience) était obtenue par la méthode de Fleiss. La comparaison de différentes régions topographiques était réalisée à l'aide de tests de Student avec un seuil de significativité $p < 0.05$.

Résultats : Les valeurs moyennes globales T2 des deux observateurs étaient de 41.9 +/- 6.5 ms et 41.6 +/- 6.6 ms. La concordance intra observateur était globalement bonne (ICC = 0.74, $p < 0.0001$). Elle était très bonne (ICC ≥ 0.91) pour 2 régions, bonne (ICC [0.90-0.71] pour 39 cas, modérée (ICC [0.70-0.51] pour 22 régions, médiocre (ICC [0.50-0.31] pour 5 régions et très mauvaise (ICC < 0.31) pour 4 régions. La concordance inter observateur était globalement bonne (ICC = 0.73, $p < 0.0001$). Elle était excellente (ICC ≥ 0.75) pour 20 régions, bonne (ICC [0.74-0.6] pour 36 régions, modérée (entre 0.59 et 0.4) dans 14 régions et mauvaise (ICC < 0.4) pour 2 régions. La valeur T2 du versant iliaque (42.8 ms) du cartilage était significativement supérieure aux versants sacré et intermédiaire (40.1 et 39.5 ms, $p < 0.0001$). La valeur T2 de la région moyenne de l'articulation (42.9 ms) était significativement supérieure aux régions supérieure (39.5 ms) et inférieure (41.3 ms) ($p < 0.0001$). Il n'existait pas de différence significative entre les articulations droites et gauches (40.9 et 40.8 ms).

Conclusion : Notre étude démontre la faisabilité et la bonne reproductibilité d'une séquence de cartographie T2 des articulations sacro-iliaques à 3T. Les différences topographiques démontrées méritent d'être confrontées à des données cliniques, biomécaniques et anatomiques.

RAPPELS

L'étude du signal normal et pathologique du cartilage en IRM a été le sujet de nombreux travaux. Initialement étudié sur des séquences morphologiques (1-3), des séquences spécifiques quantitatives permettant une analyse plus précise du cartilage ont depuis plusieurs années prouvé leur intérêt (4,5). Ces séquences de cartographie quantifient le signal du cartilage et permettent ainsi une analyse non invasive et indirecte des composants cartilagineux (eau, protéoglycanes, collagène...). Elles seraient un biomarqueur en détectant précocement des modifications de structure (6-8).

Malgré l'utilité diagnostique établie de ces séquences concernant de nombreuses articulations à notre connaissance aucune étude ne s'est intéressée à l'articulation sacro-iliaque.

L'objet de notre travail est d'étudier la faisabilité et la reproductibilité de l'analyse du cartilage des articulations sacro-iliaques à l'aide d'une séquence de cartographie T2 (séquence "mapping") en IRM 3 Tesla. Après des rappels anatomiques et histologiques et la composition du cartilage, nous exposerons la physiopathologie des différentes atteintes cartilagineuses sacro-iliaques (dégénératives ou inflammatoires). Une troisième partie nous permettra d'aborder l'aspect technique des différentes séquences de cartographie et en particulier T2. Enfin nous détaillerons les méthodes et résultats de notre étude ainsi que la discussion s'y associant.

I) BASES ANATOMIQUES ET HISTOPATHOLOGIQUES DE L'ARTICULATION SACRO-ILIAQUE

A) Anatomie de l'articulation sacro-iliaque (9,10)

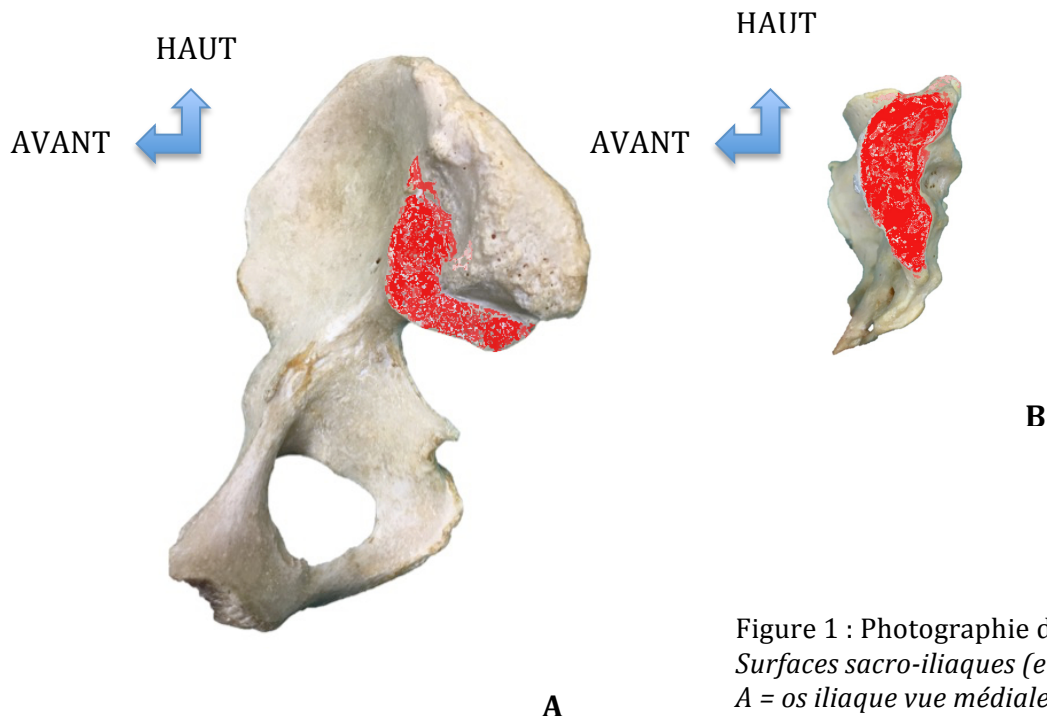


Figure 1 : Photographie d'os sec
Surfaces sacro-iliaques (en rouge)
A = os iliaque vue médiale ; B = sacrum vue latérale

Il s'agit d'une articulation paire constituée d'une composante cartilagineuse antérieure et d'une composante fibreuse et ligamentaire postérieure.

La composante cartilagineuse, en forme d'oreille (fig. 1), articule d'un côté la surface sacrée située sur chaque berge latérale des trois premières pièces sacrées et la surface de chaque os iliaque à sa partie cranio-dorsal et à sa face médiale.

L'interligne articulaire est oblique de dehors en dedans et de l'avant vers l'arrière (11) avec un segment proximal court et un segment distal plus long.

Les surfaces modifient leur orientation en fonction du type rachidien; ainsi un rachis de type statique (pente sacrée quasi nulle) sera associé à une facette articulaire peu

angulée tandis qu'un rachis en hyperlordose lombaire sera associé à une facette articulaire très angulée quasi horizontale (9). Classiquement, l'articulation est divisée en trois portions correspondant grossièrement aux trois pièces sacrées (S1, S2, S3) participant à la surface articulaire ; chez la femme, le segment S3 n'est fréquemment pas inclus en totalité (9). Ces trois portions sont désignées généralement sous le terme craniale, moyenne et caudale bien qu'en position debout les termes ventrale, moyenne et dorsale sembleraient plus appropriés (9). Le versant sacré de l'articulation est concave tandis que son versant iliaque est convexe.

L'articulation est stabilisée par un système ligamentaire complexe composé des ligaments ventraux, dorsaux et interosseux (12) dont le rôle est de limiter les mouvements de l'articulation dans tous les plans de l'espace (13).

Les ligaments sacro-iliaques ventraux sont au nombre de deux : le ligament ventral supérieur étant un épaissement de la capsule articulaire, le ligament ventral inférieur naissant de la face interne de l'os iliaque, en regard de la partie inférieure de l'interligne et se fixant à la face postérieure du sacrum.

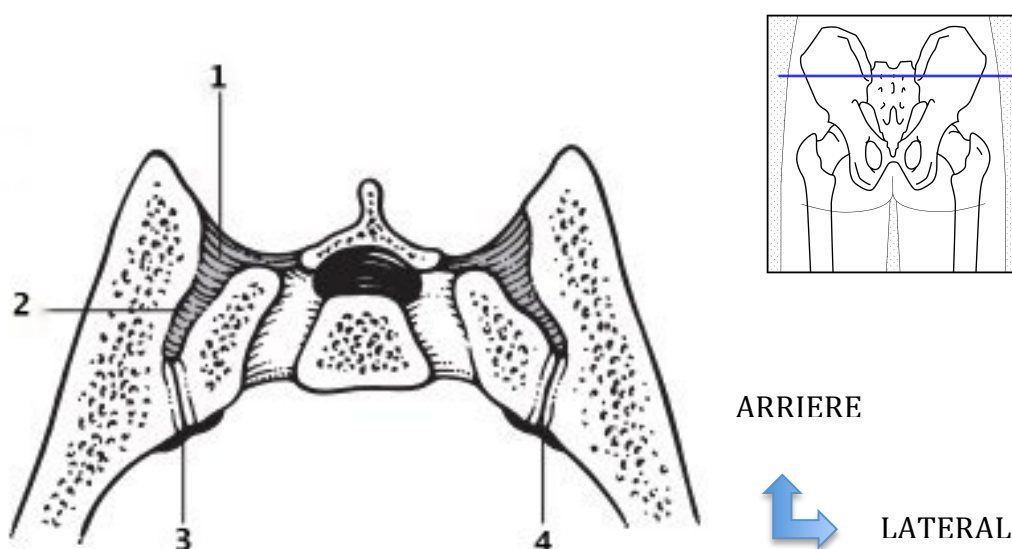


Figure 2 : Schéma du système ligamentaire des articulations sacro-iliaques, vue axiale
 1. Ligaments sacro-iliaques dorsaux ; 2. Ligament interosseux ; 3. ligament sacro-iliaque ventral ; 4. articulation sacro-iliaque (portion cartilagineuse)

Les ligaments (fig. 2) sacro-iliaques dorsaux, épais et nombreux, constituent une série de faisceaux prenant leur origine au niveau des tubercules de la crête sacrée latérale pour se terminer sur l'épine iliaque postéro-supérieure et la tubérosité iliaque.

Le ligament interosseux est le ligament le plus solide de ce complexe et comble l'espace situé juste en arrière et à la partie haute de l'articulation synoviale en regard de S1 et S2.

On peut également noter la présence de ligaments annexes : le ligament sacro tubéral et ligament sacro épineux. Ils sont renforcés par les expansions fibreuses des muscles adjacents (carré des lombes, biceps fémoral, muscles érecteurs du rachis, petit et grand glutéaux, piriforme, muscle iliaque) qui participent à la stabilité de l'articulation (14).

Il faut noter qu'une articulation sacro-iliaque accessoire est fréquemment retrouvée (13 % des patients sur une étude scanographique (15)). Il s'agit d'articulations fibrocartilagineuses extracapsulaires situées entre la partie médiale de l'épine iliaque postéro-supérieure et une tubérosité rudimentaire située à la partie latérale du 2^e foramen sacré (15). Bien que certaines de ces articulations soient retrouvées dès la naissance, elles sont la plupart du temps acquises (probablement en réaction à la bascule antérieure du bassin). Elles permettent une meilleure résistance aux pressions exercées sur l'articulation sacro-iliaque. Elles peuvent être le siège de remaniements dégénératifs voire une ankylose (15). Elles peuvent être douloureuses et nécessitant parfois d'être infiltrées (16).

D'autres variantes anatomiques existent mais sont plus rarement citées en raison de leur caractère moins fréquent et non pathogène : la présence d'une protrusion osseuse iliaque au sein d'un récessus sacré surnuméraire (complexe iliosacral), une

berge osseuse iliaque bipartite ou un défaut semi-circulaire des surfaces articulaires sacrées et iliaques (17).

B) Composition du cartilage

1) Organisation générale

Le cartilage est un tissu hypoxique, non vascularisé et résistant visant à diminuer les forces de friction et à redistribuer les forces mécaniques entre les surfaces osseuses sous chondrales dans les articulations bi-compartmentales.

Il est composé d'une matrice extra-cellulaire (MEC) faite d'un réseau fibrillaire de collagène (de type II, IX et X, le type II étant seulement retrouvé dans le cartilage), de molécules de protéoglycanes (PG) attachées aux molécules d'acide hyaluronique et d'eau au sein de laquelle sont enchassés les chondrocytes (fig. 3) (18).

Les chondrocytes (représentant 3% du poids du cartilage) élaborent et détruisent la matrice extra-cellulaire et sont donc responsables de l'homéostasie du tissu cartilagineux.

Les PG sont formées d'une protéine porteuse à laquelle sont attachées des glycosaminoglycanes (GAG) chargés négativement, permettant d'attirer les ions calcium et surtout sodium. Ceci augmente l'osmolarité de la matrice extra-cellulaire, crée un appel d'eau et engendre une augmentation de volume des protéoglycanes.

Ces PG constituent donc un véritable gel hydrophile. Cependant cette capacité du cartilage à s'imbiber d'eau est limitée par le réseau de fibres de collagène (7).

Comme les protéoglycanes sont confinés au sein de la matrice collagénique, leur degré de gonflement est limité, mettant le réseau collagénique sous tension. A l'équilibre, la tension du réseau collagénique contrebalance le gonflement des

protéoglycane donnant au cartilage sa rigidité (19,20).

L'ensemble de la matrice représente seulement 20-30% de la masse totale du cartilage, le reste étant composé principalement d'eau et d'ions chargés.

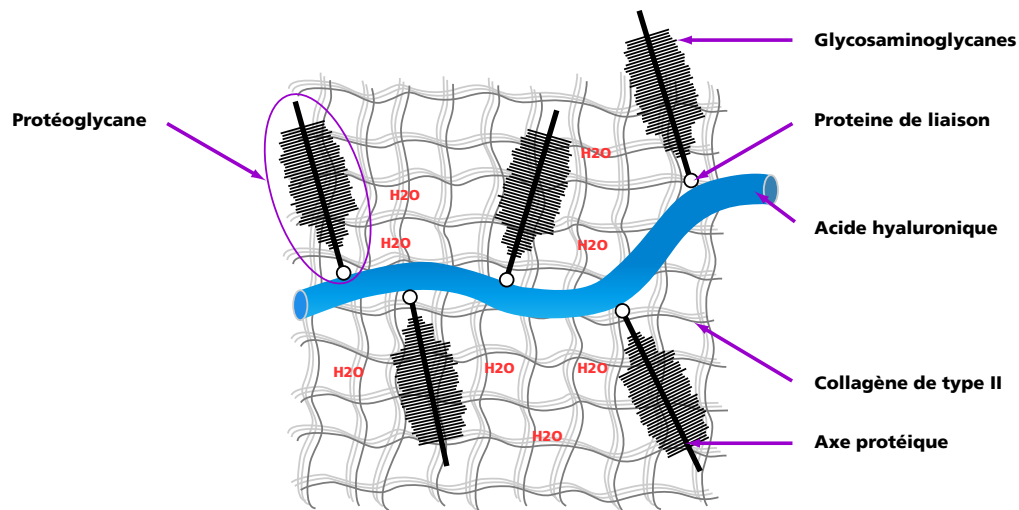


Figure 3 : Schéma représentant l'organisation architecturale du cartilage

Le cartilage est organisé par couches, de la surface à la profondeur, en fonction desquelles la morphologie et les fonctionnalités des chondrocytes diffèrent.

On définit principalement quatre couches (fig. 4) (18,21,22). :

- **la couche superficielle**, au niveau de la surface articulaire, où les fibres collagéniques sont fines et orientées parallèlement à la surface, résistants aux forces de tension. Cette couche est pauvre en protéoglycane.
- **la couche intermédiaire (ou de transition)** (40-45 % de l'épaisseur totale) où les fibres ont une organisation plus oblique voire disposées de manière aléatoire. Les chondrocytes y sont gros et sphériques.
- **la couche profonde (ou radiaire)** (40-45 % de l'épaisseur totale) au niveau de l'interface os-cartilage, où les fibres collagéniques sont grossièrement perpendiculaires à la surface corticale. La concentration en protéoglycane y est

élevée. Les chondrocytes sont disposés en colonette le long des travées de collagène.

- **la dernière couche dite calcifiée** qui vient au contact de la lame osseuse sous chondrale. Les fibres de collagène y gardent une disposition radiaire mais sans continuité avec les fibres de collagène de l'os sous jacent. Cette zone est pauvre en protéoglycanes. La concentration en calcium y est élevée.

L'eau a une concentration variable en fonction de sa topographie, présente à 67 % en profondeur et à 84% en superficie (surface articulaire) (23,24)



Couche superficielle : fibres fines et horizontales



Couche intermédiaire : fibres obliques



Couche profonde : fibres épaisses et verticales



Couche calcifiée : fibres séparées par des amas calcifiés

Figure 4 : Schéma représentant les différentes couches du cartilage

2) Particularités du cartilage sacro-iliaque

Le cartilage sacré est deux fois plus épais que le cartilage iliaque avec un épaissement inversement proportionnel à l'épaisseur osseuse (25). Il a une composition identique aux cartilages des articulations périphériques c'est à dire

principalement hyalin (cf supra). Le cartilage iliaque a lui une composition différente plus cellulaire, moins riche en protéoglycanes mais composé de travées collagéniques denses lui donnant un aspect fibro-cartilagineux (25). Cependant la plupart des articles (9,26) sur le sujet considèrent le cartilage iliaque adulte comme un cartilage hyalin, certains estimant simplement qu'il est de type fibrocartilagineux pendant l'enfance et qu'il évolue avec l'âge (27). Dans les deux versants, la cellularité est plus importante en superficie qu'en profondeur. Il n'existe pas de corrélation entre l'âge ou la topographie du cartilage et sa cellularité (25,28).

L'os sous chondral sacré est habituellement fin et contient des trabéculations d'os spongieux insérées perpendiculairement afin de résister aux charges perpendiculaires subies au niveau des facettes articulaires. L'os sous chondral iliaque quant à lui ne présente pas d'architecture particulière et les trabéculations d'os spongieux rejoignent l'os sous chondral de manière oblique, le cartilage iliaque paraissant subir des mouvements de cisaillement à ce niveau. Au sein de l'os sous chondral des deux versants, on note une riche vascularisation pouvant contribuer à l'incidence élevée de maladies inflammatoires au sein de cette articulation.

Classiquement la partie cartilagineuse antérieure de l'articulation est considérée comme une articulation synoviale (c'est à dire une articulation cartilagineuse caractérisée par la présence d'une capsule articulaire avec une couche fibreuse périphérique s'attachant sur l'os et recouvert d'une couche synoviale s'attachant à la périphérie du cartilage articulaire) et la partie dorsale / postérieure comme une syndesmose (c'est à dire une articulation fibreuse dont les berges articulaires sont unis par des ligaments).

Cependant une équipe a réalisé deux études (26,29) basées sur des biopsies systématiques d'articulations sacro-iliaques et remis en cause le caractère "synovial" de la partie cartilagineuse de l'articulation. En effet, le 1/3 supérieur de l'articulation s'avérait correspondre histologiquement à une symphyse (articulation fibreuse où les berges osseuses sont recouvertes par du cartilage hyalin, unis par un tissu fibreux par l'intermédiaire d'une zone de transition composée de fibrocartilage). Ainsi les berges iliaque et sacrée étaient unies par les ligaments sacro-iliaques ventraux supérieurs qui se mêlaient avec le cartilage hyalin iliaque mais surtout sacré grâce à des zones fibrocartilagineuses. Le 1/3 moyen était globalement organisé de la même manière avec des ligaments sacro-iliaques ventraux attachés principalement au versant sacré du cartilage. Le 1/3 inférieur avait également une apparence histologique de symphyse. Cependant sur les versants ventral et dorsal, le cartilage iliaque était en continuité avec une couche synoviale capsulaire créant même un récessus articulaire ventralement. Au total, la portion cartilagineuse de l'articulation sacro-iliaque devrait être considérée comme une symphyse avec des caractéristiques d'articulation synoviale localisées seulement à la partie distale du versant iliaque (26,29).

II) PHYSIOPATHOLOGIE DES ATTEINTES SACRO-ILIAQUES

A) Physiopathologie générale

Sous l'effet de l'hyperpression, le filet collagénique se rompt permettant une expansion anormale des PG et une hyperhydratation du cartilage. Le contenu en eau augmente alors d'environ 9% (30). Un dérèglement du comportement des

chondrocytes s'installe progressivement avec pour conséquence la survenue d'un déséquilibre entre synthèse et dégradation des composants de la matrice (31). L'un des mécanismes principaux est la modulation phénotypique des chondrocytes. Cette modulation engendre dans un premier temps une augmentation de la synthèse des produits de la matrice ainsi que de nouveaux éléments non présents à l'état normal (cartilages de type I et III). Intervient ensuite une diminution de la production de collagène de type II et des protéoglycanes par les chondrocytes mais aussi l'apparition de calcifications (32). L'ensemble de ces modifications à la fois sur le plan qualitatif et quantitatif rendent le collagène moins élastique et plus vulnérable aux forces auxquelles il est soumis (33). Enfin l'activité protéolytique des chondrocytes entraîne la destruction du cartilage (31,34).

B) Atteinte dégénérative et variations physiologiques des articulations sacro-iliaques

1) Modifications dégénératives

Lors de la marche, l'articulation sacro iliaque subit d'importantes pressions. En raison de la tension exercée par le complexe ligamentaire dorsal, l'os iliaque est sujet à une flexion dans sa partie juxta-articulaire et subit donc des pressions plus importantes, ce qui pourrait expliquer que le cartilage iliaque est lésé plus rapidement que le cartilage sacré (35,36). Avec l'âge, l'aspect du cartilage iliaque se modifie passant d'un cartilage de structure fibrocartilagineuse à celui d'un cartilage hyalin (27).

La composition du cartilage va également changer (37) (comme dans d'autres cartilages articulaires): la matrice extra-cellulaire devient inhomogène, les

chondrocytes s'organisent en grappes, et la surface articulaire devient irrégulière et fissurée. Le cartilage va progressivement perdre en épaisseur, en particulier sur le versant iliaque qui va quasiment disparaître aux environs de la 7^e décade. Le versant sacré subit de faibles modifications avant un âge avancé (27).

La capsule articulaire ainsi que la synoviale (présente seulement au tiers ventral de l'articulation) varient avec l'âge, s'épaississant et se fibrosant faisant le lit à une dégénérescence physiologique. Ces facteurs peuvent expliquer la diminution de micro-mobilité des articulations sacro-iliaques avec l'âge (27).

L'amincissement de l'interligne articulaire est détectable dès 30 ans en scanner (38) et 40 ans en radiographie (39) et augmente progressivement avec l'âge. Bien qu'il peut toucher la totalité de l'articulation, les atteintes focales sont retrouvées le plus souvent à sa partie inférieure en radiographie (39). L'ostéosclérose sous chondrale est elle visible plus fréquemment sur le versant iliaque des 1/3 supérieur et inférieur de l'articulation selon Resnick (39), des 1/3 supérieur et moyen selon Shibata (fig. 5) (38). Les mêmes études retrouvaient des ostéophytes prédominant à la partie moyenne de l'articulation. Les lésions érosives étaient rares (39).

2) Variations physiologiques

Plusieurs études ont rapporté des différences morphologiques des articulations sacro-iliaques entre les deux sexes. La surface articulaire est plus importante chez les hommes que chez les femmes probablement par une charge biomécanique plus importante chez les hommes (40). La présence de ponts osseux ostéophytiques extra-articulaires est significativement plus fréquente chez les hommes que chez les femmes, qui présentent rarement des ponts osseux ou seulement de topographie intra articulaire (36). De plus il faut noter que pendant la grossesse, les charges

exercées sur l'articulation se majorent entraînant une augmentation de mobilité des articulations sacro-iliaques (9). Ceci peut expliquer la prédominance de l'ostéose iliaque condensante dans cette population (41). Cette pathologie dont l'origine reste incertaine se traduit par une ostéocondensation iliaque triangulaire uni- ou bilatérale avec une atteinte très modérée ou inexistante du versant sacré (42). Elle disparaît spontanément après quelques années (43).

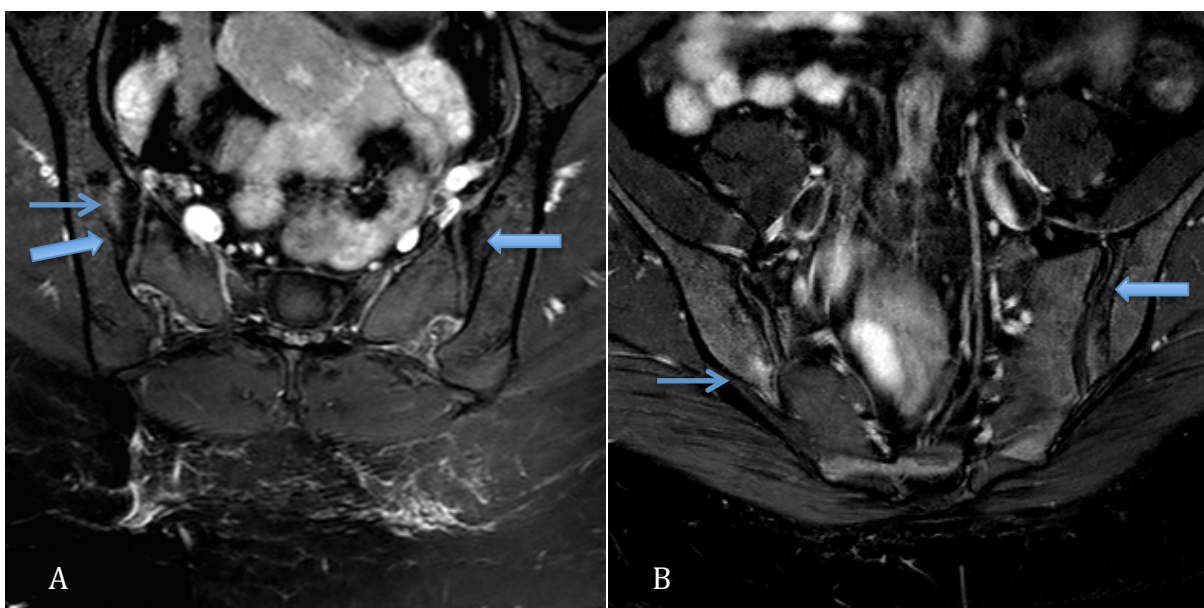


Figure 5 : Atteinte mécanique des articulations sacro-iliaques en IRM.

Coupes axiales T1 avec saturation de graisse et après injection de produit de contraste (A) et coupe coronale T2 avec saturation de graisse (B). Notez l'oedème osseux de la partie antérieure et moyenne de l'articulation en particulier sur la berge iliaque droite (fine flèche) ainsi que l'ostéocondensation sous chondrale bilatérale (flèches épaisses).

C) Atteinte inflammatoire des articulations sacro-iliaques

Dans le cadre de nombreuses pathologies comme les spondyloarthrites axiales, l'articulation sacro-iliaque peut être le siège de phénomènes inflammatoires. La sacro-iliite inflammatoire fait ainsi partie des critères diagnostiques de New York

modifiés (ou plus récemment d'ASAS) pour la spondyloarthrite ankylosante, pathologie touchant entre 1.3 et 1.5 millions de personnes en Europe (44).

On a longtemps estimé que les enthésites (atteinte inflammatoire de l'insertion de structures tendineuses, fibreuses ou ligamentaires) avaient un rôle central et quasi exclusif dans l'atteinte inflammatoire des articulations sacro-iliaques (45). Cependant quelques études ont prouvé que les enthésites n'étaient responsable que tardivement de la destruction articulaire (46,47).

Dans un premier temps l'articulation est le siège d'une synovite destructrice (46,47) et d'une inflammation de la moelle osseuse (fig. 6) (47). Ces lésions entraînent la destruction du cartilage et de la lame osseuse sous chondrale (46), à l'origine des érosions visibles radiographiquement, qui peuvent secondairement s'ossifier ou être remplacé par du tissu fibreux ou du néo cartilage. Il faut noter que l'atteinte cartilagineuse prédomine plus fréquemment sur le versant iliaque de l'articulation (48). Le cartilage initial ou le cartilage néo-formé sont tous deux le siège d'ossification endochondrales. Dans le même temps l'os para articulaire s'épaissit en raison d'une activité accrue des ostéoblastes. Ces remaniements évoluent vers la fusion des berges articulaires.

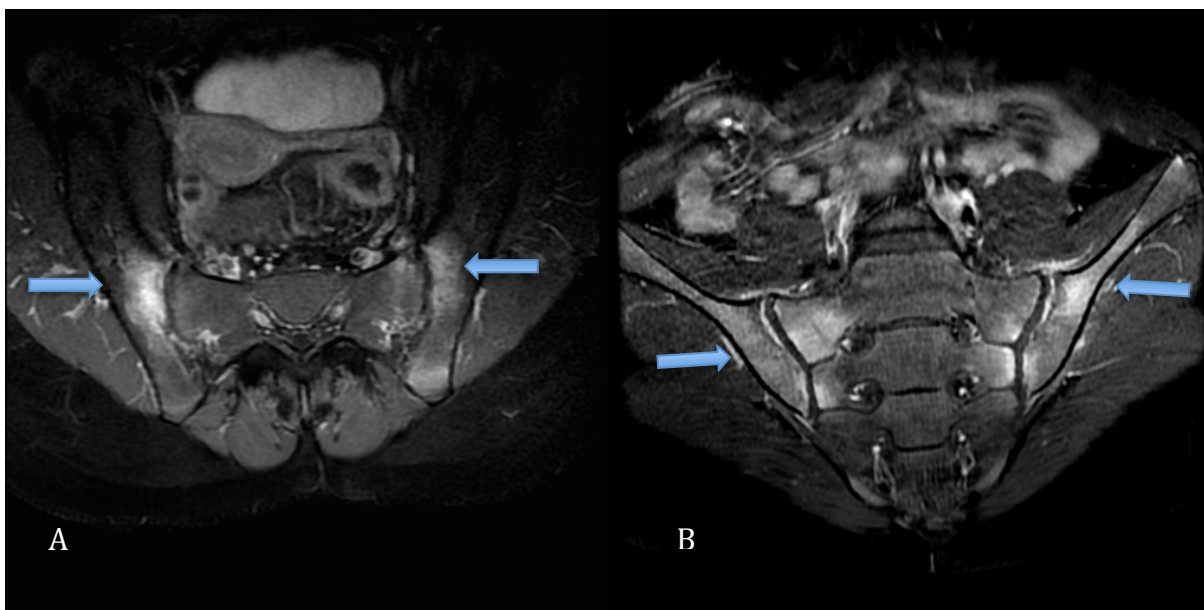


Figure 6: Sacro-iliite en IRM dans le cadre d'une spondyloarthrite ankylosante. Coupes axiale (A) et coronale (B) T1 avec saturation de graisse et après injection de gadolinium. Prise de contraste étendue osseuse iliaque et sacrée en faveur d'une ostéite (flèches).

III) IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE DU CARTILAGE

A) Imagerie morphologique du cartilage en IRM

- 1) Séquences morphologiques conventionnelles : pondération T1, T2, DP

Certaines séquences non quantitatives permettent de mettre en valeur le cartilage afin de permettre une analyse morphologique et la détection de lésions dégénératives (fig. 7).

Ces séquences utilisent habituellement une technique fast spin echo (FSE) qui fournit un excellent rapport signal sur bruit et contraste entre les structures étudiées. Cependant ces acquisitions sont basées sur des voxels anisotropiques qui

nécessitent la réalisation de plusieurs acquisitions afin de limiter les artéfacts de volume partiel. Quelque soit la pondération utilisée, l'utilisation de suppression de graisse permet d'augmenter le contraste entre les structures non graisseuses (cartilage) et les structures graisseuses (moelle osseuse, graisse péri articulaire) (49).

De plus il faudra prêter une attention particulière à la résolution spatiale utilisée. Une résolution de 0.2 - 0.4 mm est nécessaire (50). Le facteur limitant l'amélioration de la résolution est le rapport signal sur bruit possible pour un temps d'examen donné.

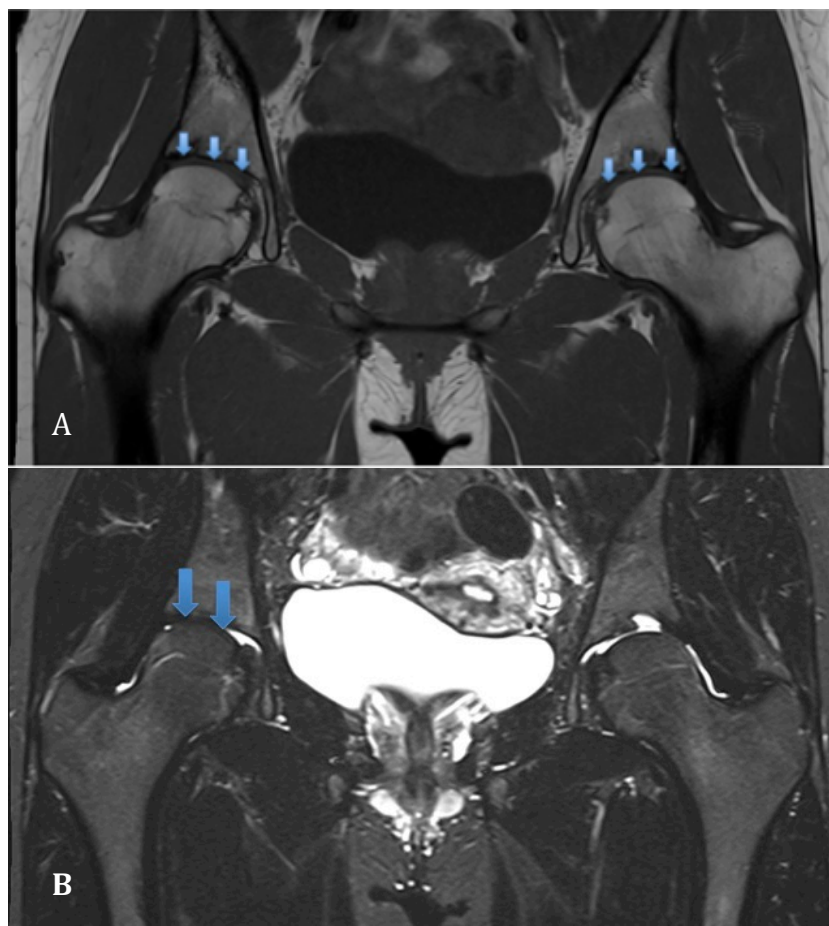


Figure 7 : Articulations coxo fémorales en IRM.
Coupes coronales en pondération T1 (A) et T2 SPAIR (B). Visualisation du cartilage fémoral (flèches).

Le choix du type de séquence utilisée est fondamental pour détecter des lésions cartilagineuses minimales. Ainsi, les images pondérées en T2 créent un contraste satisfaisant entre le cartilage et le liquide synovial mais ce contraste est obtenu au détriment du signal cartilagineux (51). L'intérêt de ce contraste est la bonne détection de lésions de la couche superficielle (fissures) mais en revanche les variations de signal au sein des couches plus profondes du cartilage sont très mal visualisées.

Rapidement ces séquences ont montré leurs limites pour une étude précise de la pathologie cartilagineuse et ont émergées des séquences spécifiques morphologiques.

2) Séquences morphologiques avancées

- **3D-SPGR** (*Séquence 3D en écho de gradient rapide avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle*)

Elle acquiert les données avec des voxels plus isotropiques qu'une séquence FSE mais présente un moindre contraste. Il s'agit de la technique de référence pour l'analyse morphologique du cartilage en permettant de produire un signal cartilagineux élevé (52,53). Elle est utile pour la mesure du volume ou de l'épaisseur du cartilage mais ne détecte pas les défauts cartilagineux superficiels (manque de contraste entre le cartilage et liquide articulaire) et ne permet pas l'analyse des autres structures composant l'articulation (ligaments, ménisques...) (54). De plus c'est une séquence nécessitant un long temps d'acquisition, jusqu'à 8 minutes (54).

- **IDEAL - mDIXON**

L'ajout d'une méthode de séparation eau-graisse telle que l'IDEAL (Iterative Decomposition of water and fat with Least-square Estimation) permet d'obtenir des images de graisse et d'eau d'excellente qualité en augmentant le rapport signal sur bruit et la résolution. Cette méthode utilise des acquisitions multiples pour séparer le signal de l'eau de celui de la graisse puis un algorithme de reconstruction permet d'obtenir l'image souhaitée. Les séquences mDIXON (fig. 8), par une acquisition multi échos, permettent également une étude cartilagineuse grâce à l'obtention simultanée de plusieurs contrastes en une seule acquisition.

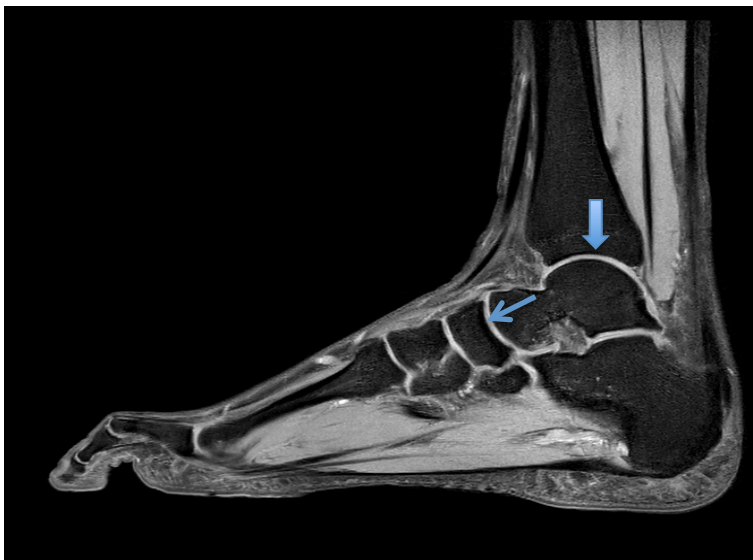


Figure 8 : Pied et cheville en IRM. Coupe sagittale T1 mDixon TSE (image d'eau). Visualisation du cartilage talo-crural (flèche épaisse) et talo-naviculaire (flèche fine)

- **DESS** (*Dual-echo steady state*)

Cette technique acquiert deux échos de gradient (ou plus) séparés par un pulse de rephasage puis recombine les échos sur une même image. Ceci résulte en une image avec une forte pondération T2* mais également un signal élevé du cartilage et du liquide synovial (fig. 9) (55,56).

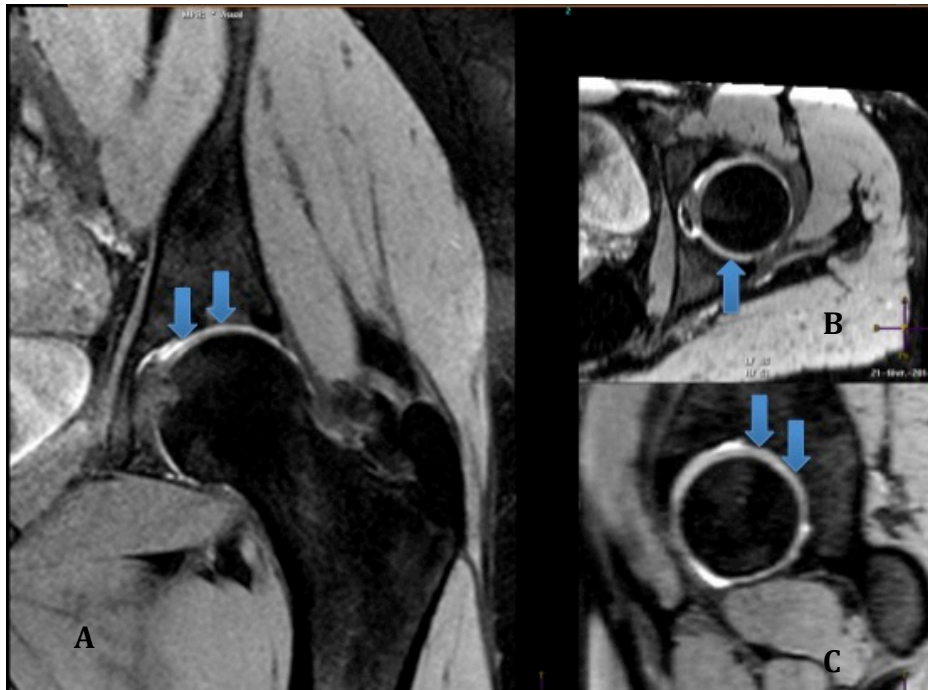


Figure 9: Hanche gauche en IRM. Reconstructions dans les 3 plans de l'espace d'une séquence DESS.

A : Coronale. B : Axiale. C : Sagittale. Flèches : cartilage de l'articulation coxo-fémorale.

- **3D TSE ou FSE** (TSE : Turbo Spin Echo FSE : Fast Spin Echo)

Comme vu précédemment, la technique spin echo est une méthode efficace pour l'analyse morphologique en routine clinique grâce à son contraste élevé mais souffre de plusieurs défauts : voxels anisotropiques, artéfacts de volume partiel... Les séquences 3D TSE (ou FSE) ont permis l'acquisition de voxels isotropiques en modulant l'angle de bascule et en utilisant la technique d'imagerie parallèle diminuant ainsi le temps d'acquisition. Plusieurs études ont prouvé que cette séquence avait une qualité diagnostique équivalente à une acquisition 2D dans les trois plans de l'espace (fig. 10) (57,58).

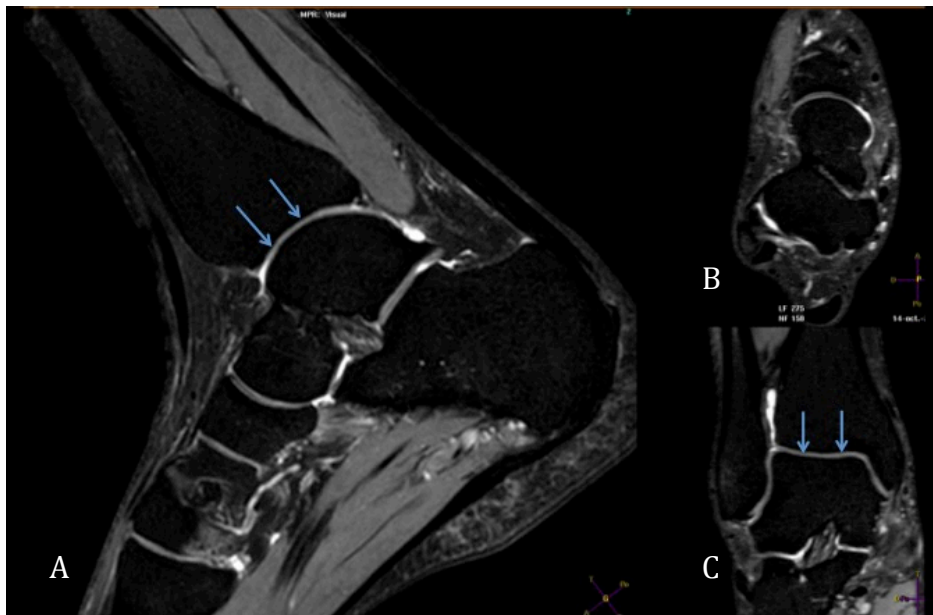


Figure 10 : Cheville en IRM. Réconstruction dans les 3 plans de l'espace d'une séquence 3D DP SPAIR.

A : Sagittale. B : Axiale C : Coronale Flèches : cartilage talo-crural.

- **bSSFP** Appelée également *trueFISP* (Siemens) *FIESTA* (GE) ou *bFFE* (Philips).

Cette séquence 3D permet d'obtenir des images haute résolution du cartilage (59). Les images sont caractérisées par un signal liquidien élevé avec préservation du signal cartilagineux (60). Cette séquence était initialement très sensible aux inhomogénéités de champ magnétique et aux artéfacts de bande; l'amélioration des antennes permettant des temps de répétition plus courts ont permis de corriger ces défauts. Il faut noter que cette technique nécessite une méthode de suppression de graisse. Si le TR est suffisamment court et que le champ magnétique est homogène les techniques classiques de suppression de graisse peuvent être utilisées. Dans le cas contraire, il sera nécessaire d'utiliser des méthodes à acquisitions multiples comme les séquences IDEAL (cf supra).

En raison du signal liquidien élevé et de l'acquisition en trois dimensions cette séquence pourrait être utile pour détecter des anomalies des autres structures articulaires (ligaments, ménisques...) (61).

3) Imagerie morphologique du cartilage sacro-iliaque

Peu d'études se sont intéressées à l'analyse du cartilage des articulations sacro-iliaques en IRM.

Selon Puhakka et al. (29), le cartilage analysé présentait un signal intermédiaire à élevé sur les séquences T1 ou T1FS à 1 ou 1,5 T, faible en T2 et la séparation entre le cartilage iliaque et sacré était virtuelle sauf en présence de gaz ou liquide intra articulaire. La transition entre le cartilage iliaque profond et l'os sous chondral pouvait être visualisé sous la forme d'un vide de signal millimétrique sur les séquences T1, T1 FS ou T1 FS après injection de gadolinium mais pas sur les séquences T2 ou STIR. La transition entre le cartilage et la zone ligamentaire dorsale était bien visible sur les séquences T2. Après injection, on ne retrouvait pas de rehaussement du cartilage ou de la capsule de la partie ventrale de l'articulation.

Une étude menée sur des patients suivis pour spondyloarthropathie avec sacro-iliite inflammatoire a prouvé que les séquences 3D-FLASH (séquence écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle) avaient la meilleure sensibilité dans la détection d'érosions cartilagineuses (62).

B) Cartographie du cartilage en IRM

1) Principe de la cartographie T2 du cartilage

a) Pondération T2 : définition

L'IRM est une technique d'imagerie médicale se basant sur l'étude de la relaxation des protons d'hydrogène placés dans un champ magnétique et soumis à une onde radiofréquence. Les protons sont basculés dans le plan transverse grâce à l'impulsion radiofréquence. Tous les protons sont alors en phase. Puis immédiatement après l'impulsion, apparaît une chute exponentielle de l'aimantation transversale (et une repousse de l'aimantation longitudinale) (63). Un délai caractéristique du déphasage protonique est le temps de relaxation T2, pour lequel 63% des protons ne sont plus en phase (fig. 11). Cette décroissance est liée aux interactions entre protons et l'anisotropie de la matrice formant le tissu étudié : plus les inhomogénéités de champ sont grandes au sein du tissu, plus les protons seront rapides à se déphaser et moins le signal sera intense en T2 (64). Ce temps de relaxation T2 est constant pour un tissu donné et à champ magnétique constant. Une variation de ce temps de relaxation signe donc la modification pathologique de la composition du tissu étudié.

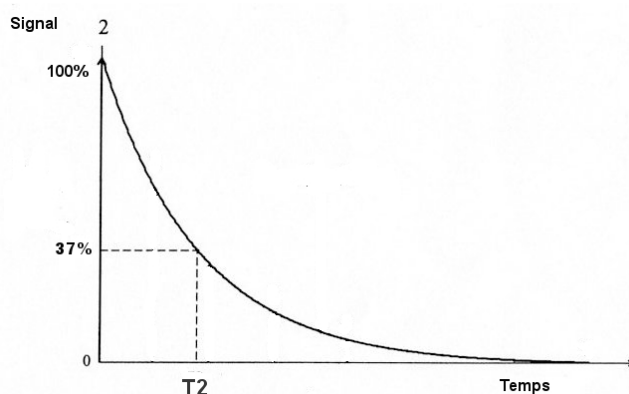


Figure 11: courbe de décroissance du signal en IRM. Le temps T2 correspond au temps nécessaire pour que le signal atteigne 37%.

b) Séquence IRM de cartographie T2

La technique de cartographie T2 est l'étude de la valeur de la relaxation transverse T2. Il s'agit d'une séquence multi-échos en pondération T2 étudiée principalement sur IRM 3T (65,66) mais réalisable également à 1.5T (67). Les TE (temps d'écho, c'est-à-dire le temps entre l'excitation et le recueil du signal) ont des valeurs comprises habituellement entre 10 et 100 ms et un temps inter échos le plus bas possible permettant de déterminer plus précisément la valeur de décroissance T2 particulièrement rapide des différentes couches du cartilage. Ces contraintes nécessitent des antennes avec grande largeur de bande, diminuant donc le ratio signal sur bruit. Pour diminuer cet effet, il est nécessaire d'utiliser des grandes forces de gradient (68) d'où une plus grande utilisation de ces séquences sur IRM 3T. Il faut noter qu'une seule séquence multi-échos est préférée à plusieurs acquisitions à echo simple afin de conserver un temps d'examen acceptable.

2) Cartographie T2 et cartilage normal

a) Variation en fonction du contenu

Cette technique appliquée au cartilage permet l'étude non invasive de sa teneur intrinsèque en eau, marqueur indirect de l'intégrité structurale de la matrice extracellulaire (6,69). Lusse et Co. ont démontré une relation linéaire entre le contenu en eau du cartilage et la relaxation transverse des protons (70). Ainsi la teneur en eau au sein du cartilage pourrait être calculée à partir de la valeur de T2 avec une marge d'erreur d'environ 2% (70). Cependant cette valeur ne tient pas compte de la susceptibilité du T2 à d'autres facteurs. En effet, Fragonas et Al. ont prouvé que la valeur T2 du cartilage était également corrélée au contenu en

collagène (71). Nieminen et al. ont confirmé cette hypothèse en ne trouvant pas de modification significative du T2 cartilagineux après avoir suivi un traitement visant à détruire les protéoglycanes alors qu'une modification significative du signal était retrouvée après traitement par collagénase (72). Une troisième étude menée sur le cartilage patellaire du rat a également prouvé que le contenu en collagène était un déterminant plus important du signal T2 que la concentration en protéoglycanes (73). Ces éléments sont donc en contradiction avec plusieurs études affirmant que le signal T2 serait sensible à la concentration en protéoglycane en raison des charges négatives associées aux GAG qui influencent l'interaction avec les protons de l'eau (68,74-76).

b) Variations en fonction de l'organisation architecturale

En plus de la susceptibilité à la concentration en collagène, la valeur T2 est également influencée par l'anisotropie du réseau collagénique (77-79) et peut donc fournir des informations sur l'orientation de ces fibres (8,80) (cf infra). Dans le cartilage normal des articulations périphériques, les valeurs T2 ne sont pas parfaitement homogènes, la valeur du T2 augmentant de l'os sous-chondral à la surface articulaire (68,77). Le cartilage normal avec une matrice collagénique normale capture et immobilise les protons de l'eau ce qui se traduit par un signal T2 relativement bas. Plusieurs études ont démontré une décroissance T2 multi exponentielle ce qui suggèrerait une compartimentation de l'eau du cartilage (81).

c) Variations physiologiques

La valeur T2 normale du cartilage est assez faible pour une structure aussi richement hydratée, entre 15 et 60 ms, probablement en raison de la faible mobilité des molécules d'eau au sein d'une matrice hautement anisotropique (18).

Il a été prouvé que la valeur T2 augmentait avec l'âge de façon physiologique, en particulier concernant la couche superficielle du cartilage (82). Cette constatation est cohérente avec la physiopathologie de l'arthrose qui débute également à la couche superficielle du cartilage. Une étude récente (83) a établi des valeurs références du T2 dans le cartilage du genou à 3 Tesla. Elle a ainsi mis en évidence une augmentation significative de ces valeurs évoluant proportionnellement à l'augmentation du BMI en particulier au niveau du cartilage tibial médial et latéral. Bien que moins marquée, une augmentation significative du T2 existait également chez les patients plus âgés. Les valeurs mesurées étaient légèrement plus grandes chez la femme que chez l'homme avec cependant une différence non significative à l'exception du cartilage fémoral médial.

d) Variations techniques

Ces valeurs sont très faiblement modifiées par l'amplitude du champ magnétique; une étude a obtenu une valeur moyenne de T2 du cartilage articulaire à 42 ms à 1.5T et 37 ms à 3T (84). Il faut toutefois garder en mémoire qu'une étude a prouvé la variabilité de valeurs T2 entre différentes machines 3T (85). Une des causes potentielle majeure est la différence d'antenne utilisée par les constructeurs (86). L'utilisation de ces antennes en mode réception uniquement ou transmission-réception pourrait également être un facteur rentrant en jeu (87). Cependant, le temps de décroissance T2 est une valeur physique intrinsèque aux structures

étudiées et devrait être identique entre deux machines chez le même patient à gradient et angulation constants; cette constatation remet donc en cause la fiabilité de cette mesure et nécessite des investigations complémentaires.

3) Cartographie T2 et cartilage pathologique

La valeur du T2 augmente de façon précoce avec l'apparition de l'arthrose (82), en premier lieu au niveau de sa couche superficielle (23) en raison de plusieurs mécanismes. A notre connaissance, il n'existe pas d'étude ayant étudié la variation du temps T2 du cartilage dans les pathologies inflammatoires.

En premier lieu, la structure et l'organisation du collagène sont lésées engendrant une chaîne d'évènements aboutissant au développement de l'arthrose. Cette désorganisation et fragmentation du réseau collagénique et donc la perte de son anisotropie est responsable d'une diminution du raccourcissement de la valeur T2 du cartilage qui est fortement lié à l'orientation des fibres du collagène (65,88-90).

De plus elle provoque une augmentation de la capacité de gonflement des protéoglycanes et donc de la contenance en eau du cartilage (environ 9% de plus que le cartilage normal (30)). Comme l'on sait que la valeur du T2 augmente de façon linéaire avec le contenu en eau du cartilage (environ 1.8 ms/% d'eau (70)), on pourrait évaluer l'augmentation théorique de la valeur T2 à 16 ms. Même en tenant compte de la marge d'erreur inhérente aux études faites in vivo, cette augmentation reste théoriquement décelable en pratique clinique (68). De plus le cartilage lésé augmente la perméabilité de la matrice extra cellulaire, augmentant la mobilité de l'eau et donc la valeur T2 (91).

Un inconvénient notable dans l'étude de séquences cartographie est la susceptibilité de cette technique à plusieurs artéfacts et en particulier au phénomène de l'angle magique (cf infra) pouvant faire varier les valeurs mesurées. De plus, la déplétion en protéoglycanes est le premier phénomène de dégradation du cartilage dans l'arthrose (92), apparaissant avant la dégradation de la matrice cartilagineuse. Ainsi la détection de lésions cartilagineuses avec une séquence cartographie T2 pourrait être faite avec retard par rapport aux techniques sensibles au contenu en GAG (comme le dGEMRIC ou le T1rho).

4) Artéfacts et cartographie T2

a) Angle magique

Comme décrit précédemment, le réseau collagénique est bien organisé au sein du cartilage en particulier en superficie. Lorsque les fibres sont orientées environ 55° par rapport au champ magnétique B_0 l'interaction dipole-dipole des noyaux est diminuée ce qui provoque une augmentation du temps de décroissance T2 (93) : c'est l'effet dit de "l'angle magique". Cet artéfact explique l'hypersignal T2 retrouvé au niveau de surfaces articulaires incurvées comme le condyle fémoral (94).

La susceptibilité à cet effet d'anisotropie est variable selon la couche cartilagineuse étudiée: quasi nulle en zone de transition (cf supra) en raison d'une organisation aléatoire, elle est importante en zone radiaire (68,95). Il faut cependant modérer l'extrapolation de ces données, la plupart des études aboutissant à ces conclusions ayant été réalisées ex vivo sur des zones portantes du cartilage hors on sait que les fibres collagéniques sont organisées différemment en zone portante ou non portante (96,97).

b) Transfert de magnétisation

La multiplication de séquences de pulse pour mettre en phase les protons et l'imperfection des pulses à 180° permettant de rebasculer les protons engendrent des échos avec accumulation de magnétisation sur l'axe z. Cet effet peut amener à une surestimation de la valeur T2 de certains tissus. Une étude a évalué cette erreur à 10-13% in vitro et a conclu qu'elle pourrait s'élever à 48% dans les conditions in vivo (98). A l'inverse, dans les acquisitions à plusieurs coupes, un transfert de magnétisation non souhaité peut être induit entraînant une baisse d'intensité du signal du cartilage (98,99).

Ces artéfacts liés d'une part à la répétition des échos augmentant la valeur du T2 et d'autre part à l'effet de transfert de magnétisation qui la diminue paraissent donc théoriquement s'annuler; il faut cependant noter qu'ils proviennent de sources différentes et peuvent se comporter différemment selon les paramètres d'acquisition. De plus il faut noter que dans la plupart des essais cliniques, l'intérêt de la cartographie réside plus dans la reproductibilité et la validité de sa mesure que de la précision de la valeur T2 (76,85,100).

c) Déplacement chimique

On peut enfin citer l'artéfact de déplacement chimique visible à l'interface entre l'os et le cartilage. Cet artéfact pourrait être diminué en augmentant la largeur de bande ou en appliquant une saturation de graisse, cependant aucune étude n'a étudié l'impact de ces techniques sur la valeur du T2.

5) Autres types de séquence de cartographie (tab. 1)

a) Cartographie dGEMRIC

La technique de delayed gadolinium-enhanced MR imaging of cartilage (dGEMRIC) permet une analyse indirecte du contenu en GAG du cartilage. Cette technique de cartographie se réalise après injection de gadopentate anionique dimeglumine (connu sous son nom commercial Magnevist) qui se distribue au sein du cartilage de manière inversement proportionnelle aux GAGs. La concentration en gadopentate anionique est donc faible dans un cartilage normal (riche en GAGs) et relativement haute dans un cartilage dégradé où les GAGs ont disparu. La distribution du gadopentate dans les tissus peut être déterminée grâce à la mesure du T1 (temps nécessaire pour que l'aimantation longitudinale ait retrouvé 63% de son amplitude initiale après avoir été basculée à 90°) en IRM (101).

Le protocole est réalisé en deux temps : on réalise une séquence T1 inversion récupération avant puis 2h après injection de gadopentate (dont 10 minutes d'exercice). On mesure ensuite le différentiel du temps T1 (102).

Cette technique présente plusieurs inconvénients : un temps d'examen long, des résultats satisfaisants principalement retrouvés sur des études in vitro (20) et l'injection de produit de contraste rendant l'examen invasif et plus risqué que les autres techniques de cartographie.

b) Cartographie T2*

Il s'agit d'une séquence écho de gradient T2 où les hétérogénéités de champ constantes ne sont pas compensées par une impulsion de 180° habituellement utilisée en écho de spin.

Elle présente certains avantages en comparaison avec une séquence de cartographie T2 : son temps d'acquisition est plus court permettant la réalisation de séquences 3D qui couvrent parfaitement la surface cartilagineuse étudiée. Théoriquement, sa sensibilité augmentée aux artéfacts de susceptibilité pourrait détecter plus précocement des zones cartilagineuses calcifiées ou des modifications de l'architecture collagénique.

Le pendant négatif de cet effet est la présence de variations de signal non liées à des modifications pathologiques du cartilage mais seulement à une hétérogénéité régionale de la microstructure cartilagineuse en particulier à l'interface os-cartilage. De plus la présence de dépôts métalliques en post-opératoire fausserait les mesures et contre indiquerait l'utilisation de cette séquence en raison d'artéfacts importants (4). Cette séquence paraît moins fiable et reproductible que la cartographie T2 (4,103).

c) Cartographie T1 ρ

Les séquences T1 ρ sont des séquences T1 auxquelles on rajoute une impulsion "spin lock" transverse qui bloque les protons en phase afin d'annuler l'effet T2. La relaxation T1 ρ des protons des molécules d'eau situées à proximité des macromolécules telles que les protéoglycanes est affectée par le "spin lock". Ces protons éliminent l'énergie plus rapidement que les molécules d'eau non associées avec des macromolécules. En raison de ces propriétés, cette mesure quantitative semble être inversement proportionnelle au contenu en GAG, la diminution de concentration des GAGs au sein du cartilage engendrant une augmentation de densité des protons mobiles de l'eau et augmentant donc la valeur T1 ρ (6,104).

L'avantage principal de cette technique est la mesure non invasive du contenu en GAG. Cependant il faut noter un inconvénient notable, les valeurs de SAR (Specific Absorption Rate : quantité d'énergie radiofréquence déposée dans le patient) élevées et l'effet potentiel de réchauffement des tissus (105).

d) Séquence UTE (UltraShort TE)

Certains tissus (couche profonde du cartilage, ménisques, tendons, ligaments, enthèses...) avec temps de relaxation très court ne peuvent être caractérisés par des séquences IRM classiques, ne générant pas assez de signal. Ces tissus ont tous un temps de relaxation $T2^*$ inférieur à 5 ms (106).

Les séquences UTE utilisent des séquences pondérées $T2$ ou $T2^*$ avec TE ultra court.

e) Autres techniques de cartographie

Les séquences IRM Sodium se basent sur l'attraction des cations Na^+ sodium pour les GAGs chargés négativement qui sont donc répartis proportionnellement au contenu en GAG. Le sodium, comme les protons, émet un signal IRM qui peut être utilisé pour caractériser la concentration en GAG (107). Cependant comme le sodium est retrouvé en faible concentration dans le corps humain, des aimants à haut champ magnétique ainsi que des longs temps d'acquisition sont nécessaires pour obtenir un rapport signal sur bruit suffisant (108).

L'imagerie quantitative de *diffusion* (DWI) mesure le mouvement de translation de l'eau extracellulaire en appliquant un gradient de diffusion qui qui provoque la perte de cohérence de phase des protons (51).

La mesure la plus importante dans cette imagerie est l'ADC (apparent diffusion coefficient); un ADC augmenté signe l'augmentation de mobilité des protons. Au sein du cartilage, leur mobilité est corrélée à la qualité et à l'orientation des fibres de collagène. Ainsi, une augmentation de l'ADC indiquera une dégradation de la matrice collagénique et donc une dégénérescence du cartilage (109).

L'imagerie *gagCEST* (pour Chemical Exchange Saturation Transfer), se base sur le principe de contraste par transfert de magnétisation (64). Cette technique nécessite une impulsion spécifique qui excite sélectivement et sature les protons immobiles liés aux macromolécules. Ceci induit un transfert de magnétisation transverse vers les protons libres adjacents qui se déphasent plus rapidement engendrant une baisse du signal dans la région concernée. Un contraste est donc créé entre les régions selon leur taux de transfert de magnétisation. Cette technique a été validée in vitro sur du cartilage sain et pathologique en excitant spécifiquement les radicaux hydroxyles des GAGs (110). Il faut cependant savoir que cette technique est difficilement réalisable à 3T en raison d'un faible rapport signal sur bruit et de sa susceptibilité aux inhomogénéités de B0 (111). De plus elle nécessite de puissants outils de post traitement afin d'analyser les données.

Séquence	Principe	Avantages	Inconvénients
T2	<ul style="list-style-type: none"> - Acquisition T2 multi-echos - Mesure de l'eau intra cartilagineuse +++ - Mesure indirecte de l'intégrité collagénique (- Mesure indirecte du contenu en protéoglycanes ?) 	<ul style="list-style-type: none"> - Multiples études ayant prouvé sa fiabilité et reproductibilité - Pas de produit de contraste - Sensible précocement aux modifications de structure du cartilage dans l'arthrose 	<ul style="list-style-type: none"> - Temps d'acquisition relativement long - Sensible à l'effet "angle magique"
dGEMRIC	<ul style="list-style-type: none"> - Acquisition T1 avant puis 2h après injection de gadolinium - Mesure indirecte de concentration en gadolinium intra-cartilagineux - Inversement proportionnelle à la concentration en GAG (gado prend la place des GAG lésés) 	<ul style="list-style-type: none"> - Technique reproductible et fiable - Utilisée dans de nombreuses études cliniques, intérêt prouvé 	<ul style="list-style-type: none"> - Injection de produit de contraste - Temps d'examen très long (attendre 2h après injection)
T2*	<ul style="list-style-type: none"> - Acquisition T2 echo de gradient - Mesure de l'eau intra cartilagineuse - Mesure indirecte de l'intégrité collagénique - Sensible aux artéfacts de susceptibilité 	<ul style="list-style-type: none"> - Temps d'acquisition plus rapide que T2 classique - Séquences 3D - Sensible aux artéfacts de susceptibilité : détection précoce de calcifications cartilagineuses ou modifications de 	<ul style="list-style-type: none"> - Sensible aux artéfacts de susceptibilité : détection de modifications de structure régionales du cartilage non pathologiques non fiable en post opératoire
T1p	<ul style="list-style-type: none"> - Ajout d'un "spin lock" à une séquence T1 classique afin d'éliminer effet T2 - Comportement différent des protons associés vs non associés à des protéoglycanes - Mesure indirecte de concentration en GAG 	<ul style="list-style-type: none"> - Mesure non invasive de concentration en GAG 	<ul style="list-style-type: none"> - Effet potentiel de réchauffement des tissus
UTE	<ul style="list-style-type: none"> - Séquences T2 ou T2* avec TE ultra court 	<ul style="list-style-type: none"> - Permet d'acquérir le signal de tissus à temps de relaxation très court (couche profonde du cartilage, ménisques, tendons...) 	<ul style="list-style-type: none"> - Temps d'acquisition très long - Mauvaise qualité d'image

Tableau 1 : Séquences de cartographie.

ETUDE

I) INTRODUCTION

Cette étude prospective unicentrique avait pour objectif de démontrer la faisabilité et la reproductibilité inter et intra observateur d'une séquence de cartographie T2 sur les articulations sacro-iliaques à 3T.

II) MATERIELS ET METHODES

A. Schéma expérimental et population

Cette étude était une analyse prospective menée sur 41 adultes consécutifs dans le service de Radiologie et Imagerie Musculo - Squelettique du CHRU de Lille, Nord, France. Elle s'est déroulée entre mai 2013 et décembre 2014 sur une IRM 3 Tesla (PHILIPS Ingenia).

La population était composée de sujets adultes adressés dans notre service pour réalisation d'une IRM du bassin, de la hanche ou du rachis. N'étaient pas inclus les patients suivis pour pathologie locale ou générale pouvant affecter les articulations sacro-iliaques. Les pathologies locales étaient représentées par les antécédents de traumatisme ou de chirurgie du bassin, sacro-iliite mécanique ou infectieuse, antécédents infiltratifs des articulations. Les pathologies générales étaient principalement représentées par les spondyloarthrites axiales et les affections malignes avec atteinte osseuse connue. La symptomatologie compatible avec une atteinte sacro-iliaque (pygalgies, douleurs lombaires basses) était également un facteur de non inclusion.

On excluait ensuite les patients présentant des anomalies de signal cartilagineuses ou des régions juxta chondrales sur les séquences IRM réalisées.

Pour chaque patient, on n'incluait pas les coupes où le cartilage n'était pas visible. Une information était donnée et un consentement écrit était obtenu pour chaque patient.

B. Technique IRM

Les séquences IRM étaient réalisées sur une IRM 3T (Ingenia, Philips Healthcare, Best, Pays-Bas) avec une antenne avec éléments antérieurs (antenne Torso) et postérieurs (éléments intégrés). Le protocole IRM comprenait les séquences morphologiques requises pour l'examen et systématiquement une séquence morphologique coronale T1 sans suppression de graisse centrée sur les articulations sacro-iliaques afin de dépister toute pathologie pouvant fausser les valeurs mesurées et afin de placer la boîte d'acquisition dans un plan axial oblique.

La séquence de cartographie T2 finalement utilisée était une séquence spin écho multi-échos à 6 échos, avec un TE à 15, 30, 45, 60, 75 ET 90 ms et un TR à 1520 ms (tab. 2). On utilisait la technique d'émission de radiofréquence parallèle multicanaux Multitransmit®. Les pixels acquis mesuraient 0.75 x 0.75 mm.

La séquence était composée de 6 coupes axiales obliques de 4 mm d'épaisseur espacées de 4.4 mm. La partie supérieure de la boîte d'acquisition était alignée avec le plateau de S1 afin de standardiser l'orientation et la position des coupes.

Direction	Axial oblique
TE (ms)	15, 30, 45, 60, 75, 90
TR (ms)	1520
FOV (mm)	200 x 200 x 54
Flip angle (°)	90
Moyennage	1
Coupes	6
Epaisseur de coupe (mm)	4
Largeur de bande (Px)	219
Matrice d'acquisition	268 x 265
Temps d'acquisition total (min)	12:49
Surface pixel acquis	0,75 mm ²
Surface pixel reconstruit	0,35 mm ²

Tableau 2 : Paramètres d'acquisition de la séquence cartographie T2.

C. Post traitement

Les séquences étaient lues sur une console Philips Intellispace Portal® (v5.0.2.40009). La séquence de cartographie nécessitait l'utilisation du logiciel de post traitement "MR Cartilage Assessment" (fig. 15-16).

Une cartographie en couleur était automatiquement générée sur l'ensemble de l'examen représentant les différentes valeurs T2 des tissus étudiés. L'examen était composé de 6 coupes (fig. 12-14). La région supérieure était définie par les trois premières coupes de l'examen, la région moyenne correspondait à la quatrième coupe et la région inférieure les deux dernières coupes (fig. 12).



Figure 12 : Coupe sagittale T1 du rachis. Schéma représentant le place de la boîte d'acquisition.

Les 3 premières coupes (rouge) constituaient la partie supérieure de l'articulation. La 4e coupe (bleue) constituait la partie moyenne. Les deux dernières coupes (vert) constituaient la partie inférieure.

Une ROI était tracée manuellement sur chaque coupe afin de définir les contours du cartilage sacro-iliaque. Pour ce faire, on traçait deux lignes délimitant les interfaces cartilage / os sous chondral sur les versants sacré et iliaque. Ces ROIs étaient tracées afin d'inclure la totalité de l'épaisseur du cartilage de sa partie la plus superficielle jusqu'à la zone profonde à la limite de l'os sous chondral.

Sur chaque coupe le logiciel subdivisait alors automatiquement le ROI en six zones de même taille (fig. 13): dans le plan transversal trois zones étaient délimitées correspondant aux versants sacré, intermédiaire et iliaque, dans le plan sagittal deux zones étaient tracées correspondant aux moitiés antérieure et postérieure du cartilage.

La valeur T2 (moyenne et déviation standard) était indiquée par le logiciel pour chacune de ces 6 zones (fig. 16). Au total, jusqu'à 72 mesures par patient pouvaient être obtenues si les 6 coupes incluait du cartilage.

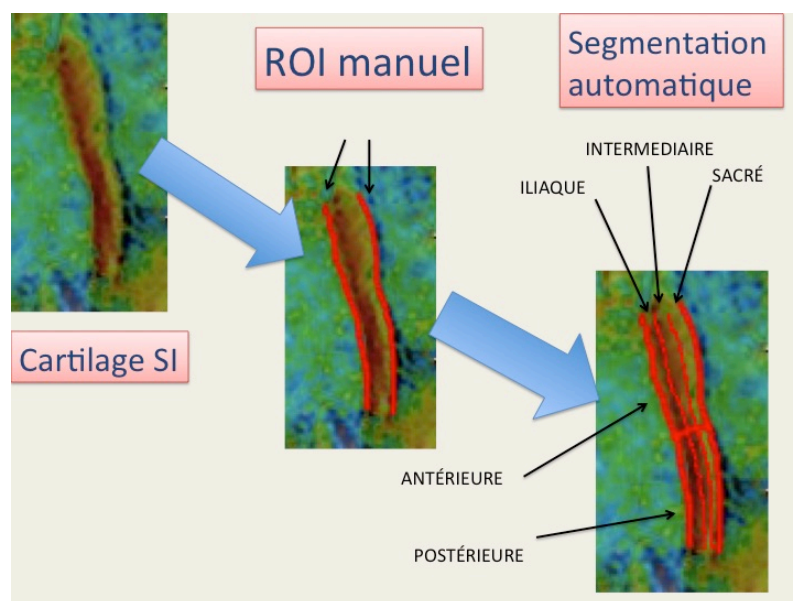


Figure 13 : Schéma représentant les étapes de construction des ROIs. Séquence de cartographie T2 avec zoom sur le cartilage sacro-iliaque gauche

Les mesures étaient réalisées sur l'ensemble des coupes incluant du cartilage et de façon bilatérale.

Ces mesures étaient réalisées par deux radiologues en aveugle : un interne (4 ans d'expérience) et un chef de clinique (7 ans d'expérience) afin de déterminer la reproductibilité inter-observateur.

L'observateur junior a réalisé deux séries de mesures afin de déterminer la reproductibilité intra observateur. Ces deux séries étaient réalisées à plusieurs semaines d'intervalle afin de limiter le biais de rappel. L'observateur senior a réalisé une série de mesure.

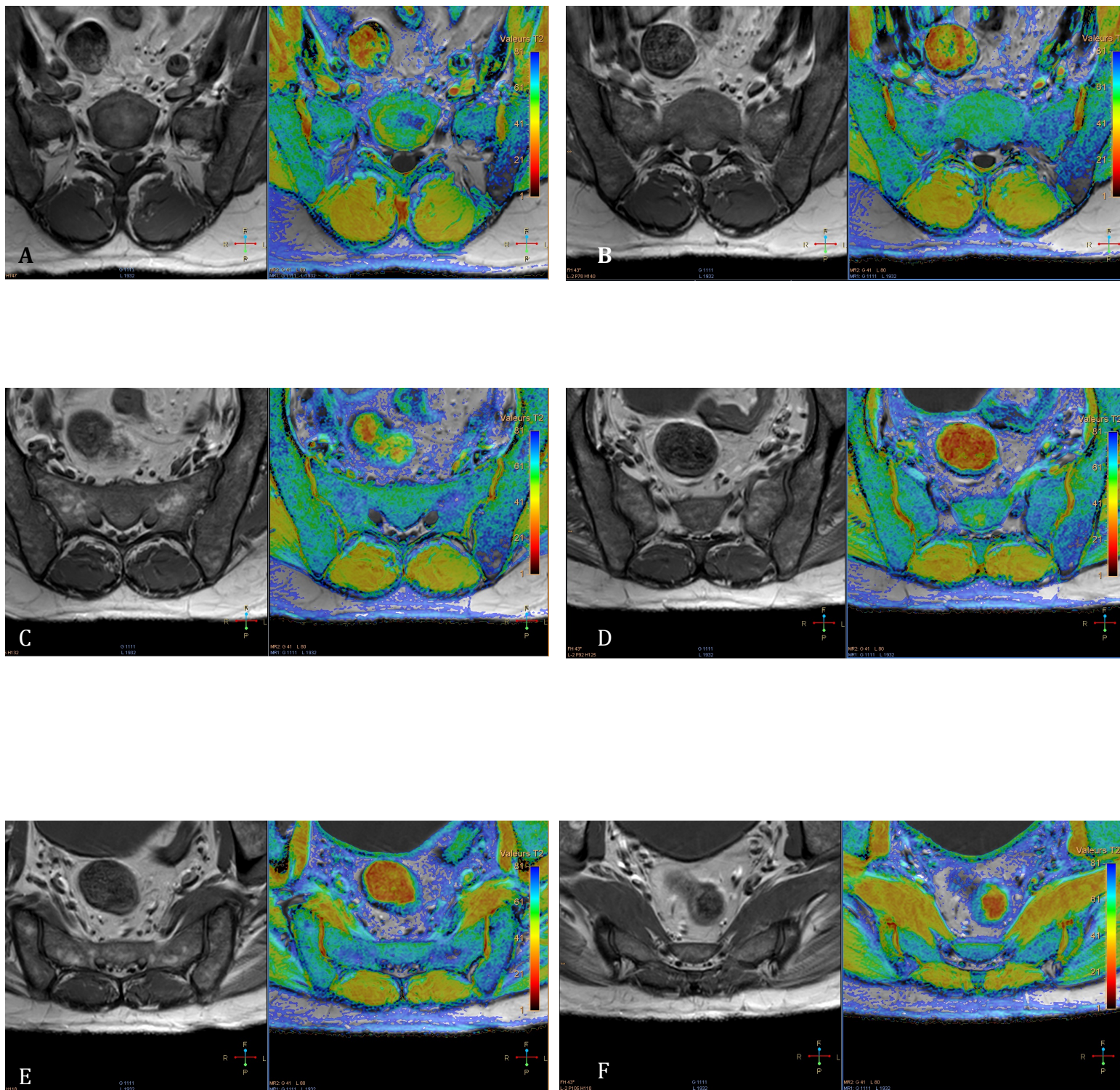


Figure 14 : 6 coupes successives des articulations sacro-iliaques (du haut vers le bas).

A à C : partie supérieure D : partie moyenne E-F : partie inférieure

A gauche : séquence T2 morphologique. A droite : reconstruction de cartographie couleur des valeurs T2

D. Statistiques

Les paramètres numériques ont été décrits en terme de moyenne +/- déviation standard (DS). La normalité des paramètres numériques a été vérifiée graphiquement et testée à l'aide du test de Shapiro-Wilk.

La concordance des valeurs T2 moyennes mesurées entre les deux observateurs a été étudiée par le coefficient intra-classe (ICC) de Fleiss. Un accord excellent correspond à un $ICC > 0.75$, l'accord est bon si l'ICC est entre 0.75 et 0.60, modéré s'il est entre 0.6 et 0.4 et mauvais s'il est inférieur à 0.40 (112).

La concordance intra-observateur a été étudiée en comparant les deux séries de mesure du même observateur à l'aide du coefficient intra-classe (ICC) de Fermanian. Un accord excellent correspond à un $ICC > 0.91$, l'accord est bon si l'ICC est compris entre 0.90 et 0.71, modéré s'il est entre 0.70 et 0.51, et médiocre s'il est inférieur à 0.51 (112).

Enfin, une comparaison des valeurs obtenues selon des zones anatomiques cohérentes a été réalisée. Lorsque les zones étaient réparties en trois groupes, une analyse de la variance a été réalisée. Des tests post-hoc avec une correction de Bonferroni ont été réalisés pour comparer les groupes deux à deux. Lorsque les zones étaient réparties en deux groupes, un test de Student a été réalisé.

Les statistiques ont été réalisées par l'unité de méthodologie biostatistique du CHRU de Lille. Le niveau de significativité a été fixé à 5%. Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel SAS (SAS Institute version 9.4).

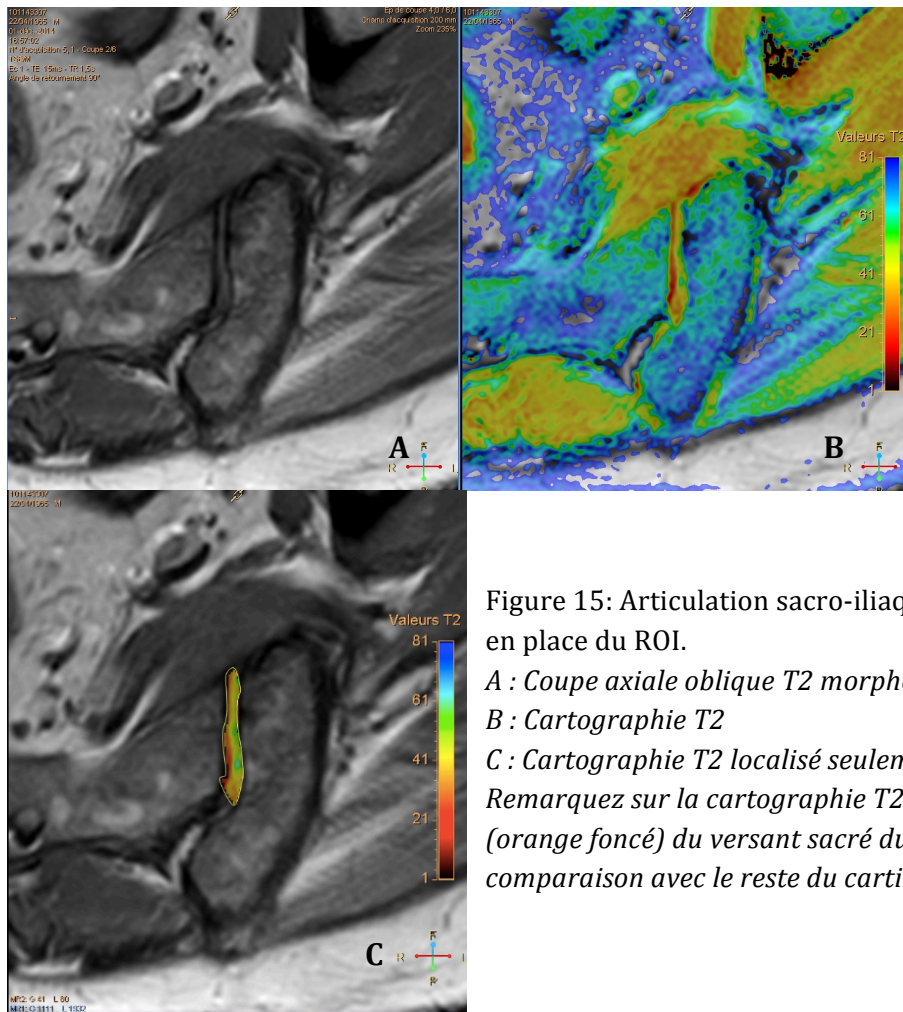


Figure 15: Articulation sacro-iliaque gauche avant mise en place du ROI.

A : Coupe axiale oblique T2 morphologique.

B : Cartographie T2

C : Cartographie T2 localisé seulement sur le cartilage

Remarquez sur la cartographie T2 la valeur plus basse (orange foncé) du versant sacré du cartilage en comparaison avec le reste du cartilage.

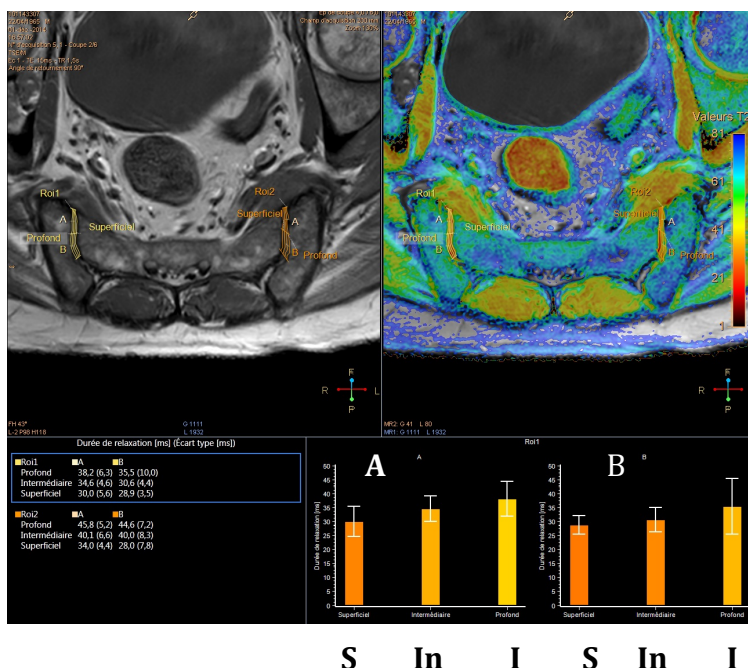


Figure 16 : Capture d'écran de cartographie T2 sur le logiciel Philips Intellispace Portal (MR cartilage assesment).

On visualise les mesures obtenues avec une ROI manuelle subdivisée automatiquement en 6 régions sous la forme de graphiques. Le graphique A correspond aux 3 valeurs de la partie antérieure de l'articulation droite; le graphique B correspond à la partie postérieure de l'articulation.

S : versants sacré

In : versant intermédiaire

I : iliaque.

III) RESULTATS

A) Population

La cohorte incluait finalement 40 sujets: 21 hommes et 19 femmes. L'âge moyen était de 40,8 ans avec des âges extrêmes à 18 ans et 86 ans.

Le poids moyen des patients était de 70,1 kg avec des poids extrêmes à 52 kg et 85 kg.

72 ROI au maximum étaient déterminés sur l'ensemble du cartilage des deux articulations sacro-iliaques pour chaque patient. Un total de 2484 mesures a été analysé dans cette étude. 396 ROIs n'ont pas pu être tracés, certaines coupes n'incluant pas de zone cartilagineuse. Ces coupes non utilisées concernaient principalement les deux premières coupes (les plus hautes) et la dernière coupe (la plus basse).

Après réalisation de l'examen, une patiente a été exclue en raison de la présence d'anomalie visible sur les images IRM. Des lésions secondaires osseuses iliaques et sacrées étaient retrouvées proches de l'articulation pouvant modifier les mesures réalisées.

B) Concordance

La concordance intra-observateur entre les ROIs de chaque patient réalisée à partir des deux séries de mesure du même observateur junior était globalement bonne (ICC = 0.74, $p < 0.0001$). Les valeurs T2 moyennes générales étaient de 41.9

+/- 6.5 ms pour la première série de mesures, 40.8 +/- 6.2 ms dans la deuxième (fig. 17).

Sur 72 sites différents de mesure, la concordance était très bonne (ICC > 0.91) dans 2 cas, bonne (ICC [0,91 - 0,71]) dans 39 cas, modérée (ICC [0.71 - 0.51]) dans 22 cas, médiocre (ICC [0.51 - 0.31]) dans 5 cas et très mauvais (ICC < 0.31) dans 4 cas.

La concordance inter-observateur évaluée entre les mesures réalisées par les deux observateurs était également globalement bonne (ICC=0.73, $p < 0.0001$). Les valeurs moyennes T2 étaient de 41.9 +/- 6.5 ms pour le premier observateur et 41.6 +/- 6.6 ms pour le deuxième observateur (fig.18).

Sur 72 sites différents, elle était excellente (ICC ≥ 0.75) dans 20 cas, bonne (ICC [0,75 - 0.6]) dans 36 cas, modérée (ICC [0.6 - 0.4]) dans 14 cas et mauvais (ICC <0.4) dans 2 cas.

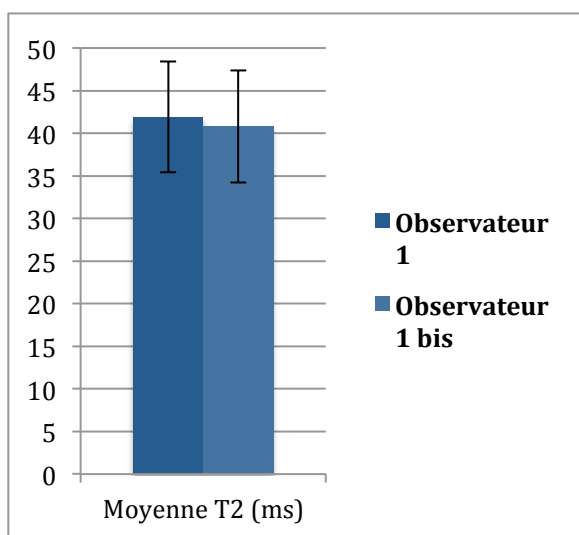


Figure 17 : La concordance intra observateur (obs. 1 vs obs 1 bis) était bonne ($r=0.74$, $p < 0.0001$) avec des valeurs moyennes à 41.9 +/- 6.5 ms et 40.8 +/- 6.2 ms

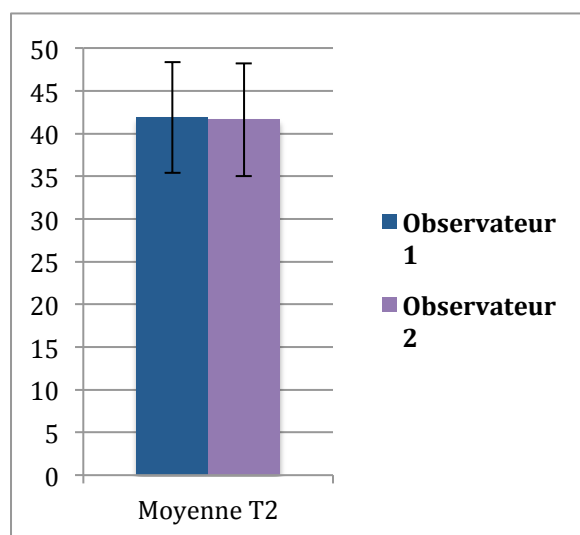


Figure 18 : La concordance inter observateur (obs. 1 vs obs. 2) était également bonne ($r=0.73$, $p < 0.0001$) avec des valeurs moyennes à 41.9 +/- 6.5 ms et 41.6 +/- 6.6 ms

C) Comparaisons topographiques

L'analyse des valeurs par région anatomique retrouvait une différence significative entre les régions supérieures, moyennes et inférieures ($p < 0.0001$). Les valeurs moyennes du T2 de chaque région étaient significativement différentes des deux autres .

La valeur T2 moyenne de la région moyenne était la plus élevée : 42.9 +/- 5.5 ms contre 41.3 +/- 6 ms pour la région inférieure et 39.5 +/- 6.3 ms pour la région supérieure (fig. 19).

Il existait également une différence significative entre les valeurs mesurées des versants iliaques, intermédiaires et sacrés ($p < 0.0001$), les valeurs T2 moyennes du versant iliaque (42.8 +/- 5.7 ms) étant significativement supérieures aux versants intermédiaire (40.1 +/- 5.9 ms) et sacré (39.5 +/- 6.4 ms). Ceux-ci n'étaient pas significativement différents entre eux (fig. 20).

En revanche, les valeurs retrouvées entre les régions antérieures et postérieures étaient mesurées à 40.8 +/- 6.3 ms et 40.7 +/- 6.1 ms respectivement, sans différence significative mise en évidence ($p = 0.74$) (fig. 21).

De même les valeurs T2 moyennes des articulations droite (40.9 +/- 6.3 ms) et gauche (40.8 +/- 6 ms) n'étaient pas significativement différentes ($p = 0.69$) (fig. 22).

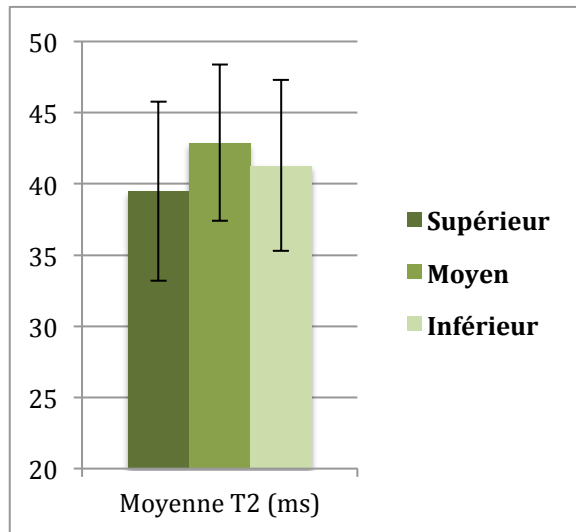


Figure 19 : La valeur T2 moyenne de la région moyenne de l'articulation (42.9 ± 5.5 ms) était significativement supérieure aux régions supérieure (39.5 ± 6.3 ms) et inférieure (41.3 ± 6 ms) ($p < 0.0001$)

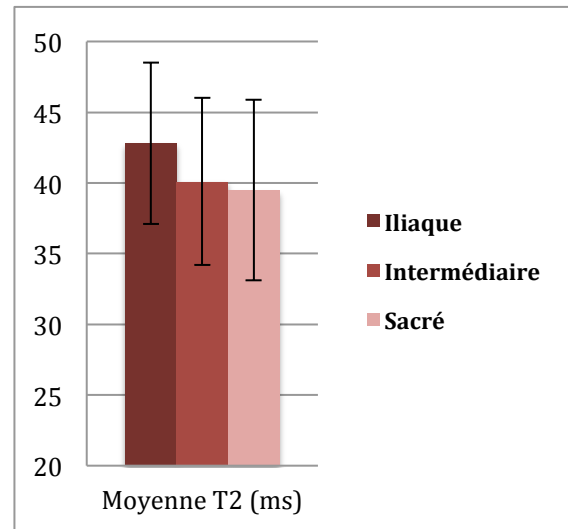


Figure 20 : La valeur T2 moyenne du versant iliaque (42.8 ± 5.7 ms) était significativement supérieure aux versants intermédiaire et sacré (40.1 ± 5.9 ms et 39.5 ± 6.4 ms) ($p < 0.0001$)

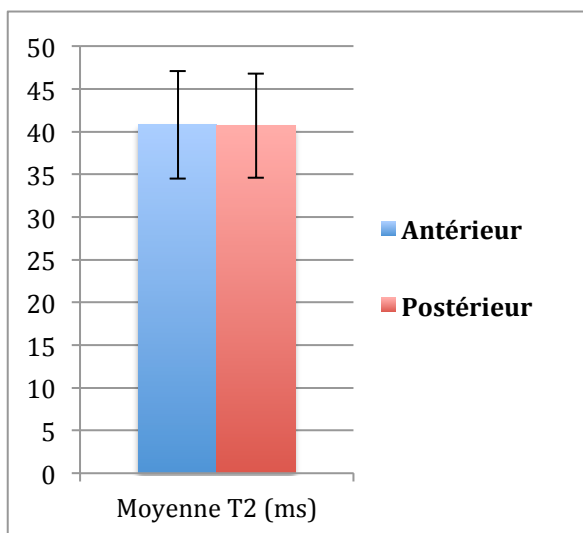


Figure 21 : La valeur T2 moyenne des régions antérieure (40.8 ± 6.3 ms) et postérieure (40.7 ± 6.1 ms) de l'articulation n'étaient pas significativement différentes ($p = 0.74$)

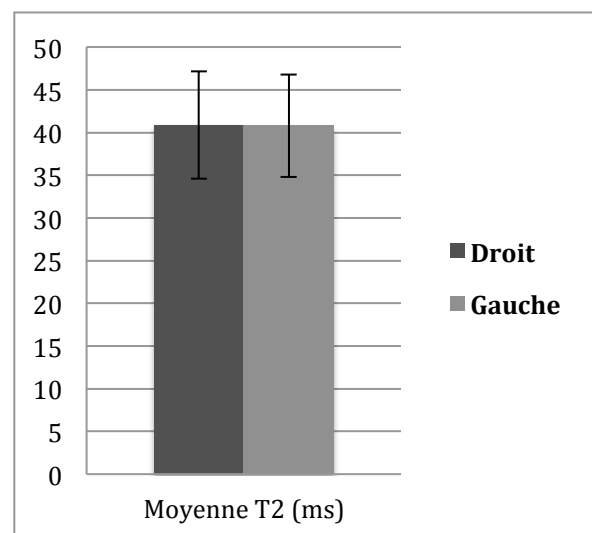


Figure 22 : La valeur T2 moyenne des articulations droite (40.9 ± 6.3 ms) et gauche (40.8 ± 6 ms) de l'articulation n'étaient pas significativement différentes ($p = 0.69$)

Sous divisions topographiques (tableau 3)

Les valeurs T2 des régions antéro-supérieures n'étaient pas significativement différentes des régions postéro-supérieures (respectivement 39.4 +/- 6.3 ms contre 39.5 +/- 6.3 ms, $p = 0.79$). De même, les régions antéro-moyennes n'étaient pas significativement différentes des régions postéro-moyennes (43.2 +/- 5.7 ms contre 42.6 +/- 5.4 ms, $p = 0.23$) et les régions antéro-inférieures ne différaient pas significativement des régions postéro-inférieures (41.3 +/- 6.2 ms contre 41.3 +/- 5.9 ms, $p = 0.94$).

En revanche il existait une valeur significativement inférieure entre la région antéro-supérieure et la moyenne des valeurs des autres sous divisions (39.4 +/- 6.3 ms contre 41.2 +/- 6.1 ms, $p < 0.0001$). De même les sous divisions postéro-supérieures, antéro-moyennes, postéro-moyennes et antéro-inférieures étaient significativement différentes de la moyenne des autres sous-divisions. Seule la portion postéro-inférieure était comparable aux autres sous régions.

Sous division	Valeur T2 moyenne +/- DS (ms)	Valeur T2 de l'ensemble des autres sous régions moyenne +/- DS (ms)	Comparaison (p)
Antéro-supérieure	39.4 +/- 6.3	41.2 +/- 6.1	< 0.0001
Postéro-supérieure	39.5 +/- 6.3	41.2 +/- 6.1	< 0.0001
Antéro-moyenne	43.2 +/- 5.7	40.6 +/- 6.2	<0.0001
Postéro-moyenne	42.6 +/- 5.4	40.6 +/- 6.2	< 0.0001
Antéro-inférieure	41.3 +/- 6.2	40.7 +/- 6.2	0.04
Postéro-inférieure	41.3 +/- 5.9	40.7 +/- 6.2	0.05

Tableau 3 : Comparaison des sous-divisions topographiques (tests de Student)

Seules les valeurs T2 des régions antéro-inférieure et postéro-inférieure ne sont pas significativement différentes de l'ensemble des autres sous-régions

De façon plus précise, on note que la région antéro-moyenne était significativement supérieure (43.19 +/- 5.69 ms) à la région antéro-supérieure (39.45 +/- 6.34 ms, $p < 0.0001$) et à la région antéro-inférieure (41.35 +/- 6.18 ms, $p = 0.0025$).

IV. DISCUSSION

Il a été prouvé que la technique de cartographie T2 permet de réaliser des mesures fiables et reproductibles sur différentes structures. Sur des articulations où le cartilage est fréquemment étudié (cartilage du genou, fémoro-tibial ou fémoro patellaire (66,67,113,114), de la hanche (115) ou de la cheville (116)) mais également des articulations moins fréquemment étudiées : épaule (5), articulations zygapophysaires (117) ou encore disques intervertébraux (118). Cependant et bien que la technique de cartographie est apparue dans la littérature dès 1999 (119) notre étude est, à notre connaissance, la première à porter sur le cartilage des articulations sacro-iliaques.

Faisabilité et mise en place d'une séquence de cartographie T2 spécifique pour l'étude du cartilage des articulations sacro-iliaques.

La séquence mise en place devait tenir compte de plusieurs impératifs : permettre des mesures fiables en prenant en compte les artefacts techniques et couvrir une grande surface anatomique (deux articulations sacro-iliaques) tout en

conversant une haute résolution spatiale en raison de l'étroitesse de l'interligne articulaire.

La séquence constructeur de cartographie ne permettant pas d'obtenir un signal cartilagineux satisfaisant sur les articulations sacro-iliaques. Des modifications techniques ont été effectuées en collaboration avec un ingénieur recherche.

La séquence initiale était une séquence de cartographie destinée à l'articulation du genou en coupes sagittales. Une des premières problématiques fut de déterminer l'orientation des coupes; les coupes axiales obliques perpendiculaires à l'orientation du sacrum (et donc à celle du cartilage sacro-iliaque) nous permettaient une visualisation complète du cartilage et une bonne délimitation de la zone cartilagineuse et ligamentaire (29). Elles permettaient également une sectorisation simple du cartilage en particulier pour déterminer les versants iliaques et sacrés ou antérieurs et postérieurs. Bien que les coupes axiales strictes auraient permis de s'affranchir du risque de positionnement variable de la boîte d'acquisition, elles n'auraient pas permis une étude anatomique cohérente en raison de l'orientation particulière du cartilage sacro-iliaque (cf paragraphe rappels).

Nous avons ensuite dû déterminer le champ de vue de l'exploration, le nombre de coupes nécessaires et la résolution spatiale. L'enjeu était de couvrir l'ensemble de l'articulation de sa région supérieure à sa région inférieure sans allonger de façon exagérée le temps d'acquisition. Il fallait s'assurer d'avoir au moins une coupe aux extrémités supérieure et inférieure de l'articulation ainsi qu'à sa partie moyenne. Un premier test à 12 coupes fut réalisé. Cependant le temps d'acquisition paraissait trop long pour une éventuelle utilisation en routine. En dessous de 6 coupes, le temps d'acquisition étant globalement inchangé il paraissait inutile et moins fiable de

diminuer le nombre de coupes. Une séquence à 6 coupes paraissait donc le meilleur compromis entre temps d'examen et reproductibilité pour cette étude préliminaire.

Ensuite le champ de vue dût être élargi afin de couvrir les deux articulations sacro-iliaques. Cependant cette contrainte était problématique car elle ne devait pas être associée à une diminution de la résolution spatiale de l'image. Au final, la séquence avait un champ de vue de 200 x 200 x 54 mm avec 6 coupes de 4 mm espacées de 4.4 mm. La résolution spatiale (pixel acquis à 0,75 x 0,75 mm et pixel reconstruit de 0.36 x 0.36 mm) et l'épaisseur de coupes apparaissaient cohérentes avec les structures étudiées et les données portant sur d'autres articulations. Ainsi une des études les plus récentes sur la cartographie du cartilage du genou à 3T utilisait une séquence avec une résolution spatiale à 0.36 x 0.51 mm avec une épaisseur de coupe à 3 mm (83).

En raison de la décroissance rapide du T2 du cartilage, il était important d'utiliser des TE de valeurs rapprochées afin d'être le plus précis possible pour caractériser la décroissance T2 en particulier des couches profondes avec T2 très bas. Le choix d'une séquence à 6 échos ainsi que le choix des valeurs de TE étaient conformes aux séquences étudiées dans la littérature (100,120,121).

Les premiers tests mettaient en évidence des inhomogénéités de valeurs T2 au sein d'une même structure anatomique. Une des premières causes d'inhomogénéité dans les acquisitions réalisées sur une IRM 3T est le problème d'uniformité du champ d'excitation radiofréquence, le plus souvent unique (122). La technique MultiTransmit® fut donc ajoutée à la séquence. Elle permet une émission radiofréquence parallèle multi-canaux utilisant plusieurs canaux d'émission et homogénéisant le champ radiofréquence.

D'autres impératifs techniques nécessaires à une quantification valable en IRM ont été pris en compte dans notre étude. Pour conserver un ratio signal sur bruit

suffisant tout en limitant l'effet de volume partiel, on maintenait une taille de voxel suffisante. On prenait également en compte le compromis nécessaire entre rapport signal sur bruit et artéfact de déplacement chimique par le réglage adéquat de la bande passante. Enfin, l'absence d'utilisation d'imagerie parallèle prévenait le risque de diminution du rapport signal sur bruit et de répartition inhomogène du bruit dans l'image retrouvé avec ces techniques d'imagerie accélérée (123).

Une réflexion a également été menée concernant le sens de l'encodage de phase pour empêcher la superposition sur les zones de mesure des artéfacts de pulsativité liés à la proximité des artères iliaques internes (fig. 23).

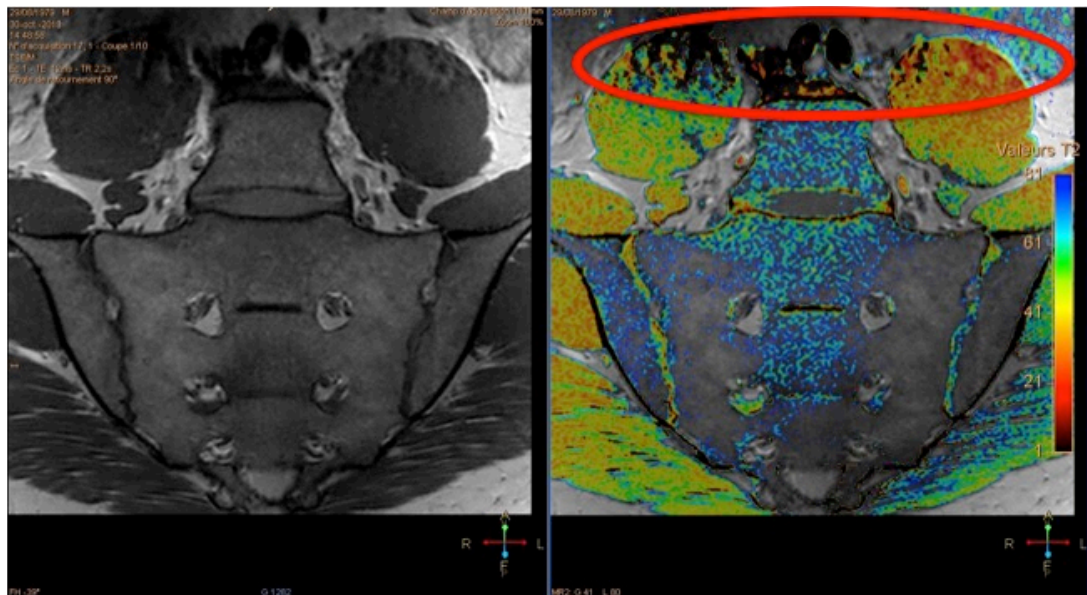


Figure 23 : Coupe coronale des articulations sacro-iliaques en IRM.
Séquence de cartographie T2. Hétérogénéité du signal (cercle rouge) en raison d'artéfacts de pulsativité liés aux artères iliaques primitives.

Valeurs moyennes T2

Concernant nos résultats, les valeurs moyennes globales des T2 sur l'ensemble du cartilage mesurées par les deux observateurs étaient respectivement de 41.9, 40.8 et 41.6 ms. Ces valeurs sont proches des temps de décroissance T2 retrouvés dans la littérature sur IRM 3T chez des sujets sains : 41.9 ms sur le cartilage patellaire (65), 45.73 ms sur le cartilage fémoro-patellaire (65), 40.5 sur le cartilage fémoro-tibial (65), 40.03 ms sur le cartilage du talus (116) ou encore 42.9 ms pour l'annulus fibrosus des disques intervertébraux (124).

Analyse de la concordance

Les reproductibilités intra et inter observateur globales étaient bonnes avec un indice de concordance respectivement à 0,74 et 0,73.

On observait cependant des zones où la concordance intra observateur était très mauvaise (4 zones au total). Ce nombre de zones était limité en comparaison avec le nombre total (72 zones) et peut s'expliquer par plusieurs facteurs. Le tracé de ROI de façon manuelle engendre probablement des erreurs de segmentation comme l'inclusion de portions d'os sous chondral, d'épanchement gazeux intra articulaire (fig. 24) ou de portion ligamentaire. Il existait également un risque de mauvaise délimitation des interfaces en raison de surfaces articulaires de morphologie complexe

De plus la grande variation de forme, de taille et d'orientation des articulations sacro-iliaque pouvait entraîner une correspondance variable entre les numéros des coupes et des segments supérieurs, moyens et inférieurs. Une difficulté supplémentaire était liée à l'existence de variantes articulaires (fig. 25) (17).

Enfin, la nature de l'étude ne permettait pas l'ajustement pour comparaisons multiples. Pour cette raison et au vu du nombre de tests statistiques réalisés, nous ne pouvons exclure la présence de faux positifs et les résultats sont à interpréter avec cette limite.

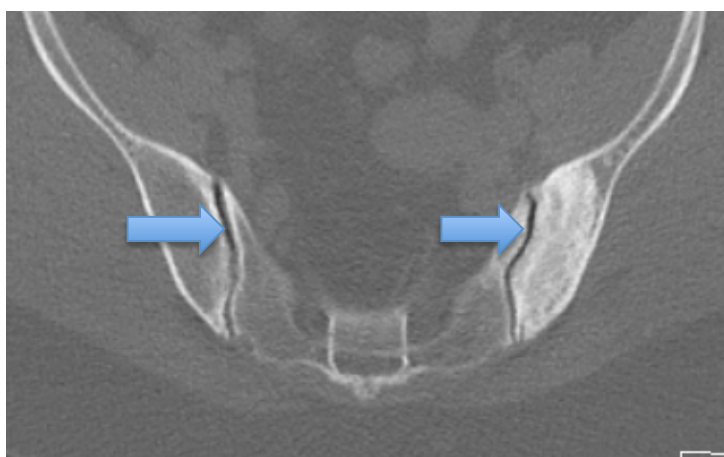


Figure 24 : Coupe axiale oblique des articulations sacro-iliaques en scanner. Présence de gaz intra articulaire bilatéral (flèches). Condensation étendue des berges iliaque et à minima sacré gauches.

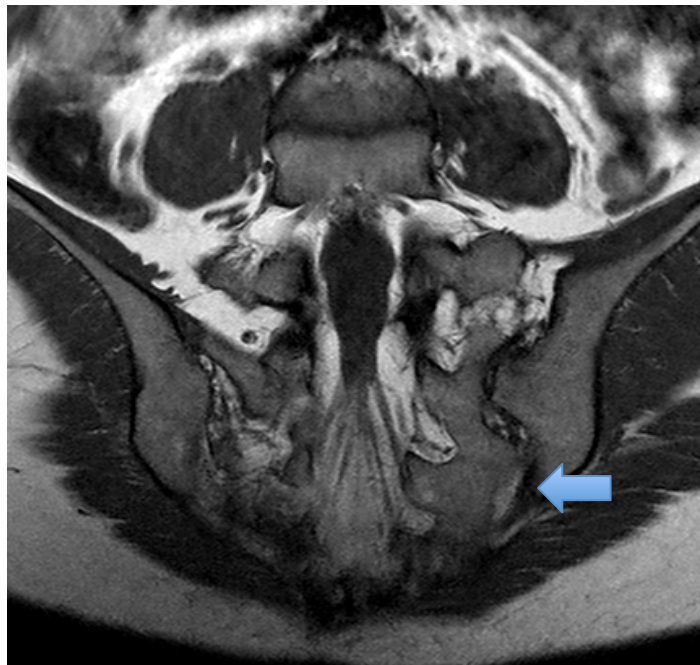


Figure 25 : Coupe coronale des articulations sacro-iliaques en IRM. Pondération T1. Articulation sacro-iliaque accessoire gauche (flèche).

Variations topographiques

La portion moyenne, et plus précisément antéro-moyenne, de l'articulation présentait des valeurs T2 significativement plus élevées que les portions inférieures et supérieures. De même, le versant iliaque de l'articulation présentait des valeurs supérieures aux versants sacré et intermédiaire. Il a été prouvé, surtout au niveau de l'articulation du genou, que le temps de décroissance T2 augmente lorsque le cartilage présente des remaniements dégénératifs (65,114,125,126). Cette augmentation est de l'ordre de quelques millisecondes : par exemple on retrouve dans la littérature une modification de la valeur T2 du cartilage fémoral passant de 35 ms à 39 ms entre un patient sain et un patient avec arthrose sévère (66). On sait que les atteintes cartilagineuses d'origine mécanique au niveau de l'articulation sacro-iliaque sont visibles dès 30 ans (38) et intéressent initialement principalement le versant iliaque du cartilage (27), en particulier à la portion moyenne de l'articulation (38). L'augmentation significative des valeurs T2 de la région moyenne et du versant iliaque des articulations sacro-iliaques pourrait donc être expliqué par des remaniements dégénératifs ou pré-dégénératifs dans notre cohorte où l'âge moyen était de 40,8 ans.

Cependant ce raisonnement est à pondérer par plusieurs éléments. Premièrement, l'effectif relativement limité ne nous a pas permis de comparaisons appariées par l'âge. De plus la division automatique des régions cartilagineuses ne distinguait pas le cartilage iliaque du cartilage sacré qui présentent classiquement des épaisseurs différentes. Cependant cette différence paraît le plus souvent impossible à détecter en imagerie. La division en trois couches nous paraissait limiter ce risque d'erreur en incluant une couche intermédiaire centrale et en permettant d'exclure théoriquement la zone transitionnelle entre les deux types de cartilage. Une quantité variable de

liquide ou de gaz au sein de l'interligne articulaire pouvait faire varier les valeurs T2 et pouvait également être intégrée dans cette couche intermédiaire.

Enfin, le volume partiel pouvait également modifier les valeurs mesurées. Cependant il était limité par la faible épaisseur des coupes acquises.

Limites

Un des facteurs limitant important de notre étude était la standardisation difficile et incomplète de la population incluse. Les sujets étudiés présentaient une certaine variabilité sur des facteurs pouvant influencer sur la morphologie de l'articulation et sur la structure cartilagineuse (82,83). Ainsi des variations de poids, d'âge, d'activité physique ou de traitement n'étaient ainsi pas prises en compte lors des calculs statistiques.

Une des caractéristiques de notre étude était l'acquisition multi-coupes d'une séquence de cartographie alors que les études sur ce sujet se portent classiquement sur une acquisition mono-coupe, plus simple à implémenter et avec un temps d'acquisition plus rapide (66,69,100,113). Ce choix était basé sur la volonté de couvrir au maximum cette articulation pour en apprécier les disparités topographiques. Cependant notre souhait de garder un nombre de coupes et un espace inter-coupe constant limitait le nombre de coupes réellement exploitables par patient en particulier en raison des variations morphologiques. Ainsi, l'articulation n'était parfois pas couverte totalement en particulier dans ses régions extrêmes.

De plus, l'acquisition multi-coupes est en partie responsable d'un temps d'acquisition encore relativement long (environ 13 minutes) pour une application en routine clinique. En comparaison, les études mono-coupes sus-cités avaient un temps d'examen compris entre 4 et 5 minutes. En pratique quotidienne, l'acquisition des

coupes les plus pertinentes, qui restent à définir, pourrait être utile afin de diminuer le temps d'acquisition. Il faut tout de même noter qu'une étude à 3T portant sur une séquence de cartographie T2 à 12 coupes présentait un temps d'examen à 4:09 min (114), ce qui suggère la responsabilité d'autres facteurs à l'allongement du temps de notre séquence. Certaines contraintes anatomiques comme la nécessité d'un large champ de vue pour inclure les deux articulations simultanément peuvent être citées. On peut également évoquer la responsabilité de facteurs techniques comme l'impossibilité d'utiliser les techniques d'imagerie parallèle et la nécessité de privilégier le rapport signal sur bruit et l'homogénéité de signal pour réaliser une quantification fiable .

Perspectives

Des recherches complémentaires sont nécessaires pour confirmer l'intérêt potentiel de l'analyse du temps de relaxation T2 du cartilage des articulations sacro-iliaques pour diagnostiquer précocement une atteinte pré-dégénérative, dégénérative ou même inflammatoire. Il faudrait déterminer des valeurs T2 "normales" et étudier l'évolution de ces valeurs en fonction des diverses atteintes. La cartographie T2 pourrait être un outil supplémentaire dans la réflexion diagnostique face à la présence d'oedème sous chondral. En plus d'un raisonnement topographique, on pourrait donc se baser sur des données quantitatives.

Un autre intérêt potentiel est le suivi de patients sous traitement avec l'obtention de données quantitatives reproductibles.

V. CONCLUSION

La technique de cartographie du temps de relaxation T2 des articulations sacro-iliaques est une technique réalisable, fiable et reproductible chez les sujets sains à 3T. Les différences topographiques démontrées méritent d'être confrontées à des données cliniques, biomécaniques et anatomiques. Les valeurs normales et l'intérêt de cette technique dans des cadres pathologiques restent à déterminer.

VI. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Guermazi A, Roemer FW, Burstein D, Hayashi D. Why radiography should no longer be considered a surrogate outcome measure for longitudinal assessment of cartilage in knee osteoarthritis. *Arthritis Res Ther*. BioMed Central Ltd; 2011;13(6):247.
2. Potter HG, LINKLATER JM, ALLEN AA, HANNAFIN JA, HAAS SBA. Magnetic Resonance Imaging of Articular Cartilage in the Knee. An Evaluation with Use of Fast-Spin-Echo Imaging*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1998 Sep 1;80(9):1276–84.
3. Wang Y, Wluka AE, Jones G, Ding C, Cicuttini FM. Use magnetic resonance imaging to assess articular cartilage. *Therapeutic Advances in Musculoskeletal Disease*. Sage UK: London, England: SAGE Publications; 2012 Apr 1;4(2):77–97.
4. Mamisch TC, Hughes T, Mosher TJ, Mueller C, Trattnig S, Boesch C, et al. T2 star relaxation times for assessment of articular cartilage at 3 T: a feasibility study. *Skeletal Radiol*. 2011 Apr 19;41(3):287–92.
5. Maizlin ZV, Clement JJ, Patola WB, Fenton DM, Gillies JH, Vos PM, et al. T2 Mapping of Articular Cartilage of Glenohumeral Joint with Routine MRI Correlation—Initial Experience. *HSS Jnl*. 2009 Jan 22;5(1):61–6.
6. Matzat SJ, van Tiel J, Gold GE, Oei EH. Quantitative MRI techniques of cartilage composition. *Quant Imaging Med Surg*. 2013 Jun;3(3):162–74.
7. Binks DA, Hodgson RJ, Ries ME, Foster RJ, Smye SW, McGonagle D, et al. Quantitative parametric MRI of articular cartilage: a review of progress and open challenges. *Br J Radiol*. 2013 Mar;86(1023):20120163.
8. Nieminen MT, Rieppo J, Töyräs J, Hakumäki JM, Silvennoinen J, Hyttinen MM, et al. T2 relaxation reveals spatial collagen architecture in articular cartilage: A comparative quantitative MRI and polarized light microscopic study. *Magn Reson Med*. John Wiley & Sons, Inc; 2001 Jan 1;46(3):487–93.
9. Vleeming A, Schuenke MD, Masi AT, Carreiro JE, Danneels L, Willard FH. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *J Anat*. 2012 Dec;221(6):537–67.
10. Walker JM. The sacroiliac joint: a critical review. *Phys Ther*. 1992 Dec;72(12):903–16.
11. Complex motion tomography of the sacroiliac joint. An anatomical and roentgenological study. 1989;150(6):635–42.
12. Ombregt. *Applied anatomy of the sacroiliac joint*. Third Edition. A System of Orthopaedic Medicine. Elsevier Ltd; 2013. 6 p.
13. Cohen SP. Sacroiliac Joint Pain: A Comprehensive Review of Anatomy, Diagnosis, and Treatment. *Anesthesia & Analgesia*. 2005 Nov;101(5):1440–53.
14. SLOCUMB L, TERRY RJ. INFLUENCE OF THE SACROTUBEROUS AND SACROSPINOUS LIGAMENTS: IN LIMITING MOVEMENTS AT THE SACROILIAC JOINT. *Journal of the American Medical ...* 1926.
15. Ehara S, el-Khoury GY, Bergman RA. The accessory sacroiliac joint: a common anatomic variant. *AJR Am J Roentgenol*. 1988 Apr;150(4):857–9.
16. Prassopoulos PK, Fafila CP, Voloudaki AE, Gourtsoyiannis NC. Sacroiliac Joints: Anatomical Variants on CT. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 1999;23(2).
17. Demir M, Mavi A, Gümüşburun E, Bayram M, Gürsoy S, Nishio H. Anatomical variations with joint space measurements on CT. *Kobe J Med Sci*. 2007;53(5):209–17.
18. Mosher TJ, Dardzinski BJ. Cartilage MRI T2 relaxation time mapping:

- overview and applications. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2004 Dec;8(4):355–68.
19. Maroudas A. Balance between swelling pressure and collagen tension in normal and degenerate cartilage. *Nature*. 1976 Apr 29;260(5554):808–9.
20. Gray ML, Burstein D, Xia Y. Biochemical (and Functional) Imaging of Articular Cartilage. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2001;05(04):329–44.
21. Xia Y, Moody JB, Burton-Wurster N, Lust G. Quantitative in situ correlation between microscopic MRI and polarized light microscopy studies of articular cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage*. Elsevier; 2001 Jul;9(5):393–406.
22. X C, P R. Cartilage articulaire normal : anatomie, physiologie, métabolisme, vieillissement. *EMC*. 2005 Jan 6;:1–12.
23. Venn M, Maroudas A. Chemical composition and swelling of normal and osteoarthrotic femoral head cartilage. I. Chemical composition. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1977.
24. Shapiro EM, Borthakur A, Kaufman JH, Leigh JS, Reddy R. Water distribution patterns inside bovine articular cartilage as visualized by 1H magnetic resonance imaging. *Osteoarthritis and Cartilage*. Elsevier; 2001 Aug;9(6):533–8.
25. McLauchlan GJ, Gardner DL. Sacral and iliac articular cartilage thickness and cellularity: relationship to subchondral bone end-plate thickness and cancellous bone density. *Rheumatology (Oxford)*. 2002 Apr;41(4):375–80.
26. Egund N, Jurik A. Anatomy and Histology of the Sacroiliac Joints. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2014 Jun 4;18(03):332–40.
27. Kampen WU, Tillmann B. Age-related changes in the articular cartilage of human sacroiliac joint. *Anat Embryol*. 1998 Dec;198(6):505–13.
28. Bollow M, Braun J, Kannenberg J, Biedermann T, Schauer-Petrowskaja C, Paris S, et al. Normal morphology of sacroiliac joints in children: magnetic resonance studies related to age and sex. *Skeletal Radiol*. 1997 Dec;26(12):697–704.
29. Puhakka KB, Melsen F, Jurik AG, Boel LW, Vesterby A, Egund N. MR imaging of the normal sacroiliac joint with correlation to histology. *Skeletal Radiol*. 2004 Jan;33(1):15–28.
30. Mankin HJ, Thrasher AZ. Water content and binding in normal and osteoarthritic human cartilage. *The Journal of bone and joint surgery*. 1975 Jan;57(1):76–80.
31. Sandell LJ, Aigner T. Articular cartilage and changes in arthritis. An introduction: cell biology of osteoarthritis. *Arthritis Res*. 2001;3(2):107–13.
32. Goldring MB. The role of the chondrocyte in osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2000 Sep;43(9):1916–26.
33. Goldring MB, Goldring SR. Articular cartilage and subchondral bone in the pathogenesis of osteoarthritis. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2010 Apr 5;1192(1):230–7.
34. Dijkgraaf LC, de Bont LG, Boering G, Liem RS. The structure, biochemistry, and metabolism of osteoarthritic cartilage: a review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg*. 1995 Oct;53(10):1182–92.
35. Stewart TD. Pathologic changes in aging sacroiliac joints. A study of dissecting-room skeletons. *Clin Orthop Relat Res*. 1984 Mar;183(183):188–96.
36. Dar G, Hershkovitz I. Sacroiliac joint bridging: simple and reliable criteria for sexing the skeleton. *J Forensic Sci*. Blackwell Publishing Inc; 2006 May;51(3):480–3.
37. Pritzker KPH, GAY S, Jimenez SA, OSTERGAARD K, Pelletier J-P, Revell PA, et al. Osteoarthritis cartilage histopathology: grading and staging. *Osteoarthritis and Cartilage*. Elsevier; 2006 Jan;14(1):13–29.
38. Shibata Y, Shirai Y, Miyamoto M. The

- aging process in the sacroiliac joint: helical computed tomography analysis. *Journal of orthopaedic science*. 2002.
39. Resnick D, Niwayama G, Goergen TG. Comparison of radiographic abnormalities of the sacroiliac joint in degenerative disease and ankylosing spondylitis. *AJR Am J Roentgenol*. 1977 Feb;128(2):189–96.
40. Ebraheim NA, Rusin JJ, Coombs RJ, Jackson WT, Holiday B. Percutaneous Computed-Tomography-Stabilization of Pelvic Fractures: Preliminary Report. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1987;1(3).
41. Mitra R. *Osteitis Condensans Ilii*. *Rheumatol Int*. Springer-Verlag; 2009 Aug 27;30(3):293–6.
42. Olivieri I, Ferri S, Barozzi L. Osteitis condensans ilii. *Br J Rheumatol*. 1996 Mar;35(3):295–7.
43. Numaguchi Y, Russell WJ. Osteitis Condensans Ilii, Including Its Resolution 1. *Radiology*. Radiological Society of North America; 1971 Jan;98(1):1–8.
44. Dean LE, Jones GT, MacDonald AG, Downham C, Sturrock RD, Macfarlane GJ. Global prevalence of ankylosing spondylitis. *Rheumatology (Oxford)*. Oxford University Press; 2014 Apr;53(4):650–7.
45. Ball J. Enthesopathy of rheumatoid and ankylosing spondylitis. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1971 May;30(3):213–23.
46. François RJ, Gardner DL, Degrave EJ, Bywaters EG. Histopathologic evidence that sacroiliitis in ankylosing spondylitis is not merely enthesitis. *Arthritis Rheum*. John Wiley & Sons, Inc; 2000 Sep;43(9):2011–24.
47. Cruickshank B. Histopathology of diarthrodial joints in ankylosing spondylitis. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1951 Dec;10(4):393–404.
48. Mucbe B, Bollow M, François RJ, Sieper J, Hamm B, Braun J. Anatomic structures involved in early- and late-stage sacroiliitis in spondylarthritis: a detailed analysis by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Arthritis Rheum*. 2003 May;48(5):1374–84.
49. Meyer CH, Pauly JM, Macovski A. Simultaneous spatial and spectral selective excitation. *Magnetic Resonance* 1990.
50. Rubenstein JD, Li JG, Majumdar S, Henkelman RM. Image resolution and signal-to-noise ratio requirements for MR imaging of degenerative cartilage. *AJR Am J Roentgenol*. 1997 Oct;169(4):1089–96.
51. Gold GE, Burstein D, Dardzinski B, Lang P, Boada F, Mosher T. MRI of articular cartilage in OA: novel pulse sequences and compositional/functional markers. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2006;14 Suppl A:A76–86.
52. McCauley TR, Disler DG. Magnetic resonance imaging of articular cartilage of the knee. *J Am Acad Orthop Surg*. 2001 Jan;9(1):2–8.
53. Cicuttini F, Forbes A, Asbeutah A, Morris K, Stuckey S. Comparison and reproducibility of fast and conventional spoiled gradient-echo magnetic resonance sequences in the determination of knee cartilage volume. *J Orthop Res*. Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 2000 Jul;18(4):580–4.
54. Gold GE, Chen CA, Koo S, Hargreaves BA, Bangerter NK. Recent Advances in MRI of Articular Cartilage. *AJR Am J Roentgenol*. 2009 Sep;193(3):628–38.
55. Woertler K, Strothmann M, Tombach B. Detection of articular cartilage lesions: Experimental evaluation of low- and high-field-strength MR imaging at 0.18 and 1.0 T. *Journal of Magnetic* 2000.
56. Ruehm S, Zanetti M, Romero J. MRI of patellar articular cartilage: Evaluation of an optimized gradient-echo sequence (3D-DESS). *Journal of Magnetic* 1998.
57. Kijowski R, Davis KW, Woods MA, Lindstrom MJ, De Smet AA, Gold GE, et al. Knee joint: comprehensive assessment with 3D isotropic resolution

- fast spin-echo MR imaging--diagnostic performance compared with that of conventional MR imaging at 3.0 T. *Radiology*. 2009 Aug;252(2):486–95.
58. Stevens KJ, Busse RF, Han E, Brau ACS, Beatty PJ, Beaulieu CF, et al. Ankle: Isotropic MR Imaging with 3D-FSE-Cube—Initial Experience in Healthy Volunteers 1. *Radiology*. Radiological Society of North America; 2008 Dec;249(3):1026–33.
59. Duc SR, Koch P, Schmid MR, Horger W, Hodler J, Pfirrmann CWA. Diagnosis of Articular Cartilage Abnormalities of the Knee: Prospective Clinical Evaluation of a 3D Water-Excitation True FISP Sequence 1. *Radiology*. 2007 May;243(2):475–82.
60. Vasanaawala SS, Hargreaves BA, Pauly JM, Nishimura DG, Beaulieu CF, Gold GE. Rapid musculoskeletal MRI with phase-sensitive steady-state free precession: comparison with routine knee MRI. *AJR Am J Roentgenol*. 2005 May;184(5):1450–5.
61. Duc SR, Pfirrmann CWA, Koch PP, Zanetti M, Hodler J. Internal knee derangement assessed with 3-minute three-dimensional isovoxel true FISP MR sequence: preliminary study. *Radiology*. 2008 Feb;246(2):526–35.
62. Algin O, Gokalp G, Ocakoglu G. Evaluation of bone cortex and cartilage of spondyloarthropathic sacroiliac joint: efficiency of different fat-saturated MRI sequences (T1-weighted, 3D-FLASH, and 3D-DESS). *Academic Radiology*. Elsevier; 2010 Oct;17(10):1292–8.
63. Vlaardingerbroek MT, Boer JA. *Magnetic Resonance Imaging*. Springer Science & Business Media; 2003. 1 p.
64. Harrison R, Bronskill MJ, Henkelman RM. Magnetization transfer and T2 relaxation components in tissue. *Magn Reson Med*. 1995 Apr;33(4):490–6.
65. Pan J, Pialat JB, Joseph T, Kuo D, Joseph GB, Nevitt MC, et al. Knee Cartilage T2 Characteristics and Evolution in Relation to Morphologic Abnormalities Detected at 3-T MR Imaging: A Longitudinal Study of the Normal Control Cohort from the Osteoarthritis Initiative. *Radiology*. 2011 Oct 19;261(2):507–15.
66. Dunn TC, Lu Y, Jin H, Ries MD, Majumdar S. T2 Relaxation Time of Cartilage at MR Imaging: Comparison with Severity of Knee Osteoarthritis. *Radiology*. 2004 Aug 1;232(2):592–8.
67. Hannila I, Susanna Räninä S, Tervonen O, Ojala R, Nieminen MT. Topographical variation of T2 relaxation time in the young adult knee cartilage at 1.5T. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2009 Dec;17(12):1570–5.
68. Dardzinski BJ, Mosher TJ, Li S, Van Slyke MA, Smith MB. Spatial variation of T2 in human articular cartilage. *Radiology*. 1997 Nov;205(2):546–50.
69. Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu C. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: relaxation times and image contrast. *AJR Am J Roentgenol*. 2004 Aug;183(2):343–51.
70. Lüsse S, Claassen H, Gehrke T, Hassenpflug J, Schünke M, Heller M, et al. Evaluation of water content by spatially resolved transverse relaxation times of human articular cartilage. *Magnetic Resonance Imaging*. 2000 May;18(4):423–30.
71. Fragonas E, Mlynárik V, Jellús V, Micali F, Piras A, Toffanin R, et al. Correlation between biochemical composition and magnetic resonance appearance of articular cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage*. 1998 Jan;6(1):24–32.
72. Nieminen MT, Töyräs J, Rieppo J, Hakumäki JM, Silvennoinen J, Helminen HJ, et al. Quantitative MR microscopy of enzymatically degraded articular cartilage. *Magn Reson Med*. 2000 May;43(5):676–81.
73. Watrin A, Ruaud JP, Olivier PT, Guingamp NC, Gonord PD, Netter PA, et al. T2 mapping of rat patellar cartilage. *Radiology*. 2001 May;219(2):395–402.
74. Keenan KE, Besier TF, Pauly JM, Han E, Rosenberg J, Smith RL, et al. Prediction of glycosaminoglycan content in human cartilage by age, T1p and T2 MRI. *Osteoarthritis Cartilage*. 2011

- Feb;19(2):171–9.
75. Nishioka H, Hirose J, Nakamura E, Oniki Y, Takada K, Yamashita Y, et al. T1 ρ and T2 mapping reveal the in vivo extracellular matrix of articular cartilage. *J Magn Reson Imaging*. 2011 Oct 11;35(1):147–55.
76. Mosher TJ, Zhang Z, Reddy R, Boudhar S, Milestone BN, Morrison WB, et al. Knee articular cartilage damage in osteoarthritis: analysis of MR image biomarker reproducibility in ACRIN-PA 4001 multicenter trial. *Radiology*. 2011 Mar;258(3):832–42.
77. Mlynárik V, Degrossi A, Toffanin R, Vittur F, Cova M, Pozzi-Mucelli RS. Investigation of laminar appearance of articular cartilage by means of magnetic resonance microscopy. *Magnetic Resonance Imaging*. 1996;14(4):435–42.
78. Henkelman RM, Stanisz GJ, Kim JK, Bronskill MJ. Anisotropy of NMR properties of tissues. *Magn Reson Med*. Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 1994 Nov 1;32(5):592–601.
79. Rubenstein JD, Kim JK, Morova-Protzner I, Stanchev PL, Henkelman RM. Effects of collagen orientation on MR imaging characteristics of bovine articular cartilage. *Radiology*. 1993 Jul;188(1):219–26.
80. Nissi MJ, Töyräs J, Laasanen MS, Rieppo J, Saarakkala S, Lappalainen R, et al. Proteoglycan and collagen sensitive MRI evaluation of normal and degenerated articular cartilage. *J Orthop Res*. Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 2004 Jan 1;22(3):557–64.
81. Lüsse S, Knauss R, Werner A, Grunder W, Arnold K. Action of compression and cations on the proton and deuterium relaxation in cartilage. *Magn Reson Med*. 1995 Apr;33(4):483–9.
82. Mosher TJ, Dardzinski BJ, Smith MB. Human articular cartilage: influence of aging and early symptomatic degeneration on the spatial variation of T2--preliminary findings at 3 T. *Radiology*. 2000 Jan;214(1):259–66.
83. Joseph GB, McCulloch CE, Nevitt MC, Heilmeyer U, Nardo L, Lynch JA, et al. A Reference Database of Cartilage 3 Tesla MRI T2 Values in Knees without Diagnostic Evidence of Cartilage Degeneration: Data from the Osteoarthritis Initiative. *Osteoarthritis Cartil*. Elsevier; 2015 Feb 10;0(0).
84. Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu C. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: relaxation times and image contrast. *AJR Am J Roentgenol*. 2004 Aug;183(2):343–51.
85. Balamoody S, Williams TG, Wolstenholme C, Waterton JC, Bowes M, Hodgson R, et al. Magnetic resonance transverse relaxation time T2 of knee cartilage in osteoarthritis at 3-T: a cross-sectional multicentre, multivendor reproducibility study. *Skeletal Radiol*. 2012 Sep 28;42(4):511–20.
86. Chang G, Wiggins GC, Xia D, Lattanzi R, Madelin G, Raya JG, et al. Comparison of a 28 Channel-Receive Array Coil and Quadrature Volume Coil for Morphologic Imaging and T2 Mapping of Knee Cartilage at 7 Tesla. *J Magn Reson Imaging*. 2012 Feb 1;35(2):441–8.
87. Oh J, Han ET, Pelletier D, Nelson SJ. Measurement of in vivo multi-component T2 relaxation times for brain tissue using multi-slice T2 prep at 1.5 and 3 T. *Magnetic Resonance Imaging*. 2006 Jan;24(1):33–43.
88. Muir H, Bullough P, Maroudas A. The distribution of collagen in human articular cartilage with some of its physiological implications. *J Bone Joint Surg Br*. 1970 Aug;52(3):554–63.
89. Detection of degenerative cartilage disease: comparison of high-resolution morphological MR and quantitative T2 mapping at 3.0 Tesla. 2013 Apr 1;:1–7.
90. Stahl R, Blumenkrantz G, Carballido-Gamio J, Zhao S, Munoz T, Hellio Le Graverand-Gastineau MP, et al. MRI-derived T2 relaxation times and cartilage morphometry of the tibio-femoral joint in subjects with and without osteoarthritis during a 1-year follow-up. *Osteoarthritis and Cartilage*.

- 2007 Nov;15(11):1225–34.
91. Armstrong CG, Mow VCA. Variations in the intrinsic mechanical properties of human articular cartilage with age, degeneration, and water content. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1982 Jan 1;64(1):88–94.
92. Pearle AD, Warren RF, Rodeo SA. Basic science of articular cartilage and osteoarthritis. *Clin Sports Med*. Elsevier; 2005 Jan;24(1):1–12.
93. Hayes CW, Parellada JA. The magic angle effect in musculoskeletal MR imaging. *Top Magn Reson Imaging*. 1996 Feb;8(1):51–6.
94. Wacker FK, Bolze X, Felsenberg D, Wolf KJ. Orientation-dependent changes in MR signal intensity of articular cartilage: a manifestation of the “magic angle” effect. *Skeletal Radiol*. 1998 Jun;27(6):306–10.
95. Xia Y. Relaxation anisotropy in cartilage by NMR microscopy (muMRI) at 14-microm resolution. *Magn Reson Med*. 1998 Jun;39(6):941–9.
96. Goodwin DW, Zhu H, Dunn JF. In vitro MR imaging of hyaline cartilage: correlation with scanning electron microscopy. *AJR Am J Roentgenol*. 2000 Feb;174(2):405–9.
97. Xia Y. Heterogeneity of cartilage laminae in MR imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2000 Jun;11(6):686–93.
98. Maier CF, Tan SG, Hariharan H, Potter HG. T2 quantitation of articular cartilage at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging*. 2003 Mar;17(3):358–64.
99. Xia Y, Moody JB, Alhadlaq H. Orientational dependence of T2 relaxation in articular cartilage: A microscopic MRI (μMRI) study. *Magn Reson Med*. Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 2002 Jan 1;48(3):460–9.
100. Apprigh S, Welsch GH, Mamisch TC, Szomolanyi P, Mayerhoefer M, Pinker K, et al. Detection of degenerative cartilage disease: comparison of high-resolution morphological MR and quantitative T2 mapping at 3.0 Tesla. *Osteoarthr Cartil*. Elsevier; 2010 Sep;18(9):1211–7.
101. Bashir A, Gray ML, Boutin RD, Burstein D. Glycosaminoglycan in articular cartilage: in vivo assessment with delayed Gd(DTPA)(2-)-enhanced MR imaging. *Radiology*. 1997 Nov;205(2):551–8.
102. Burstein D, Velyvis J, Scott KT, Stock KW, Kim YJ, Jaramillo D, et al. Protocol issues for delayed Gd(DTPA)(2-)-enhanced MRI (dGEMRIC) for clinical evaluation of articular cartilage. *Magn Reson Med*. 2001 Jan;45(1):36–41.
103. Bittersohl B, Hosalkar HS, Hughes T, Kim Y-J, Werlen S, Siebenrock KA, et al. Feasibility of T2* mapping for the evaluation of hip joint cartilage at 1.5T using a three-dimensional (3D), gradient-echo (GRE) sequence: A prospective study. *Magn Reson Med*. Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 2009 Oct;62(4):896–901.
104. Duvvuri U, Reddy R, Patel SD, Kaufman JH, Kneeland JB, Leigh JS. T1rho-relaxation in articular cartilage: effects of enzymatic degradation. *Magn Reson Med*. 1997 Dec;38(6):863–7.
105. Pedersen DR, Klocke NF, Thedens DR, Martin JA, Williams GN, Amendola A. Integrating cartilage-specific T1rho MRI into knee clinic diagnostic imaging. *Iowa Orthop J*. 2011;31:99–109.
106. Du J, Takahashi AM, Chung CB. Ultrashort TE spectroscopic imaging (UTESI): application to the imaging of short T2 relaxation tissues in the musculoskeletal system. *J Magn Reson Imaging*. Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 2009 Feb;29(2):412–21.
107. Borthakur A, Mellon E, Niyogi S, Witschey W, Kneeland JB, Reddy R. Sodium and T1ρ MRI for molecular and diagnostic imaging of articular cartilage. *NMR Biomed*. 2006;19(7):781–821.
108. Gold GE, Hargreaves BA, Stevens KJ, Beaulieu CF. Advanced magnetic resonance imaging of articular cartilage. *Orthop Clin North Am*. 2006 Jul;37(3):331–47–vi.

109. Mlynárik V, Sulzbacher I, Bittšanský M, Fuiko R, Trattinig S. Investigation of apparent diffusion constant as an indicator of early degenerative disease in articular cartilage. *J Magn Reson Imaging*. 2003 Apr;17(4):440–4.
110. Schmitt B, Zbyn S, Stelzeneder D, Jellus V, Paul D, Lauer L, et al. Cartilage quality assessment by using glycosaminoglycan chemical exchange saturation transfer and (^{23}Na) MR imaging at 7 T. *Radiology*. 2011 Jul;260(1):257–64.
111. Singh A, Haris M, Cai K, Kassey VB, Kogan F, Reddy D, et al. Chemical exchange saturation transfer magnetic resonance imaging of human knee cartilage at 3 T and 7 T. *Magn Reson Med*. 2012 Aug;68(2):588–94.
112. Fleiss JL. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. Wiley-Interscience; 1986. 1 p.
113. Cha JG, Lee JC, Kim HJ, Han JK, Lee EH, Kim YD, et al. Comparison of MRI T2 Relaxation Changes of Knee Articular Cartilage before and after Running between Young and Old Amateur Athletes. *Korean J Radiol*. 2012;13(5):594.
114. Apprich S, Mamisch TC, Welsch GH, Stelzeneder D, Albers C, Totzke U, et al. Quantitative T2 mapping of the patella at 3.0T is sensitive to early cartilage degeneration, but also to loading of the knee. *European Journal of Radiology*. 2012 Apr;81(4):e438–43.
115. Watanabe A, Boesch C, Siebenrock K, Obata T, Anderson SE. T2 mapping of hip articular cartilage in healthy volunteers at 3T: a study of topographic variation. *J Magn Reson Imaging*. 2007 Jul;26(1):165–71.
116. Lee S, Yoon YC, Kim JH. T2 mapping of the articular cartilage in the ankle: Correlation to the status of anterior talofibular ligament. *Clinical Radiology*. 2013 Mar.
117. Stelzeneder D, Messner A, Vlychou M, Welsch GH, Scheurecker G, Goed S, et al. Quantitative in vivo MRI evaluation of lumbar facet joints and intervertebral discs using axial T2 mapping. *Eur Radiol*. 2011 Jul 12;21(11):2388–95.
118. Watanabe A, Benneker LM, Boesch C, Watanabe T, Obata T, Anderson SE. Classification of Intervertebral Disk Degeneration with Axial T2 Mapping. *American Journal of Roentgenology*. 2007 Oct;189(4):936–42.
119. Frank LR, Wong EC, Luh WM, Ahn JM, Resnick D. Articular cartilage in the knee: mapping of the physiologic parameters at MR imaging with a local gradient coil—preliminary results. *Radiology*. 1999 Jan;210(1):241–6.
120. Welsch GH, Trattinig S, Paternostro-Sluga T, Bohndorf K, Goed S, Stelzeneder D, et al. Parametric T2 and T2* mapping techniques to visualize intervertebral disc degeneration in patients with low back pain: initial results on the clinical use of 3.0 Tesla MRI. *Skeletal Radiol*. 2010 Sep 28;40(5):543–51.
121. Welsch GH, Trattinig S, Scheffler K, Szomonanyi P, Quirbach S, Marlovits S, et al. Magnetization transfer contrast and T2 mapping in the evaluation of cartilage repair tissue with 3T MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2008 Oct;28(4):979–86.
122. Obara M. Next RF transmission technology“ MultiTransmit”: theory and clinical application. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai zasshi*; 2013.
123. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med*. 1999 Nov;42(5):952–62.
124. Trattinig S, Stelzeneder D, Goed S, Reissegger M, Mamisch TC, Paternostro-Sluga T, et al. Lumbar intervertebral disc abnormalities: comparison of quantitative T2 mapping with conventional MR at 3.0 T. *Eur Radiol*. 2010 Jun 19;20(11):2715–22.
125. Zarins ZA, Bolbos RI, Pialat JB, Link TM, Li X, Souza RB, et al. Cartilage and meniscus assessment using T1rho and T2 measurements in healthy subjects and patients with osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2010 Nov;18(11):1408–16.

126. Prasad AP, Nardo L, Schooler J, Joseph GB, Link TM. T1ρ and T2 relaxation times predict progression of knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2013 Jan;21(1):69–76.

AUTEUR : BERGERE Antonin

Date de Soutenance : 20 Avril 2015

Titre de la Thèse : Cartographie T2 en IRM 3T du cartilage des articulations sacro-iliaques : Etude préliminaire.

Thèse - Médecine - Lille 2015

Cadre de classement : Imagerie ostéo-articulaire

DES + spécialité : Radiodiagnostic et Imagerie médicale

Mots-clés : IRM - Cartilage - Cartographie - Sacro-iliaques - Technique

Introduction : La séquence IRM de cartographie T2 est une méthode de mesure validée de mesure de la composition du cartilage in vivo. Bien que cette séquence a prouvé son utilité sur de multiples articulations différentes, aucune étude ne s'est intéressée aux articulations sacro-iliaques. L'objectif principal de cette étude était de prouver la faisabilité et la reproductibilité de l'étude du cartilage des sacro-iliaques en utilisant une séquence de cartographie T2. L'objectif secondaire était de mettre en évidence des différences topographiques des valeurs T2.

Méthode : Des coupes axiales obliques multi échos T2 étaient acquises en IRM à 3T sur les articulations sacro-iliaques de 41 patients. En traçant des régions d'intérêt (ROI) sur les deux articulations sacro-iliaques, on obtenait la valeur T2 jusqu'à 72 régions par patient (régions antérieures et postérieures, versants sacrés, intermédiaires et iliaques). La reproductibilité intra observateur était obtenu grâce au coefficient de Fermanian et la reproductibilité inter observateur entre deux radiologues (4 ans et 7 ans d'expérience) était obtenue par la méthode de Fleiss. La comparaison de différentes régions topographiques était réalisée à l'aide de tests de Student avec un seuil de significativité $p < 0.05$.

Résultats : Les valeurs moyennes globales T2 des deux observateurs étaient de 41.9 +/- 6.5 ms et 41.6 +/- 6.6 ms. La concordance intra observateur était globalement bonne (ICC = 0.74, $p < 0.0001$). Elle était très bonne (ICC ≥ 0.91) pour 2 régions, bonne (ICC [0.90-0.71] pour 39 cas, modérée (ICC [0.70-0.51] pour 22 régions, médiocre (ICC [0.50-0.31] pour 5 régions et très mauvaise (ICC < 0.31) pour 4 régions. La concordance inter observateur était globalement bonne (ICC = 0.73, $p < 0.0001$). Elle était excellente (ICC ≥ 0.75) pour 20 régions, bonne (ICC [0.74-0.6] pour 36 régions, modérée (entre 0.59 et 0.4) dans 14 régions et mauvaise (ICC < 0.4) pour 2 régions. La valeur T2 du versant iliaque (42.8 ms) du cartilage était significativement supérieure aux versants sacré et intermédiaire (40.1 et 39.5 ms, $p < 0.0001$). La valeur T2 de la région moyenne de l'articulation (42.9 ms) était significativement supérieure aux régions supérieure (39.5 ms) et inférieure (41.3 ms) ($p < 0.0001$). Il n'existait pas de différence significative entre les articulations droites et gauches (40.9 et 40.8 ms).

Conclusion : Notre étude démontre la faisabilité et la bonne reproductibilité d'une séquence de cartographie T2 des articulations sacro-iliaques à 3T. Les différences topographiques démontrées méritent d'être confrontées à des données cliniques, biomécaniques et anatomiques.

Composition du Jury :

Président : Madame le Professeur Anne Cotten

Assesseurs : Monsieur le Professeur Bernard Cortet

Monsieur le Professeur Xavier Demondion

Monsieur le Dr Guillaume Lefebvre