



HAL
open science

Analyse des facteurs de qualité des IRM sacro-iliaques : impact de la séquence et de l'antenne sur la qualité d'image selon le morphotype

Marine Bravetti

► **To cite this version:**

Marine Bravetti. Analyse des facteurs de qualité des IRM sacro-iliaques : impact de la séquence et de l'antenne sur la qualité d'image selon le morphotype. Sciences du Vivant [q-bio]. 2015. hal-01732185

HAL Id: hal-01732185

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732185v1>

Submitted on 14 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITE DE LORRAINE

FACULTE DE MEDECINE DE NANCY

Année 2015

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

par

Marine BRAVETTI

le 20 Novembre 2015

**Analyse des facteurs de qualité des IRM sacro-iliaques :
impact de la séquence et de l'antenne sur la qualité d'image selon le
morphotype**

Examineurs de la thèse :

Président : M. le Professeur Alain BLUM

Juges : M. le Professeur Damien LOEUILLE

M. le Docteur Pedro TEIXEIRA

Mme. le Docteur Anne CHANSON



Doyen de



Président de l'Université de Lorraine
:
Professeur Pierre MUTZENHARDT

la Faculté de Médecine
Professeur Marc BRAUN

Vice-doyens

Pr Karine ANGIOI-DUPREZ, Vice-Doyen
Pr Marc DEBOUVERIE, Vice-Doyen

Assesseurs :

Premier cycle : Dr Guillaume GAUCHOTTE

Deuxième cycle : Pr Marie-Reine LOSSER

Troisième cycle : Pr Marc DEBOUVERIE

Innovations pédagogiques : Pr Bruno CHENUÉL

Formation à la recherche : Dr Nelly AGRINIER

Animation de la recherche clinique : Pr François ALLA

Affaires juridiques et Relations extérieures : Dr Frédérique CLAUDOT

Vie Facultaire et SIDES : Dr Laure JOLY

Relations Grande Région : Pr Thomas FUCHS-BUDER

Etudiant : M. Lucas SALVATI

Chargés de mission

Bureau de docimologie : Dr Guillaume GAUCHOTTE

Commission de prospective facultaire : Pr Pierre-Edouard BOLLAERT

Universitarisation des professions paramédicales : Pr Annick BARBAUD

Orthophonie : Pr Cécile PARIETTI-WINKLER

PACES : Dr Chantal KOHLER

Plan Campus : Pr Bruno LEHEUP

International : Pr Jacques HUBERT

=====

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jean-Bernard DUREUX - Professeur Jacques ROLAND - Professeur Patrick NETTER

Professeur Henry COUDANE

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain AUBREGE - Gérard BARROCHE - Alain BERTRAND - Pierre BEY

Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL - Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE

Jean-Louis BOUTROY - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT -

François CHERRIER - Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS

Jean-Bernard DUREUX - Gérard FIEVE - Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER

Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Oliéro GUERCI - Claude HURIET

Christian JANOT - Michèle KESSLER - François KOHLER - Jacques LACOSTE - Henri LAMBERT - Pierre LANDES

Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE - Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS

Jean-Pierre MALLIÉ - Michel MANCIAUX - Philippe MANGIN - Pierre MATHIEU - Michel MERLE - Denise

MONERET-VAUTRIN - Pierre MONIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN

- Gilbert PERCEBOIS

Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON – François PLENAT - Jean-Marie POLU - Jacques POUREL Jean PREVOT - Francis RAPHAEL - Antoine RASPILLER – Denis REGENT - Michel RENARD - Jacques ROLAND
René-Jean ROYER - Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT - Michel SCHWEITZER - Daniel SIBERTIN-BLANC - Claude SIMON Danièle SOMMELET - Jean-François STOLTZ - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Hubert UFFHOLTZ - Gérard VAILLANT Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET – Jean-Pierre VILLEMOT - Michel WAYOFF - Michel WEBER
=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Pierre BEY - Professeur Marc-André BIGARD – Professeur Jean-Pierre CRANCE
Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE – Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ – Professeure Simone GILGENKRANTZ Professeur Philippe HARTEMANN - Professeure Michèle KESSLER - Professeur Jacques LECLÈRE
Professeur Alain LE FAOU – Professeure Denise MONERET-VAUTRIN - Professeur Pierre MONIN
Professeur Jean-Pierre NICOLAS - Professeur Luc PICARD – Professeur François PLENAT - Professeur Jacques POUREL Professeur Michel SCHMITT – Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC - Professeur Paul VERT - Professeur Michel VIDAILHET

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Professeur Gilles GROSDIDIER - Professeur Marc BRAUN

2^{ème} sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Professeur Bernard FOLIGUET – Professeur Christo CHRISTOV

3^{ème} sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDECINE

1^{ère} sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER

2^{ème} sous-section : (*Radiologie et imagerie médecine*)

Professeur Michel CLAUDON – Professeure Valérie CROISÉ-LAURENT

Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER - Professeur René ANXIONNAT

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR

2^{ème} sous-section : (*Physiologie*)

Professeur François MARCHAL – Professeur Bruno CHENUÉL – Professeur Christian BEYAERT

4^{ème} sous-section : (*Nutrition*)

Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT - Professeure Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (*Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière*)

Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIÉWSKI – Professeure Evelyne SCHVOERER

2^{ème} sous-section : (*Parasitologie et Mycologie*)

Professeure Marie MACHOUART

3^{ème} sous-section : (*Maladies infectieuses ; maladies tropicales*)

Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD – Professeure Céline PULCINI

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (*Épidémiologie, économie de la santé et prévention*)

Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN

Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA

2^{ème} sous-section : (*Médecine et santé au travail*)

Professeur Christophe PARIS

3^{ème} sous-section : (*Médecine légale et droit de la santé*)

Professeur Henry COUDANE

4^{ème} sous-section : (*Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication*)

Professeure Eliane ALBUISSON – Professeur Nicolas JAY

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Professeur Pierre FEUGIER

2^{ème} sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY - Professeur Didier PEIFFERT

Professeur Frédéric MARCHAL

3^{ème} sous-section : (Immunologie)

Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1^{ère} sous-section : (Anesthésiologie - réanimation ; médecine d'urgence)

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Gérard AUDIBERT

Professeur Thomas FUCHS-BUDER – Professeure Marie-Reine LOSSER

2^{ème} sous-section : (Réanimation ; médecine d'urgence)

Professeur Alain GERARD - Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Bruno LÉVY – Professeur Sébastien GIBOT

3^{ème} sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)

Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET – Professeur J.Y. JOUZEAU (*pharmacien*)

4^{ème} sous-section : (Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)

Professeur François PAILLE – Professeur Faiez ZANNAD - Professeur Patrick ROSSIGNOL

49^{ème} Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET RÉÉDUCATION

1^{ère} sous-section : (Neurologie)

Professeur Hervé VESPIGNANI - Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE

Professeur Luc TAILLANDIER - Professeur Louis MAILLARD – Professeure Louise TYVAERT

2^{ème} sous-section : (Neurochirurgie)

Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE – Professeur Olivier KLEIN

Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS

3^{ème} sous-section : (Psychiatrie d'adultes ; addictologie)

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymond SCHWAN

4^{ème} sous-section : (Pédopsychiatrie ; addictologie)

Professeur Bernard KABUTH

5^{ème} sous-section : (Médecine physique et de réadaptation)

Professeur Jean PAYSANT

50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{ère} sous-section : (Rhumatologie)

Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE

2^{ème} sous-section : (Chirurgie orthopédique et traumatologique)

Professeur Daniel MOLE - Professeur Didier MAINARD - Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS

3^{ème} sous-section : (Dermato-vénéréologie)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeure Annick BARBAUD

4^{ème} sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)

Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

1^{ère} sous-section : (Pneumologie ; addictologie)

Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT

2^{ème} sous-section : (Cardiologie)

Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE

Professeur Nicolas SADOUL - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET – Professeur Edoardo CAMENZIND

3^{ème} sous-section : (Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)

Professeur Thierry FOLLIGUET – Professeur Juan-Pablo MAUREIRA

4^{ème} sous-section : (Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)

Professeur Denis WAHL – Professeur Sergueï MALIKOV

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1^{ère} sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

3^{ème} sous-section : (Néphrologie)

Professeure Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT

4^{ème} sous-section : (Urologie)

Professeur Jacques HUBERT – Professeur Pascal ESCHWEGE

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE ET CHIRURGIE GÉNÉRALE

1^{ère} sous-section : (Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN - Professeur Athanase BENETOS

Professeure Gisèle KANNY – Professeure Christine PERRET-GUILLAUME

2^{ème} sous-section : (Chirurgie générale)

Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

54^{ème} Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1^{ère} sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET

Professeur Cyril SCHWEITZER – Professeur Emmanuel RAFFO – Professeure Rachel VIEUX

2^{ème} sous-section : (Chirurgie infantile)

Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE

3^{ème} sous-section : (Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Olivier MOREL

4^{ème} sous-section : (Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)

Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55^{ème} Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{ère} sous-section : (Oto-rhino-laryngologie)

Professeur Roger JANKOWSKI – Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER

2^{ème} sous-section : (Ophtalmologie)

Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeure Karine ANGIOI

3^{ème} sous-section : (Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)

Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeure Muriel BRIX

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

61^{ème} Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Professeur Walter BLONDEL

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeur Jean-Marc BOIVIN

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeur associé Paolo DI PATRIZIO

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON – Docteure Manuela PEREZ

2^{ème} sous-section : (Cytologie et histologie)

Docteur Edouard BARRAT - Docteure Françoise TOUATI – Docteure Chantal KOHLER

3^{ème} sous-section : (Anatomie et cytologie pathologiques)

Docteure Aude MARCHAL – Docteur Guillaume GAUCHOTTE

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDECINE

1^{ère} sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Docteur Jean-Claude MAYER - Docteur Jean-Marie ESCANYE

2^{ème} sous-section : (Radiologie et imagerie médecine)

Docteur Damien MANDRY – Docteur Pedro TEIXEIRA

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Docteure Sophie FREMONT - Docteure Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN

Docteure Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA – Docteur Abderrahim OUSSALAH

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Docteur Mathias POUssel – Docteure Silvia VARECHOVA

3^{ème} sous-section : (Biologie Cellulaire)

Docteure Véronique DECOT-MAILLERET

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)

Docteure Véronique VENARD – Docteure Hélène JEULIN – Docteure Corentine ALAUZET

2^{ème} sous-section : (Parasitologie et mycologie (type mixte : biologique))

Docteure Anne DEBOURGOGNE (*sciences*)

3^{ème} sous-section : (Maladies Infectieuses ; Maladies Tropicales)

Docteure Sandrine HENARD

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (Epidémiologie, économie de la santé et prévention)

Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE – Docteure Frédérique CLAUDOT – Docteur Cédric BAUMANN

Docteure Nelly AGRINIER

2^{ème} sous-section (Médecine et Santé au Travail)

Docteure Isabelle THAON

3^{ème} sous-section (Médecine légale et droit de la santé)

Docteur Laurent MARTRILLE

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Hématologie ; transfusion : option hématologique (type mixte : clinique))

Docteur Aurore PERROT

2^{ème} sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique))

Docteure Lina BOLOTINE

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Docteur Christophe PHILIPPE – Docteure Céline BONNET

48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

2^{ème} sous-section : (Réanimation ; Médecine d'Urgence)

Docteur Antoine KIMMOUN (*stagiaire*)

3^{ème} sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)

Docteure Françoise LAPICQUE – Docteur Nicolas GAMBIER – Docteur Julien SCALA-BERTOLA

4^{ème} sous-section : (Thérapeutique ; Médecine d'Urgence ; Addictologie)

Docteur Nicolas GIRERD (*stagiaire*)

50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{ère} sous-section : (Rhumatologie)

Docteure Anne-Christine RAT

3^{ème} sous-section : (Dermato-vénéréologie)

Docteure Anne-Claire BURSZTEJN

4^{ème} sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)

Docteure Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

3^{ème} sous-section : (Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire)

Docteur Fabrice VANHUYSE

4^{ème} sous-section : (Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)

Docteur Stéphane ZUILY

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1^{ère} sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)

Docteur Jean-Baptiste CHEVAUX

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1^{ère} sous-section : (Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; médecine générale ; addictologie)

Docteure Laure JOLY

55^{ème} Section : OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Oto-Rhino-Laryngologie)

Docteur Patrice GALLET (*stagiaire*)

=====

MAÎTRE DE CONFÉRENCE DES UNIVERSITÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Docteure Elisabeth STEYER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5^{ème} Section : SCIENCES ÉCONOMIQUES

Monsieur Vincent LHUILLIER

19^{ème} Section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Joëlle KIVITS

60^{ème} Section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE, GÉNIE CIVIL

Monsieur Alain DURAND

61^{ème} Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Monsieur Jean REBSTOCK

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Madame Marie-Claire LANHERS – Monsieur Pascal REBOUL – Monsieur Nick RAMALANJAONA

65^{ème} Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Monsieur Jean-Louis GELLY - Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE

Monsieur Christophe NEMOS - Madame Natalia DE ISLA - Madame Nathalie MERCIER – Madame Céline HUSELSTEIN

66^{ème} Section : PHYSIOLOGIE

Monsieur Nguyen TRAN

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale

Docteure Sophie SIEGRIST - Docteur Arnaud MASSON - Docteur Pascal BOUCHE

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeure Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)
Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)

Professeure Maria DELIVORIA-
PAPADOPOULOS (1996)
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Université d'Hô Chi Minh-Ville (VIËTNAM)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume-Uni)
Professeur Yunfeng ZHOU (2009)
Université de Wuhan (CHINE)
Professeur David ALPERS (2011)
Université de Washington (U.S.A)
Professeur Martin EXNER (2012)
Université de Bonn (ALLEMAGNE)

A notre Maître et Président de Thèse

Monsieur le Professeur Alain BLUM

Professeur de Radiodiagnostic et Imagerie médicale

Vous nous avez fait un très grand honneur en acceptant de présider notre jury de thèse et de nous confier ce sujet.

Nous espérons avoir été à la hauteur de vos attentes.

Nous tenons à vous remercier pour votre aide et vos conseils pour ce travail mais également pour l'enseignement que vous nous avez apporté dans votre service.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Damien LOEUILLE

Professeur de Rhumatologie

Nous sommes très sensible à l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger notre travail.

Nous avons eu le plaisir de partager vos connaissances lors de réunions pluridisciplinaires.

Qu'il nous soit possible d'exprimer ici notre gratitude et notre profond respect.

A notre Juge

Monsieur le Docteur Pedro GONDIM TEIXEIRA

Maître de conférences – Praticien Hospitalier

Spécialiste en Radiodiagnostic et Imagerie Médicale

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger notre thèse.

Nous vous remercions de votre sympathie, votre disponibilité tout au long de nos semestres d'internat et au cours de l'élaboration de cette thèse.

Que ce soit pour nous l'occasion de vous exprimer notre reconnaissance et notre respect.

A notre Juge

Madame le Docteur Anne Chanson

Docteur en Radiologie et Imagerie Médicale

Vous nous faites le grand plaisir et l'honneur d'accepter de juger cette thèse.

Nous avons pu apprécier tout au long de notre internat vos qualités humaines et professionnelles.

Qu'il nous soit possible d'exprimer ici notre gratitude et notre plus profond respect.

Remerciements :

A mes Maîtres d'Internat

Monsieur le Professeur René Anxionnat
Monsieur le Professeur Alain Blum
Monsieur le Professeur Serge Bracard
Monsieur le Professeur Marc Braun
Monsieur le Professeur Michel Claudon
Monsieur le Professeur Philippe Cluzel
Madame le Professeur Valérie Croisé-Laurent
Monsieur le Professeur Denis Régent
Monsieur le Docteur Philippe Bassnagel
Monsieur le Docteur Sinan Ben Mahmoud
Monsieur le Docteur Jean-Yves Thisse

Et à leurs collaborateurs qui ont participé à ma formation

Madame le Docteur Sabine Aptel - Madame le Docteur Caroline Aubriot-Sellal - Madame le Docteur Charlotte Barbier - Monsieur le Docteur Christophe Bazin - Madame le Docteur Sylvie Béot - Monsieur le Docteur Hervé Boccaccini - Madame le Docteur Anne Chanson - Madame le Docteur Anne-Laure Derelle - Monsieur le Docteur Jean Even – Monsieur le Docteur Bruno Fagnez - Madame le Docteur Marie-Agnès Gallois – Monsieur le Docteur Frédéric Geissler - Monsieur le Docteur Alban Gervaise – Monsieur le Docteur Pedro Gondim Teixeira - Madame le Docteur Marion Grandhaye - Madame le Docteur Christine Grentzinger - Monsieur le Docteur Bruno Grignon - Monsieur le Docteur François Jausset - Monsieur le Docteur Rachid Kechidi - Madame le Docteur Sophie Lecocq-Teixeira - Monsieur le Docteur Grégory Lesanne - Monsieur le Docteur Vincent Lombard - Monsieur le Docteur Matthias Louis - Monsieur le Docteur Guillaume Lux - Monsieur le Docteur Damien Mandry - Madame le Docteur Laurence Mainard - Madame le Docteur Alix Martin-Bertaux - Monsieur le Docteur Jean-Baptiste Meyer - Madame le Docteur Andrea Moisei - Monsieur le Docteur Guillaume Oldrini - Monsieur le Docteur Alexandre Oliver - Monsieur le Docteur Xavier Orry - Monsieur le Docteur Benoît Osemont - Madame le Docteur Marie-Alexia Ottenin - Madame le Docteur Isabelle Petit – Madame le Docteur Sylvie Petit Denet - Monsieur le Docteur Francis Pierucci - Madame le Docteur Sophie Planel - Madame le Docteur Ariane Raymond - Madame le Docteur Emmanuelle Schmitt - Madame le Docteur Caroline Sellal - Madame le Docteur Andréa Sido – Madame le Docteur Luminata Teodor - Monsieur le Docteur Samuel Tissier - Monsieur le Docteur Romain Tonelet

A mes parents

A Dominique, Morgane, Anne-Lise, Rachel, Marc et Laurent

A Guillaume, Lou, Victor, Chiara, Margot, Louis, Gabriel

A mes grands- parents

A ma famille

A mes amis

A mes co-internes de radiologie

A mes co-internes de cardiologie et de l'internat de Thionville

A toutes les équipes de manipulateurs et de secrétaires des services de Radiologie de Guilloz, de Brabois Adultes, de l'Hôpital d'enfants, de Neuroradiologie, de la Polyclinique de Majorelle et du service de Médecine nucléaire de l'Hôpital de Metz-Mercy, ainsi qu'à tout le personnel paramédical du service de Cardiologie de l'Hôpital Bel Air.

SERMENT

« **A**u moment d'être admise à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions.

J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçue à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonorée et méprisée si j'y manque ».

SOMMAIRE

1. Résumé	16
2. Introduction	17
3. Matériel et Méthodes	19
4. Résultats	23
5. Discussion	25
6. Conclusion	27
7. Figures et tableaux	28
8. Références bibliographiques	35
9. Article en français	37

1. Abstract

Protocol Optimization of Sacroiliac joint 3T MR Imaging : impact of Body Mass Index on Image Quality Using Different Sequences and Coils.

Objective. To evaluate the impact of coil design and motion-resistant sequences on the quality of sacroiliac MRI in patients with spondyloarthropathy.

Subjects and Methods. 121 patients with suspected sacroiliitis and referred for MRI of the sacroiliac joints were prospectively evaluated with 3T MR. Conventional and motion-resistant FSE T2 weighted fat-saturated sequences were performed with two different coils (body and surface flexible). Image quality was subjectively evaluated by two independent readers using a four-point scale. Logistic regression analysis was used to study the influence of various instrumental variables on image quality. Confidence in the identification of bone marrow edema pattern (BMEP) was also evaluated subjectively using a three-point scale.

Results. The use of a body coil led to an increase in image quality compared to the surface coil of 14.1 to 30.4 % for reader one 14.6 to 25.7 % for reader two ($p < 0.0001$). The impact of the sequence type on quality was also statistically significant ($p = 0.0046$). BMEP was identified in 40 cases and the best inter-reader agreement was seen when a body coil was used with motion-resistant T2 sequence (kappa 0.990). The smallest number of indeterminate BMEP zones was seen in the image set acquired with the body coil and motion-resistant T2.

Conclusion. Body coil and motion-resistant T2 sequences performed better than surface coil and conventional T2 sequences for the evaluation of sacroiliac joints, increasing confidence in the identification of BMEP.

2. Introduction

Spondyloarthropathies comprise a large group of chronic inflammatory rheumatic diseases, including ankylosing spondylitis, reactive arthritis, arthritis or spondylitis associated with inflammatory bowel disease, and psoriatic arthritis, as well as undifferentiated spondyloarthritis (1). Active inflammatory lesions such as bone marrow edema/osteitis, synovitis, enthesitis and capsulitis associated with spondyloarthropathies can be detected by MRI (2). The most recent ASAS classification criteria for axial spondyloarthritis includes bone marrow edema pattern (BMEP) on MRI as a criterion for the diagnosis of early stage disease (3). The presence of BMEP on MRI is also one of the criteria needed for the introduction of immunotherapy in these patients (4). With the growing importance of the identification of BMEP for early diagnosis of spondyloarthropathies and for the introduction of TNF alpha-blocker therapy, the number of sacroiliac MRI studies is ever-increasing.

Despite the growing role of MRI in the evaluation of patients with spondyloarthropathies, the optimal acquisition protocol for sacroiliac MRI is still debated (5,6). Although T2 short tau inversion recovery (STIR) is classically used for sacroiliac joint imaging, various types of T2 weighted fat-saturated sequences (T2 with selective fat saturation pulse, gradient echo) also perform well in the identification of BMEP and structural joint anomalies (7). The use of motion-resistant sequences could improve the quality of sacroiliac MRI regardless of the sequence type and fat saturation used (8,9). The issue of coil selection also needs further consideration. Most studies have used spine- or body-phased array coils; however, surface flexible multichannel coils may be a valid alternative for sacroiliac MRI. Coil performance is dependent on various factors including patient body habitus and there are no clear guidelines on the optimal coil choice for sacroiliac imaging. A high body mass index (BMI) and motion artifacts could have a negative impact on the detection of BMEP, with important clinical consequences (10,11).

In this study, we sought to evaluate the impact of coil design and motion-resistant sequences on the quality of sacroiliac MRI in patients with spondyloarthritis. Two coil types and two T2 weighted sequences were tested using a 3T MRI scanner. The influence of patient body habitus was considered in the analysis by correlating image quality and BMI.

3. Material and Methods

Patients

From February to July 2013, 121 consecutive patients who underwent sacroiliac joint MR imaging were retrospectively evaluated. Patients had either suspected inflammatory joint disease (n = 93) or a previous diagnosis of sacroiliitis and were being assessed for the evaluation of treatment response (n=28). Patients had been referred by rheumatologists (n = 111), orthopedic surgeons (n =3), and general practitioners (n = 7). Weight (Kg) and height (m) of all patients included were collected during an interview just before MR examination by the MR technician. Patients whose height and weight were not recorded were excluded from the study. Body mass index was calculated by dividing weight by the square of height.

Patients with MRI contraindications and those with incomplete studies were not included. The images used in this study were acquired during the evaluation of a 3T MR scanner to be installed in our institution. New coil models and sequences were at our disposal with the potential to change clinical acquisition protocols in use in the department. Initially these images were acquired to determine optimal coil/sequence options during the trial and application training of our staff after the installation of the new scanner. These images were then retrospectively evaluated. In our institution, retrospective and anonymous evaluation of conventional clinical images does not require ethics committee approval.

Acquisition protocol

Imaging was performed with a 3T MR (General Electric Discovery MR 750w GEM) with two types of coil: a body phased-array coil (GEM posterior array, General Electric Discovery) and a flexible surface coil (GEM flex coil, General Electric Discovery). The phased-array body coil was an emitter-receiver coil composed of an anterior part with 36 channels and a posterior part embedded in the scanning table with 40 channels. The flexible coil was a

surface receive-only coil composed of 16 channels positioned under the lower back with the patient in dorsal decubitus. The patient's knees were flexed to reduce lumbar lordosis and diminish the distance between the sacroiliac joint and the coil surface (Fig. 1).

The sacroiliac joints are imaged in a para-coronal plane perpendicular to the superior plateau of the first sacral vertebra. Using both the body and the surface coils two para-coronal T2 weighted fat-saturated sequences of the sacroiliac joints were performed. A classic Fast spin echo sequence and a motion-resistant sequence with linear k-space filling and inherent self-navigation and motion correction (periodically rotated overlapping parallel lines - PROPELLER, General Electric healthcare). Thus, four different image sets were available for each patient. The FOV (200×200 mm), matrix (320×320), slice thickness (3.5 mm) and gap (0.5 mm) were the same for all acquisitions. Bandwidths varied according to field strength or the use of fat saturation. A detailed description of the acquisition parameters used is presented in Table 1.

Para-coronal T1-weighted, and eventually post-contrast T1 weighted fat-saturated sequences were also performed as a part of the standard sacroiliac MR study. These images were not evaluated in this study. Other findings associated with sacroiliitis, such as erosions and fatty marrow change were not considered.

Qualitative analysis

Two radiologists with 8 years and 3 years of clinical experience evaluated all images independently on a PACS workstation (Impax AGFA Technical Imaging Systems, Ridgefield Park, NJ). A training session took place before readouts with 10 cases not included in the study to assure homogeneous data analysis. Four different sets of images were displayed simultaneously (body coil with conventional and motion-resistant T2 fat-sat; surface coil with conventional and motion-resistant T2 fat-sat). A radiologist not participating in the readouts

set the location of each set of images on the screen randomly. All images from each acquisition were considered in the analysis.

Readers were blinded to the clinical data and the acquisition parameters of the images evaluated (all annotations were toggled off). There were no time constraints to the readouts.

For each of the four image sets available, quality was graded on a 4-point scale (12):

- 4 – Excellent quality;
- 3 – Diagnostic image with good quality;
- 2 – Sub-optimal quality hampering analysis;
- 1 – Non-diagnostic image.

Image quality was judged based on the presence of motion artifacts, susceptibility artifacts, pulsation artifacts, and bone contour blurring. The readers were also asked to select, independently from the quality grading the image set with the best overall quality.

The identification of BMEP was also evaluated by the readers. BMEP was defined as a clear bone marrow signal hyperintensity in one or more slices compared to normal appearing bone marrow visualized elsewhere in the study region. Only peri-articular BMEP zones were considered. The presence of BMEP was assessed using the following 3-point scale (13) :

- 0 – no BMEP ;
- 1 – Questionable BMEP ;
- 2 – Definite BMEP .

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using R Development Core Team software (version 3.0.1 2013). Pearson's Chi-squared test was used for the comparison of best image set choice between the readers. Kappa coefficients were calculated to assess the intra- and inter-observer variability. Quantitative results were presented as mean \pm standard deviation.

Logistic regression analysis was used to study the influence of various instrumental variables (e.g. type of coil, type of T2 sequence, reader, sex and BMI) on image quality. For this analysis, images graded 1 and 2 were considered inappropriate for diagnosis as opposed to those graded 3 and 4. A p value of 0.05 was considered as the threshold of statistical significance

4. Results

The mean patient age was 36.7 years (range, 15.8–78.4 years), and there were 78 females (64.4%) and 43 males (35.6%), with a sex ratio of 1:1.81. Weight varied from 42 to 138 kg (mean 70 ± 16 kg). BMI varied from 17.5 to 53.2 (mean 24.6 ± 4.9). Inter- and intra-observer variability were considered good (ICC 0.734 and 0.734, respectively).

Coil and sequence selection had a significant impact on the quality of sacroiliac MR images. Table 2 shows the mean quality score for the four image sets evaluated for both readers. Regardless of the sequence type, the use of a body coil led to an increase in image quality compared to the surface coil of 14.1 to 30.4 % for reader one 14.6 to 25.7 % for reader two. This variation was statistically significant ($p < 0.0001$). The impact of the sequence type on quality was statistically significant but to a lesser degree than that of coil choice ($p = 0.0046$). When the body coil was used, motion-resistant sequences offered a higher quality than the conventional T2 sequence, with 10.1% and 17.6% increases in quality for readers two and one respectively. When the flexible surface coil was used, motion-resistant sequences led to a non-significant decrease in image quality (1.5 and 3.2% for readers one and two, respectively). Image quality was significantly lower in patients with higher BMI regardless of coil and sequence options ($p < 0.0001$). Patient sex and the reader did not influence image quality significantly ($p = 0.926$ and 0.088 respectively).

Table 3 demonstrates the coefficients of the logistic model used to study the influence of various variables on image quality.

The use of motion-resistant sequences decreased the quality loss with higher BMI, an effect that was particularly important with the surface coil (Fig. 2). Using the surface coil, image quality was considered to hamper analysis (grades 1 and 2) in 65.9% and 68% of patients with

a BMI over 25 for readers one and two, respectively (Fig. 3). It is worth noting that in 40 cases there were field inhomogeneity artifacts in the upper corners of images acquired with the surface coil. Field inhomogeneity artifacts were not seen with body coil (Fig. 4).

The best overall image set was obtained when a body coil was used with motion-resistant T2 sequence with a mean quality score of 3.6 ± 0.5 and 3.3 ± 0.7 for readers one and two. This image set was preferred in 99 out of 121 cases for reader one and in 95 out of 121 cases for reader two. The differences in best data set selection between the readers were not statistically significant ($p = 0.721$). BMEP was identified in 40 of the patients evaluated by both readers. Agreement between the readers in the grading of BMEP varied in the different image sets. The best agreement was seen when a body coil was used with motion-resistant T2 sequence (kappa 0.990). The kappa values of the image sets acquired with body coil and conventional T2 sequence, with the flexible surface and conventional and motion-resistant T2 were 0.989, 0.973 and 0.972. The smallest number of indeterminate BMEP zones was seen in the image set acquired with the body coil and motion-resistant T2 for both readers (Fig. 5). Table 4 demonstrates BMEP grades in the image sets for both readers.

5. Discussion

Coil and sequence choice had a significant influence on the image quality of sacroiliac MRI, with coil selection having the most significant effect ($p < 0.0001$ and 0.0046 , respectively). The best image quality was obtained when a body-phased array coil was used in association with motion-resistant T2 sequence in all BMI levels studied. This coil/sequence combination yielded the best inter-observer agreement for BMEP detection with the least questionable BMEP zones, demonstrating the clinical importance of the findings. This information is useful to help optimize the acquisition protocol for sacroiliac MRI with potential impact on the diagnostic performance particularly in patients with high BMI.

Multi-channel flexible surface coils are increasingly available (14). They are versatile and can be used to evaluate various joints and body areas (15). Due to their flexibility, the coils adapt to patient anatomy, increasing field homogeneity. Despite these advantages and optimal patient positioning, in over 60% of cases in which surface flexible coils were used, the image quality was considered sub-optimal hampering analysis. This is probably related to the particular anatomic disposition of the sacroiliac joint (16). Image quality over the fibrous portion of the sacroiliac joint, which is located postero-superiorly is optimal with surface coils. There is a considerable quality degradation on the synovial portion of this joint, located antero-inferiorly, deeper and farther away from the coil surface. This is likely to explain the lower quality performance of surface coils with respect to body coils.

Radial k-space sampling with parallel data lines rotating around the center allows correction of spatial inconsistencies created by patient motion (17). Data indicating through-plane motion based on correlation measurement are rejected; in addition, the redundant acquisitions of the k space center are used for 2D navigation and in plane motion is corrected using rigid registration (18). Manufacturers use various acronyms to refer to these sequences (e.g.

PROPELLER , JET, RADAR, BLADE, MultiVan) used for abdomino-pelvic, brain and musculoskeletal imaging (19–21). The impact of this type of sequence on sacroiliac MRI quality was positive overall, particularly among patients with higher BMI. This is probably related to the higher signal-to-noise ratio offered by these sequences due to redundant coding of the k space center. Reduction of motion-related blurring (patient motion, intestinal motion and iliac artery pulsation) may also contribute to the image quality improvement obtained with these sequences (22,23).

This study has various limitations. First and most importantly, the evaluation was performed with coils and sequences provided by one single constructor. Although the results are valid for similar coils and sequence types from other vendors, the influence on quality may vary. Fat saturation with STIR sequences were classically used for sacroiliac joint imaging and were not evaluated in this study. Sequences with selective pulse fat-saturation are, however, commonly used in musculoskeletal and sacroiliac joint imaging (7). As fat-saturation was not among the image quality criteria considered in the analysis, this is not likely to have influenced the results presented. Also, a limited number of coil and sequence types (e.g. T1 weighted, post gadolinium T1 weighted fat-saturated sequences) was evaluated due the retrospective nature of the study. Finally, other imaging findings of sacro-iliitis such as erosions and sclerosis were not evaluated. Although these findings remain important only BMEP is the only indispensable finding for the diagnosis of sacroiliitis in the ASAS criteria and for the introduction of immunotherapy (3).

6. Conclusion

In conclusion, body coils and motion-resistant T2 sequences performed better than surface coils and conventional T2 sequences in the evaluation of sacroiliac joints. Image quality was significantly better with this protocol and this effect was particularly noticeable in patients with high BMI. Fewer cases of questionable BMEP were identified with body coil and motion-resistance sequences, which also yielded the best inter-observer agreement for BMEP identification, underscoring the clinical importance of these findings.

7. Figures and tables

Fig. 1 – Photographs demonstrating the coils used and patient positioning.

A) Phased array body coil with an anterior component placed over the patient and a posterior component integrated into the examination table.

B) Patient positioning for acquisition with the flexible surface coil. Note that the patient's legs are semi-flexed and supported by a cushion to reduce lumbar lordosis and reduce the distance between the sacroiliac joint and the coil surface.

C) Flexible surface coil.



Fig 2 – Linear regression of exponential decay, for the image quality of the four data sets correlated with the BMI. A drop in image quality was seen with higher BMI regardless of the sequence/coil options. Note the improvement in image quality on higher BMI when motion-resistant sequences were used. This effect was more noticeable with the surface coil.

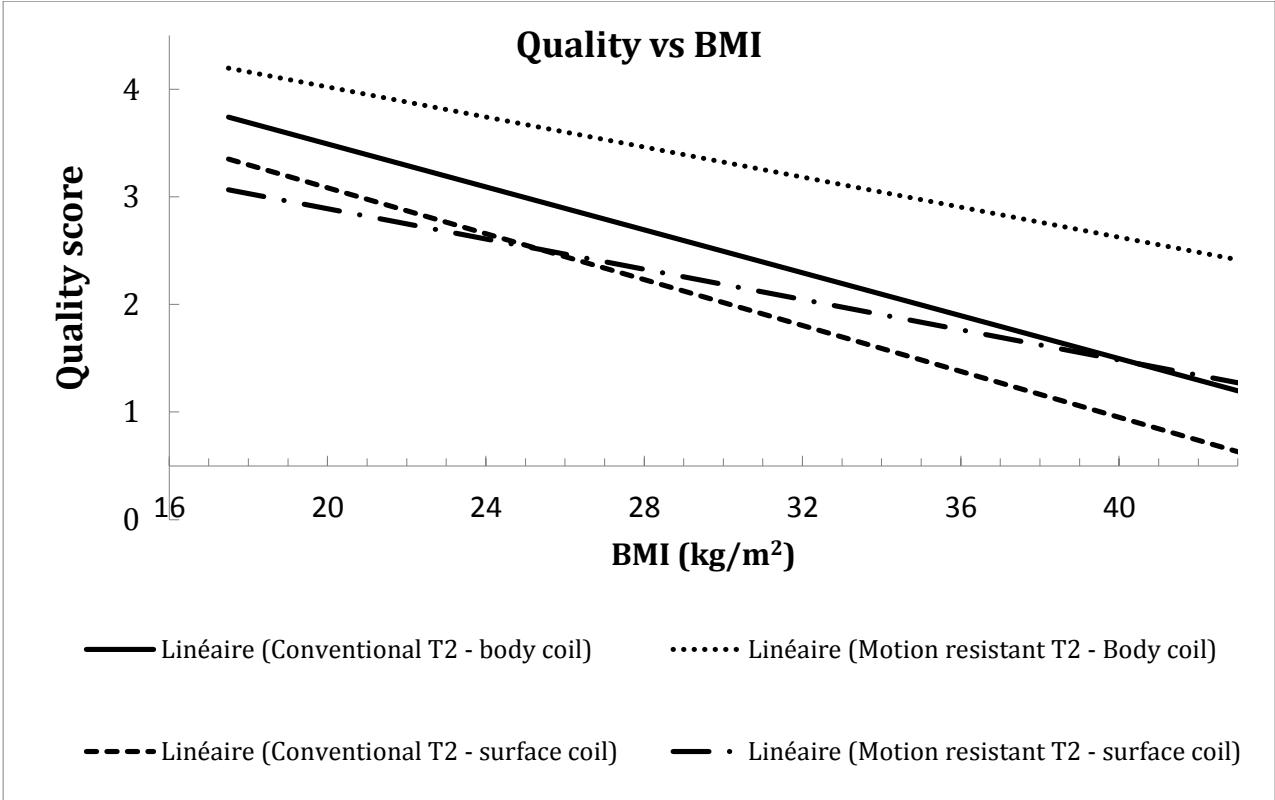


Fig. 3 – 31-year-old female with a BMI of 53, presenting chronic lower back and gluteal pain.

A and B) Para coronal T2 weighted fat-saturated images acquired with a body coil using conventional and motion-resistant T2, respectively. Note that the signal-to-noise ratio is better when motion-resistant T2 is used (B)

C and D) Para coronal T2 weighted fat-saturated images acquired with a flexible surface coil using conventional and motion-resistant T2, respectively. A significant drop in image quality with respect to body coil acquisitions can be seen, particularly in the upper-right corners of the sacroiliac joints. Regardless of coil-related loss in quality, motion-resistant sequences still offer a noticeable quality improvement, which is particularly evident on the left sacroiliac joint (red circles).

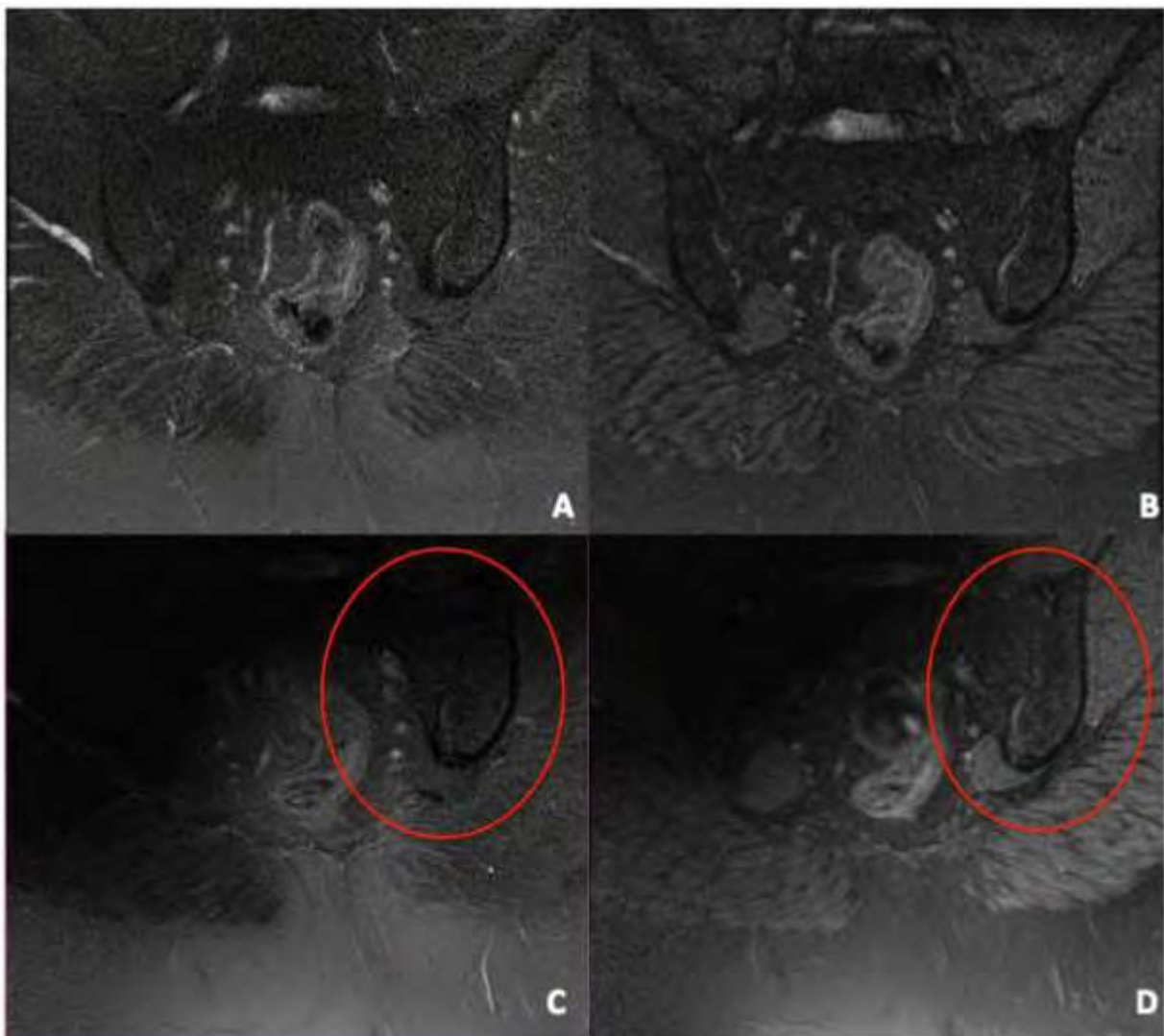


Fig. 4 – 35-year-old male, with a BMI of 28, presenting inflammatory lower back and gluteal pain over several months. A and B) Para coronal T2 weighted fat-saturated image using motion-resistant T2 acquired with a body coil and surface coils, respectively. An area of signal loss compatible with magnetic field inhomogeneity is seen at the upper-right corner of image B) (red circle). Unequivocal bilateral foci of BMEP are seen in both images (arrows).

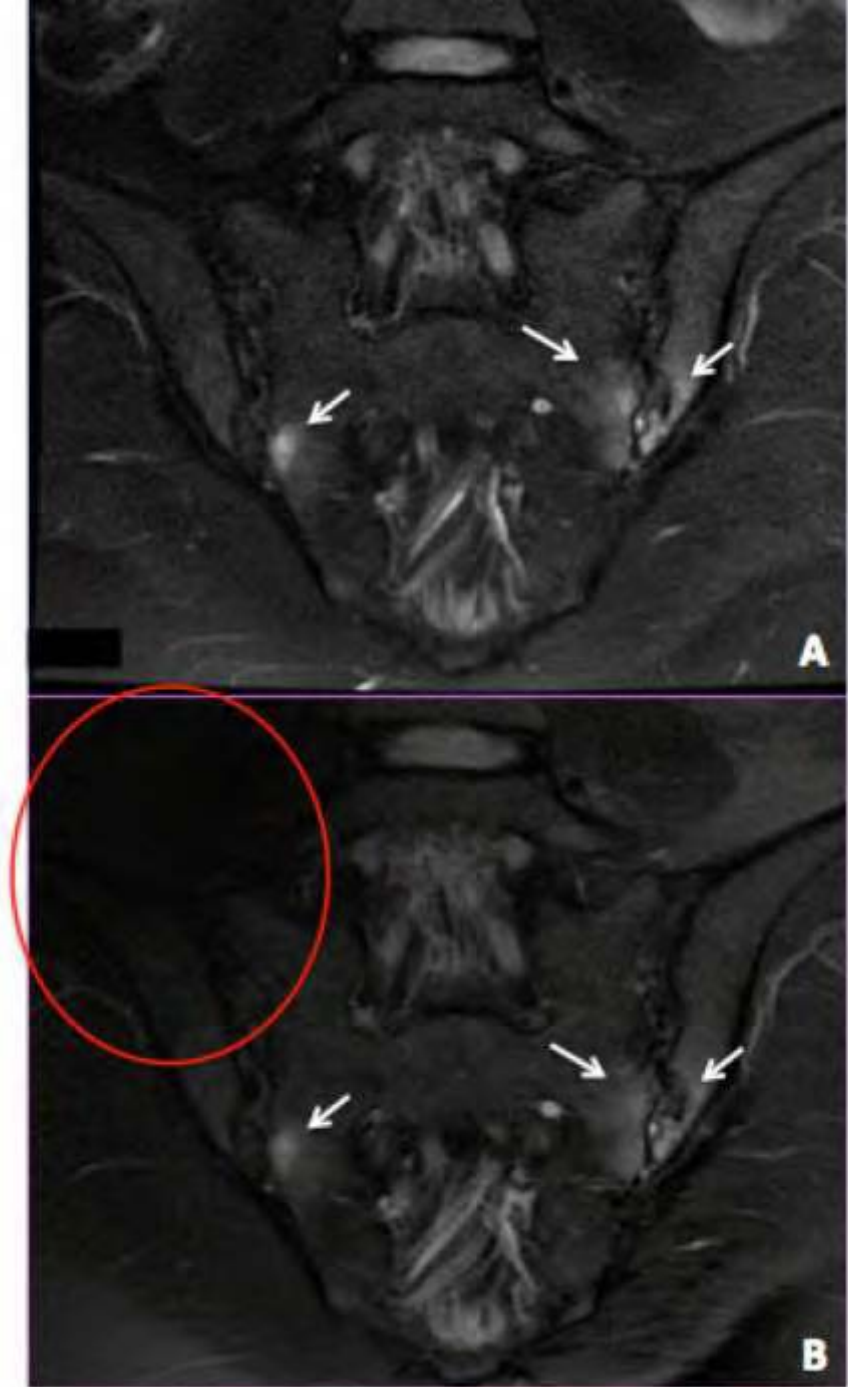


Fig. 5 – 26 year-old HLA B27-positive male with a BMI of 27 presenting with dorsal pain. A and B) Para coronal T2-weighted fat-saturated images acquired with a body coil using conventional and motion-resistant T2, respectively. C and D) Para coronal T2-weighted fat-saturated images acquired with a flexible surface coil using conventional and motion-resistant T2, respectively. There are focal spots of BMEP adjacent to the left sacroiliac joint (arrows). These anomalies are better seen on images B and D and are indistinct on image C.

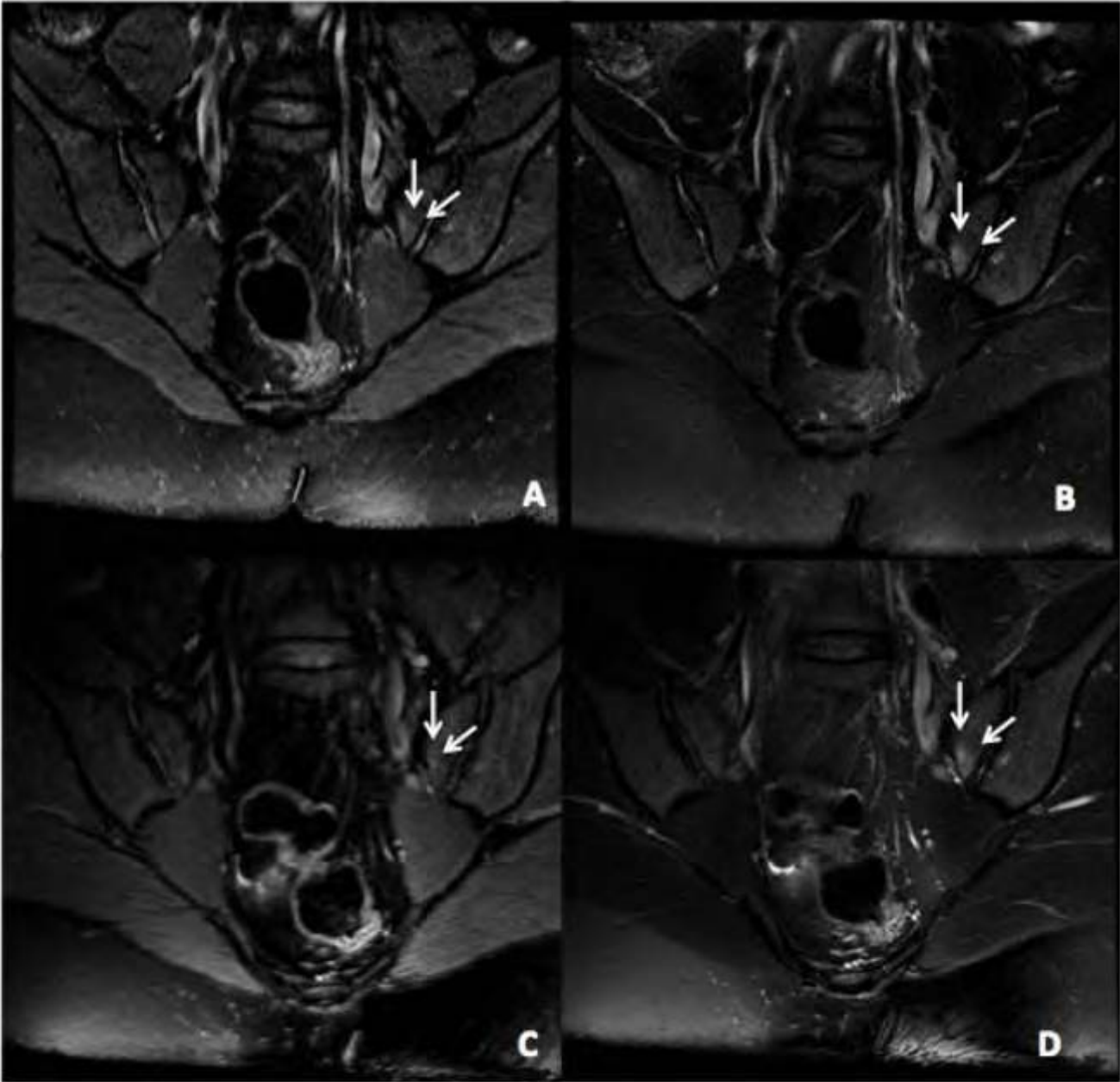


Table 1 – Acquisition protocol details.

	TR/ TE (ms) / FA (°)	Acquisition time (s)	Bandwidth (Hz)	Matrix (mm) / FOV (mm)
Conventional T2 - Body coil	2807/37/90	87	83	320 x 320 / 200 x 200
Motion-resistant T2 - Body coil	5661/115/90	77	42	320 x 320 / 200 x 200
Conventional T2 - Surface coil	2396/38/90	85	83	320 x 320 / 200 x 200
Motion-resistant T2 - Surface coil	4090/115/90	74	42	320 x 320 / 200 x 200

TR: repetition time, TE: echo time, FA: flip angle, FOV: field of view

Table 2 - Mean image quality scores on the four data sets evaluated.

	Mean quality (\pm standard deviation)	
	Reader 1	Reader 2
Conventional T2 - Body coil	3,04 (\pm 0,89)	3,01 (\pm 0,81)
Motion-resistant T2 - Body coil	3,69 (\pm 0,57)	3,34 (\pm 0,76)
Conventional T2 - Surface coil	2,61 (\pm 0,90)	2,56 (\pm 0,82)
Motion-resistant T2 - Surface coil	2,57 (\pm 0,77)	2,48 (\pm 0,87)

Table 3 – Linear regression analysis: influence of various factors on image quality.

	Estimate (SE)	Odds ratio (97,5% CI)	P value
Intercept	7,61 (0,41)	2042 (921-4681)	< 0,0001
Flexible coil	- 1,83 (0,12)	0,161 (0,125-0,205)	< 0,0001
Linear k space filling	-0,32 (0,11)	0,724 (0,579-0,905)	0,004
Sex	-0,01 (0,12)	0,989 (0,784-1,250)	0,08
BMI	-0,23 (0,01)	0,802 (0,778-0,825)	< 0,0001

CI: Confidence Interval, Intercept: Mean of the baseline, SE: Standard error

Estimate: coefficient estimates for each corresponding effect in the model

Table 4 – BMEP scores in the image sets for both readers.

	Reader 1			Reader 2			Kappa
	0	1	2	0	1	2	
Conventional T2 - Body coil	81	8	32	81	8	32	0.989
Motion-resistant T2 - Body coil	81	3	37	81	5	35	0.99
Conventional T2 - Surface coil	84	6	31	84	7	32	0.973
Motion-resistant T2 - Surface coil	83	7	31	83	8	30	0.972

0 – no BMEP

1 – questionable BMEP

2 – definite BMEP.

8. References

1. Haibel H, Rudwaleit M, Sieper J. [Outcome parameters in ankylosing spondylitis]. *Z Für Rheumatol*. 2006 Mar;65(2):131–4, 136–8.
2. Lacout A, Rousselin B, Pelage J-P. CT and MRI of Spine and Sacroiliac Involvement in Spondyloarthropathy. *Am J Roentgenol*. 2008 Oct;191(4):1016–23.
3. Rudwaleit M, Jurik AG, Hermann K-GA, Landewé R, van der Heijde D, Baraliakos X, et al. Defining active sacroiliitis on magnetic resonance imaging (MRI) for classification of axial spondyloarthritis: a consensual approach by the ASAS/OMERACT MRI group. *Ann Rheum Dis*. 2009 Oct;68(10):1520–7.
4. Braun J, Sieper J. Ankylosing spondylitis. *Lancet*. 2007 Apr 21;369(9570):1379–90.
5. Jans L, van Langenhove C, Van Praet L, Carron P, Elewaut D, Van Den Bosch F, et al. Diagnostic value of pelvic enthesitis on MRI of the sacroiliac joints in spondyloarthritis. *Eur Radiol*. 2014 Apr;24(4):866–71.
6. Carmona R, Harish S, Linda DD, Ioannidis G, Matsos M, Khalidi NA. MR Imaging of the Spine and Sacroiliac Joints for Spondyloarthritis: Influence on Clinical Diagnostic Confidence and Patient Management. *Radiology*. 2013 Oct;269(1):208–15.
7. Giraud C, Magnaldi S, Weber M, Puchner A, Platzgummer H, Kainberger F, et al. Optimizing the MRI protocol of the sacroiliac joints in Spondyloarthritis: which para-axial sequence should be used? *Eur Radiol*. 2015 Apr 28;
8. Lane BF, Vandermeer FQ, Oz RC, Irwin EW, McMillan AB, Wong-You-Cheong JJ. Comparison of sagittal T2-weighted BLADE and fast spin-echo MRI of the female pelvis for motion artifact and lesion detection. *AJR Am J Roentgenol*. 2011 Aug;197(2):W307–13.
9. Dietrich TJ, Ulbrich EJ, Zanetti M, Fucentese SF, Pfirrmann CWA. PROPELLER Technique to Improve Image Quality of MRI of the Shoulder. *Am J Roentgenol*. 2011 Dec 1;197(6):W1093–100.
10. Carucci LR. Imaging obese patients: problems and solutions. *Abdom Imaging*. 2013 Aug;38(4):630–46.
11. Uppot RN, Sahani DV, Hahn PF, Gervais D, Mueller PR. Impact of Obesity on Medical Imaging and Image-Guided Intervention. *Am J Roentgenol*. 2007 Feb;188(2):433–40.
12. Fujimoto K, Koyama T, Tamai K, Morisawa N, Okada T, Togashi K. BLADE acquisition method improves T2-weighted MR images of the female pelvis compared with a standard fast spin-echo sequence. *Eur J Radiol*. 2011 Dec;80(3):796–801.
13. Ng CS, Palmer CR. Assessing diagnostic confidence: a comparative review of analytical methods. *Acad Radiol*. 2008 May;15(5):584–92.
14. Rubin SJ, Totterman SM, Meyers SP, Hartley DF. Magnetic resonance imaging of the hip with a pelvic phased-array surface coil: a technical note. *Skeletal Radiol*. 1998 Feb;27(2):77–82.
15. Alley MT, Grist TM, Swan JS. Development of a phased-array coil for the lower extremities. *Magn Reson Med Off J Soc Magn Reson Med Soc Magn Reson Med*. 1995 Aug;34(2):260–7.
16. Cohen AS, McNeill JM, Calkins E, Sharp JT, Schubart A. The “normal” sacroiliac joint. Analysis of 88 sacroiliac roentgenograms. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*.

1967 Jul;100(3):559–63.

17. Deng J, Larson AC. Multishot targeted PROPELLER magnetic resonance imaging: description of the technique and initial applications. *Invest Radiol.* 2009 Aug;44(8):454–62.
18. Tamhane AA, Arfanakis K. Motion correction in periodically-rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) and turbo-prop MRI. *Magn Reson Med Off J Soc Magn Reson Med Soc Magn Reson Med.* 2009 Jul;62(1):174–82.
19. Nitz WR. [Magnetic resonance imaging. Sequence acronyms and other abbreviations in MR imaging]. *Radiol.* 2003 Sep;43(9):745–63, quiz 764–5.
20. Bayramoglu S, Kilickesmez O, Cimilli T, Kayhan A, Yirik G, Islim F, et al. T2-weighted MRI of the upper abdomen: comparison of four fat-suppressed T2-weighted sequences including PROPELLER (BLADE) technique. *Acad Radiol.* 2010 Mar;17(3):368–74.
21. Vertinsky AT, Rubesova E, Krasnokutsky MV, Bammer S, Rosenberg J, White A, et al. Performance of PROPELLER relative to standard FSE T2-weighted imaging in pediatric brain MRI. *Pediatr Radiol.* 2009 Oct;39(10):1038–47.
22. Arfanakis K, Tamhane AA, Pipe JG, Anastasio MA. k-space undersampling in PROPELLER imaging. *Magn Reson Med Off J Soc Magn Reson Med Soc Magn Reson Med.* 2005 Mar;53(3):675–83.
23. Fritz J, Henes JC, Thomas C, Clasen S, Fenchel M, Claussen CD, et al. Diagnostic and Interventional MRI of the Sacroiliac Joints Using a 1.5-T Open-Bore Magnet: A One-Stop-Shopping Approach. *Am J Roentgenol.* 2008 Dec;191(6):1717–24.

9. Article en français

Analyse des facteurs de qualité des IRM sacro-iliaques : impact de la séquence et de l'antenne sur la qualité d'image selon le morphotype

Résumé

But. déterminer la modalité technique d'exploration optimale de l'IRM des sacro-iliaques en fonction du morphotype du patient, chez les patients adressés pour recherche de spondylarthropathie.

Sujets et méthodes. 121 patients adressés pour une IRM des sacro-iliaques à la recherche d'une sacro-iliite inflammatoire ont bénéficié sur une IRM 3T de plusieurs types d'acquisition. Des séquences pondérées T2 FSE avec saturation du signal de la graisse ont été réalisées de manière conventionnelle d'une part, puis avec une acquisition spécifique résistante aux mouvements d'autre part. Chacune de ces deux séquences ont été réalisées avec deux types d'antennes (antenne corps et antenne flexible surfacique). Le poids et la taille de chaque patient étaient enregistrés. La qualité d'image était évaluée par 2 lecteurs indépendants selon une échelle en 4 grades. Un modèle de régression linéaire a été utilisé pour étudier les facteurs influençant la qualité d'image. La confiance en la présence d'un œdème osseux était également évaluée de manière subjective, par une échelle en 3 grades.

Résultats. L'utilisation de l'antenne corps permet une amélioration de la qualité d'image comparativement à l'antenne surfacique flexible, de 14.1 à 30.4 % pour le lecteur 1 et de 14.6 à 25.7 % pour le lecteur 2 ($p < 0.0001$). Il y avait également une différence significative en terme de qualité selon le type de séquence utilisée ($p = 0.0046$). La présence d'un œdème osseux était identifiée chez 40 patients avec une bonne corrélation inter observateur et une

meilleure confiance dans le diagnostic avec l'utilisation de l'antenne corps et de la séquence résistante aux artéfacts de mouvement (κ 0.990).

Conclusion. Les acquisitions réalisées avec l'antenne corps et la séquence T2 résistante aux mouvements permettent une meilleure qualité d'image que celles réalisées avec l'antenne de surface, et les séquences T2 conventionnelles.

Introduction

Les spondylarthropathies sont des rhumatismes inflammatoires partageant des caractéristiques communes comme des facteurs génétiques et l'atteinte privilégiée de l'enthèse. Cette famille comprend la spondylarthrite ankylosante, les rhumatismes associés aux maladies inflammatoires chroniques intestinales (MICI), dont la maladie de Crohn et la rectocolite hémorragique, le rhumatisme psoriasique, les arthrites réactionnelles, les spondylarthropathies juvéniles, le syndrome SAPHO et les spondylarthrites indifférenciées (1). Elles ont la particularité d'atteindre préférentiellement le squelette axial et donc le rachis et les articulations sacro-iliaques.

L'atteinte peut donc être détectée précocement par l'IRM des sacro-iliaques, et cela, avant la survenue de lésions structurelles constituées (2). En effet cela permet la détection précoce d'anomalies inflammatoires de la moelle osseuse juxta-articulaire (stade pré-érosif). Il s'agira de rechercher la présence d'un « œdème osseux » apparaissant en hypersignal T2 sur les séquences réalisées avec saturation du signal de la graisse. Les recommandations les plus récentes de la classification ASAS (Assessment of SpondyloArthritis international Society) retiennent la détection de sacro-iliite et donc la présence d'un œdème osseux à l'IRM comme étant un critère majeur pour le diagnostic précoce de spondylarthropathie axiale (3). Avec l'avènement des immunothérapies, qui instaurées précocement permettent de freiner l'évolution vers des lésions chroniques constituées (destructrices comme les érosions, ou de réparation comme la sclérose et l'ankylose), la détection de cet œdème osseux prend tout son sens.

L'œdème osseux est de plus un critère pour le suivi des spondylarthropathies chroniques puisqu'il montre s'il s'agit d'une atteinte inflammatoire active ou non. Il est donc également très utile dans le suivi de l'efficacité des immunothérapies (4). C'est ce qui explique

l'augmentation constante du nombre d'IRM des sacro-iliaques actuellement demandées par nos confrères rhumatologues.

Malgré cette demande exponentielle d'exams, le protocole optimal d'acquisition de ce type d'IRM est encore débattu (5,6). Classiquement, une acquisition en T2 avec court temps d'inversion (T2 short tau inversion recovery : STIR) est réalisée, ou d'autres séquences pondérées T2 avec saturation du signal de la graisse en écho de gradient (7).

Or, la performance de la détection de l'œdème et la confiance en la présence d'une anomalie lorsqu'un hypersignal T2 est visualisé, dépendent de la qualité de l'examen.

L'utilisation de séquences résistantes aux mouvements permet d'améliorer la qualité des images en IRM ostéo-articulaire, sans que cela n'ait été encore démontré à notre connaissance pour l'IRM des sacro-iliaques (8,9). De plus, le type d'antenne utilisé doit être pris en considération. Les études sont le plus souvent réalisées avec une antenne rachis ou une antenne corps. Cependant, l'utilisation d'une antenne surfacique flexible peut être considérée comme une alternative à valider.

Enfin, la qualité d'image dépend souvent en imagerie de l'indice de masse corporelle, avec un impact le plus souvent négatif et des conséquences cliniques importantes (10,11).

Le but de cette étude était donc d'évaluer l'impact de l'antenne et de la séquence sur la qualité d'image des IRM sacro-iliaques chez des patients avec une suspicion de sacro-iliite, dans le cadre de spondylarthropathie, en fonction de leur morphotype.

Deux types d'antennes et de séquences pondérées T2 ont été testées sur une IRM 3-Teslas.

Sujets et méthodes

Patients

De février à juillet 2013, 121 patients ayant eu dans notre service une IRM des sacro iliaques ont été inclus consécutivement. Les patients étaient adressés pour une suspicion de rhumatisme inflammatoire de type spondylarthropathie (n = 93) ou pour réévaluer une sacro-iliite connue (n=28). Les patients étaient adressés par des rhumatologues (n = 111), des chirurgiens orthopédiques (n =3), et des médecins traitants (n = 7). Le poids et la taille des patients étaient demandés avant l'examen et consignés par le manipulateur. L'indice de masse corporelle était calculé en divisant le poids par la taille au carré.

Les patients avec des contre-indications à l'IRM et avec une étude incomplète étaient exclus.

Protocole d'acquisition

Les images ont été réalisées avec une IRM 3 Teslas (General Electric Discovery MR 750w GEM) avec deux types d'antennes: une antenne de type phased-array dite antenne corps (GEM posterior array, General Electric Discovery) et une antenne surfacique flexible (GEM flex coil, General Electric Discovery). L'antenne corps était de type émetteur receveur avec une partie antérieure de 36 canaux et une partie postérieure située dans la table d'examen, de 40 canaux. L'antenne flexible était une antenne réceptrice surfacique avec 16 canaux positionnée sous le patient installé en décubitus dorsal. Les genoux des patients était fléchis afin de diminuer la lordose lombaire et de réduire la distance entre les articulations sacro-iliaques et l'antenne de surface (Fig. 1).

Les séquences ont été acquises dans un plan para-coronal, perpendiculaire au plateau supérieur de la première vertèbre sacrée. Avec chaque antenne, deux séquences para-coronales pondérées T2 avec saturation du signal de la graisse ont été réalisées. Une séquence

classique Fast spin écho (FSE) et une séquence résistante aux mouvements, avec remplissage redondant de l'espace k, correction de l'auto navigation (periodically rotated overlapping parallel lines - PROPELLER, General Electric healthcare). Ainsi, quatre acquisitions différentes ont été réalisées pour chaque patient. La FOV (200 × 200 mm), la matrice (320 × 320), l'épaisseur (3.5 mm) étaient les mêmes pour chaque acquisition. La description détaillée des paramètres d'acquisition se trouve dans le tableau 1.

Une séquence para-coronale pondérée T1 et éventuellement une séquence après injection de chélates de gadolinium étaient également réalisées, en fonction du protocole standard. Ces images n'ont pas été évaluées dans notre étude.

Les autres caractéristiques associées à une sacro-iliite comme des érosions, des plages de transformation graisseuse, n'ont pas été considérées dans notre étude. Seule la présence de plages d'œdème osseux était considérée.

Analyse qualitative

Deux radiologues, de 8 et 3 ans d'expérience ont évalué les images indépendamment sur une station PACS (Impax AGFA Technical Imaging Systems, Ridgefield Park, NJ).

Les quatre séquences acquises ont été analysées simultanément, les lecteurs étant en « aveugle » de la séquence réalisée.

Les lecteurs étaient également en aveugle des renseignements cliniques et des paramètres d'acquisition. Il n'y avait pas de contrainte de temps pour les lecteurs. Pour chaque séquence la qualité était gradée selon une échelle standardisée en 4 échelons (12) :

4 – qualité excellente.

3 – image de bonne qualité avec quelques artéfacts ne gênant pas le diagnostic.

2 – image de qualité moyenne avec quelques artéfacts ne gênant pas le diagnostic.

1 – image de mauvaise qualité, ne permettant pas le diagnostic.

La qualité d'image était évaluée en se basant sur la présence d'artéfacts de mouvements, de susceptibilité magnétique, de pulsatilité ainsi que la précision et la résolution en contraste.

Les lecteurs devaient aussi déterminer quelle était la meilleure séquence des quatre réalisées, en fonction de la qualité d'image.

L'identification de l'œdème osseux était évaluée par les lecteurs. La définition de la présence de l'œdème osseux est définie comme une hyperintensité sur plus de deux coupes du versant sacré ou iliaque de l'articulation.

La confiance en la présence ou l'absence d'œdème osseux était gradée selon l'échelle suivante (13) :

0 – pas d'œdème.

1 – œdème douteux.

2 – présence d'un œdème.

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée en utilisant le programme R Development Core Team (version 3.0.1 2013). Un test du Chi 2 était utilisé pour la comparaison entre les différentes images en terme de qualité. Le coefficient kappa a été calculé afin de mesurer la variabilité intra observateur.

Un test de régression logistique a été utilisé afin de rechercher l'influence sur la qualité d'images des différentes variables (type d'antenne, type de séquence, lecteur, indice de masse corporelle, sexe). Une valeur de p à moins de 0,05 était considérée comme étant statistiquement significative.

Résultats

L'âge moyen des patients était de 36.7 ans (15.8–78.4 ans), et il y avait 78 femmes (64.4%) et 43 hommes (35.6%), avec un sex- ratio à 1:1.81. Le poids variait entre 42 et 138 kg (moyenne 70 ± 16 kg). L'indice de masse corporelle variait entre 17.5 et 53.2 (24.6 ± 4.9). La variabilité intra et inter observateur était considérée comme bonne (respectivement 0.734 et 0.734).

Le type d'antenne et de séquence avait un impact significatif sur la qualité des images. Le tableau 2 montre la qualité moyenne pour les quatre images chez les deux lecteurs. Quel que soit le type de séquence pondérée T2, l'utilisation d'une antenne corps améliore la qualité comparativement à une antenne surfacique de 14.1 à 30.4 % pour le lecteur 1 et de 14.6 à 25.7 % pour le lecteur 2. Cette variation était statistiquement significative ($p < 0.0001$). L'impact du type de séquence pondérée T2 était également statistiquement significative, mais à un moindre degré que le type d'antenne ($p = 0.0046$). Quand l'antenne corps était utilisée, la séquence résistante aux mouvements permettait une meilleure qualité que la séquence T2 conventionnelle avec une amélioration de la qualité d'image passant de 10.1% à 17.6%. Quand l'antenne flexible était utilisée, la séquence résistante aux mouvements conduisait à une diminution non significative de la qualité d'images (1.5 et 3.2% pour les lecteurs 1 et 2 respectivement).

La qualité d'image était moins bonne chez les patients avec un indice de masse corporelle élevé, et cela indépendamment du type de séquence ou d'antenne ($p < 0.0001$). Le sexe des patients ou le lecteur n'avaient pas d'impact sur la qualité d'image ($p = 0.926$ et 0.088 respectivement).

Le tableau 3 montre le coefficient de régression linéaire pour la qualité des images en fonction des différentes variables de l'étude.

L'utilisation de l'antenne flexible diminue la qualité d'image et cela d'autant plus que les patients ont un indice de masse corporelle élevé (Fig. 2). En utilisant cette antenne, la qualité d'image est insuffisante (grade 1 et 2) chez 65.9% et 68% des patients avec un indice de masse corporelle au-dessus de 25 chez les lecteurs 1 et 2 respectivement. (Fig. 3). De plus, chez 40 patients, un artéfact d'inhomogénéité a été retrouvé dans le coin supérieur sur les séquences acquises avec l'antenne flexible. Il n'y a pas eu ce type d'artéfact avec l'antenne corps (Fig. 4).

La qualité d'image était la plus importante avec l'antenne corps couplée avec la séquence résistante aux mouvements avec une qualité moyenne de 3.6 ± 0.5 et 3.3 ± 0.7 respectivement pour le lecteur 1 et 2. Cette association était préférée pour 99 des 121 patients pour le lecteur 1 et pour 95 patients pour le lecteur 2. La différence n'était pas significative entre les deux lecteurs ($p = 0.721$).

Un œdème osseux était identifié chez 40 patients pour les deux lecteurs. La confiance en la présence de cet œdème variait cependant selon le type d'acquisition. La confiance en l'œdème était plus forte avec l'antenne corps couplée à la séquence T2 résistante aux mouvements (kappa 0.990). Les valeurs de kappa trouvées avec l'antenne corps et la séquence conventionnelle T2, l'antenne de surface et la séquence conventionnelle T2, l'antenne de surface et la séquence T2 résistante aux mouvements étaient respectivement de 0.989, 0.973 et 0.972. Il y a eu moins de patients avec un œdème osseux classé comme « incertain » chez les patients avec une acquisition avec l'antenne corps couplée à la séquence T2 résistante aux mouvements et cela pour les deux lecteurs (Fig. 5). Le tableau 4 montre la confiance en l'œdème osseux en fonction des types d'acquisition pour les deux lecteurs.

Discussion

Le choix de l'antenne et de la séquence ont une influence significative sur la qualité d'image des IRM des sacro-iliaques, et c'est le choix de l'antenne qui a l'impact le plus significatif (respectivement $p < 0.0001$ et 0.0046). La meilleure qualité d'image est obtenue avec l'antenne corps et la séquence résistante aux mouvements quel que soit l'indice de masse corporelle. Cette combinaison permet également la meilleure corrélation inter observateur en ce qui concerne la confiance dans la présence d'un œdème osseux. C'est avec cette combinaison qu'il y a le moins de doute quant à la présence ou l'absence d'un œdème osseux des sacro-iliaques, ce qui démontre l'importance clinique de cette étude. En effet cela permet ainsi d'optimiser au mieux le protocole d'acquisition, y compris pour les personnes chez qui il était difficile d'avoir habituellement un examen de qualité, notamment les patients avec un indice de masse corporelle élevé.

Les antennes flexibles surfaciques ont une utilisation en constante progression actuellement, notamment en imagerie ostéo articulaire (14). Elles ont été testées et sont désormais utilisées pour diverses articulations périphériques et pour le tronc (15). Grâce à leur flexibilité, elles permettent de s'adapter à l'anatomie du patient, et d'améliorer l'homogénéité du champ. Malgré ces avantages, et l'optimisation de la position du patient, dans 60% des cas de notre étude, la qualité d'image a été considérée comme sous optimale pour le diagnostic. Cela est probablement dû à l'anatomie et à l'orientation de l'articulation sacro-iliaque (16). La qualité d'image était optimale sur la portion fibreuse, postéro-supérieure de l'interligne articulaire. Mais il y avait une dégradation significative de la portion synoviale antéro-inférieure, plus profonde et éloignée de la zone de réception de l'antenne surfacique. C'est ce qui expliquait la moins bonne performance de ce type d'antenne, comparativement aux antennes corps.

Le remplissage radiaire de l'espace k permet la correction des incohérences dans l'espace secondaire aux mouvements des patients (17). Les données acquises dans le plan du mouvement sont détectées, puisque l'espace k est acquis de manière redondante, et si il existe des incohérences entre deux répétitions (du fait du mouvement), elles sont rejetées (18). Ces séquences, qui ont plusieurs acronymes selon les constructeurs (exemple : PROPELLER , JET, RADAR, BLADE, MultiVan) sont largement utilisées en imagerie abdomino-pelvienne, musculo-squelettique, et en neuroradiologie (19–21).

L'impact de ce type de séquence sur la qualité d'images en IRM des sacro-iliaques est globalement positif, notamment chez les patients avec un indice de masse corporelle élevé. C'est probablement du fait de l'augmentation du rapport signal sur bruit, permis par le codage redondant de l'espace k. De plus, ces séquences résistantes aux mouvements permettent une réduction des artéfacts cinétiques (mouvements des patients, péristaltisme intestinal, pulsativité des vaisseaux iliaques) et donc une amélioration de la qualité d'images (22,23).

Cette étude a plusieurs limites. D'une part, la comparaison entre séquences et antennes ne s'est faite que chez un constructeur. Il conviendrait de réaliser une étude comparative chez d'autres constructeurs, afin de voir si les conclusions sont les mêmes. De plus, les séquences pondérées T2 les plus souvent réalisées dans l'exploration des sacro-iliaques sont des séquences de type STIR (avec court temps d'inversion récupération). Dans notre service, nous utilisons plutôt des séquences de type FSE, ce qui est une acquisition de routine en imagerie ostéo articulaire (7). Comme la qualité de la saturation du signal de la graisse n'était pas un critère pour la gradation de la qualité d'image, cela n'a pas d'impact sur les résultats de notre étude.

De plus, nous n'avons pas testé tous les types de séquences et d'antennes disponibles: en effet l'impact sur le diagnostic positif de sacro-iliite des séquences pondérées T1 ainsi que des séquences réalisées après injection de gadolinium n'a pas été évalué dans notre étude.

Enfin, seul l'œdème osseux a été étudié: nous n'avons pas testé les autres critères diagnostics de sacro-iliite comme la présence d'une sclérose sous-chondrale, d'érosions des interlignes articulaires. Nous avons fait ce choix car la présence ou l'absence d'œdème est le critère fondamental retenu par les critères ASAS, puisqu'il s'agit du critère permettant de diagnostiquer une atteinte inflammatoire active et donc l'introduction d'une immunothérapie (3).

Conclusion

L'antenne corps et la séquence pondérée T2 non sensible aux mouvements permet une meilleure qualité d'images que les acquisitions réalisées avec une antenne surfacique et une séquence pondérée T2 conventionnelle dans l'exploration des sacro-iliaques.

La qualité d'image est meilleure de façon significative avec ce protocole et cela d'autant plus que les patients ont un indice de masse corporelle élevé.

Les deux observateurs avaient pour plusieurs patients une meilleure confiance en la présence ou l'absence d'œdème osseux avec ce protocole, notamment chez des patients pour qui le diagnostic était douteux avec les autres types d'acquisition. Cela a permis ainsi un diagnostic de sacro-iliite active, ce qui a eu un impact direct clinique et thérapeutique.

Figures

Fig. 1 – Les photographies montrent les antennes utilisées et le positionnement adéquat du patient.

A) Antenne corps avec une composante antérieure placée devant le patient et une composante postérieure intégrée dans la table d'examen de l'IRM.

B) Positionnement du patient avec l'antenne surfacique flexible. A noter que les jambes du patient sont semi-fléchies, afin de réduire la lordose lombaire et donc la distance entre les articulations sacro-iliaques et l'antenne.

C) Antenne surfacique flexible.



Fig 2 – Courbe de régression linéaire entre la qualité d’image et l’indice de masse corporelle pour les quatre types d’acquisition. Une dégradation de la qualité est observée dans tous les cas avec l’augmentation de l’indice de masse corporelle. Cependant, l’utilisation d’une séquence résistante aux artéfacts de mouvements permet une amélioration de la qualité d’images chez les patients avec un indice de masse corporelle élevé.

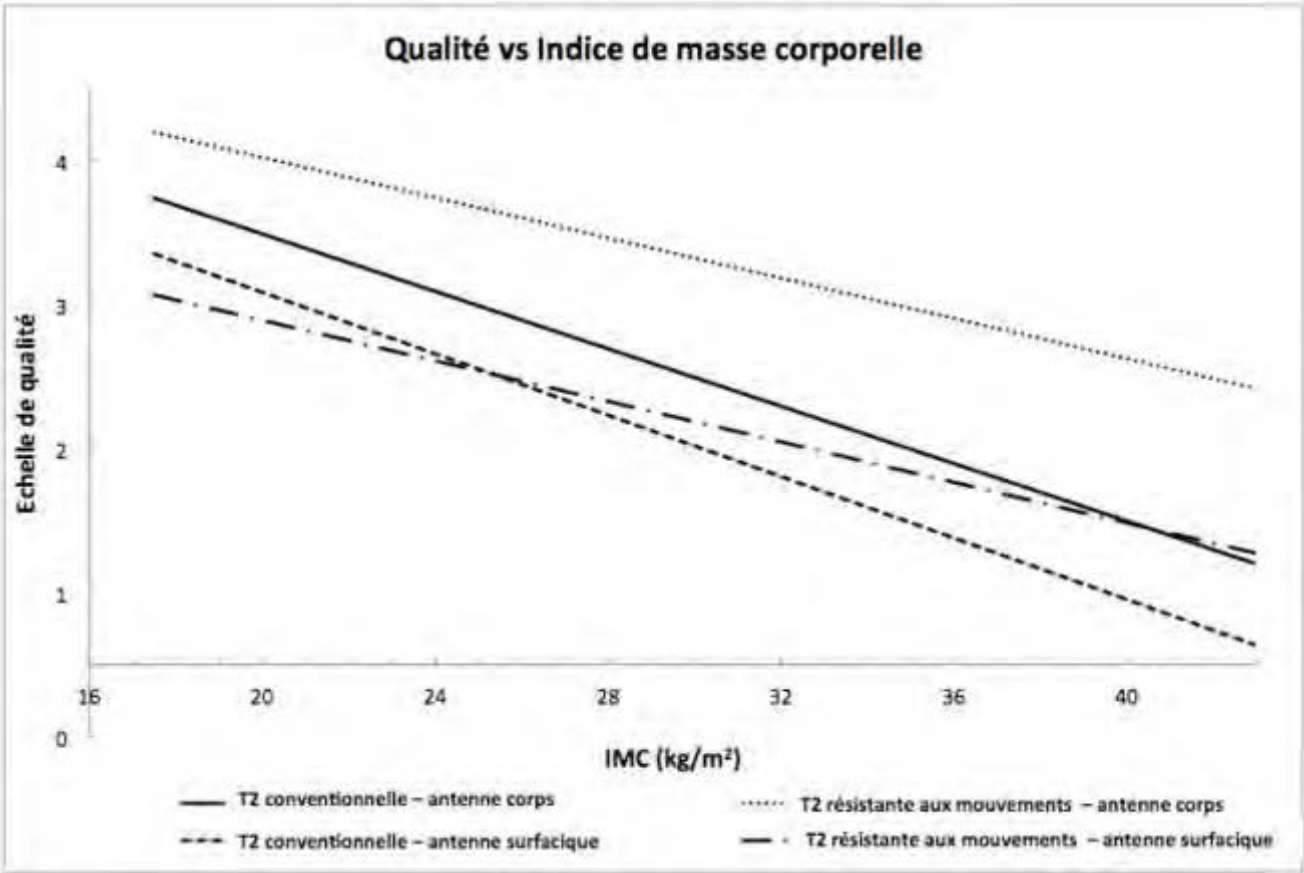


Fig. 3 – Patiente de 31 ans, avec un IMC à 53, présentant des douleurs chroniques lombaires et fessières.

Acquisition avec un plan para-coronal T2 avec saturation du signal de la graisse avec l'antenne corps et une séquence conventionnelle (A) avec l'antenne corps et une séquence résistante aux mouvements (B), avec l'antenne surfacique et une séquence conventionnelle (C) avec l'antenne surfacique et une séquence résistante aux mouvements (D)

A noter que le rapport signal sur bruit est meilleur avec l'antenne corps. Une perte de signal importante est observée dans le coin supérieur droit de l'articulation sacro iliaque pour les séquences acquises avec l'antenne surfacique. De plus l'interligne articulaire gauche, même sans cet artefact est moins bien visualisé (cercles rouges)

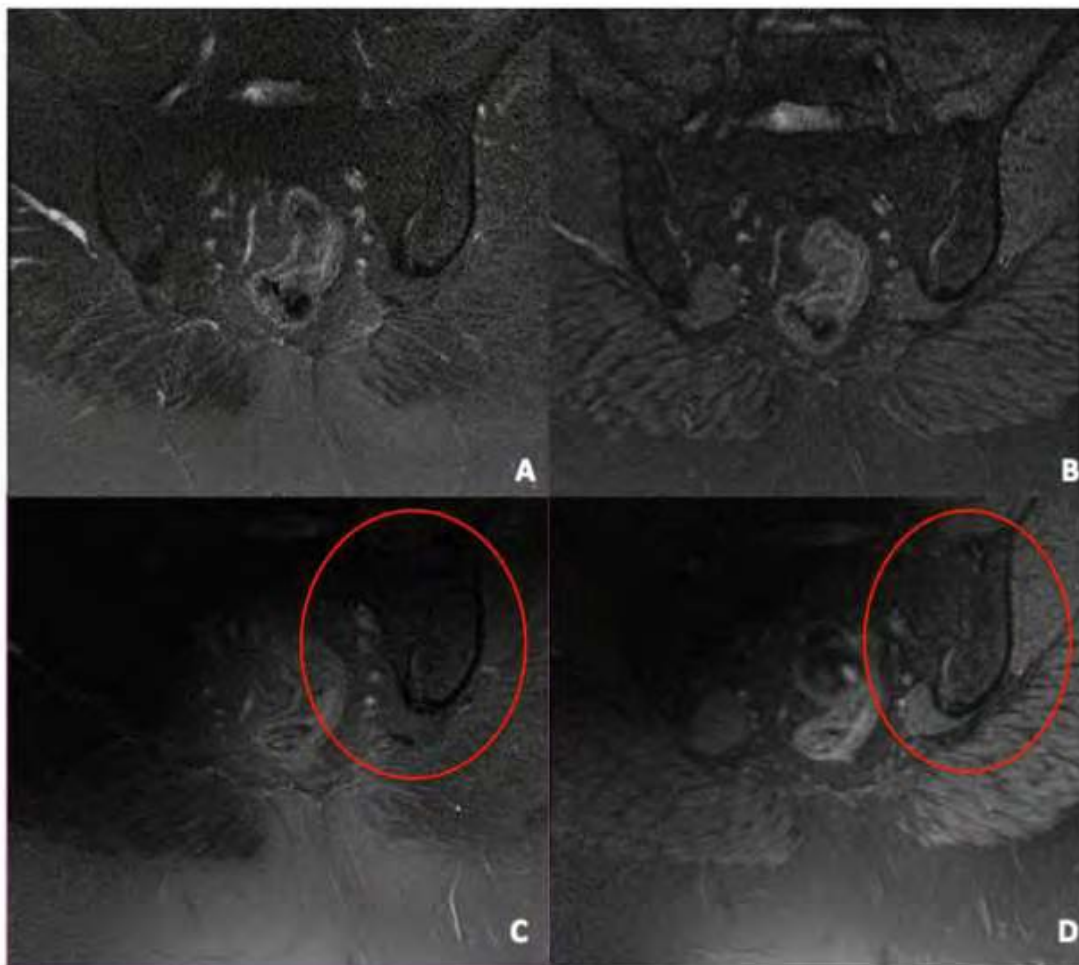


Fig. 4 – Patiente âgée de 35 ans, avec un IMC à 28, présentant des douleurs inflammatoires lombaires et fessières bilatérales depuis plusieurs mois.

Acquisition para-coronale T2 avec saturation du signal de la graisse avec la séquence résistante aux mouvements et l'antenne corps (A) d'une part, et l'antenne surfacique flexible (B). Une zone avec une perte de signal du fait de l'inhomogénéité du champ magnétique est retrouvée dans le coin supérieur droit pour la séquence acquise avec l'antenne surfacique (cercle rouge) La présence de zones d'œdème osseux, est bien visible sur les deux images (flèches).

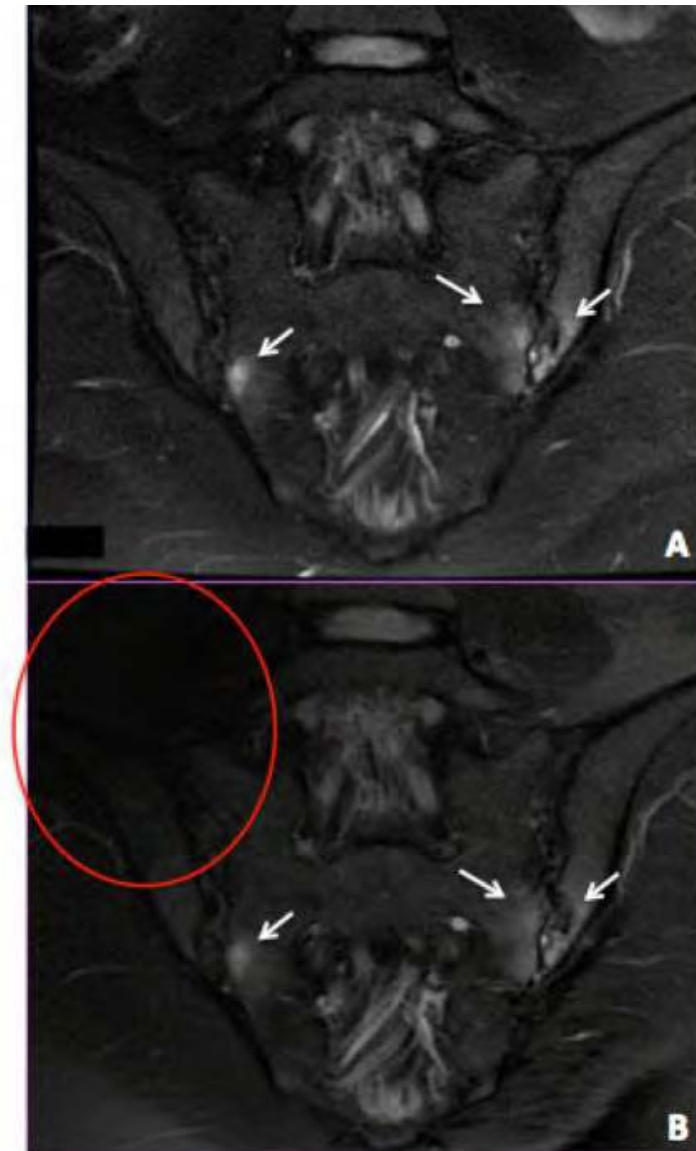


Fig. 5 – Patient de 26 ans, HLA-B27 positif, avec un indice de masse corporelle à 27, présentant des douleurs inflammatoires de la charnière dorsolombaire.

Acquisition avec un plan para-coronal T2 avec saturation du signal de la graisse avec l'antenne corps et une séquence conventionnelle (A) avec l'antenne corps et une séquence résistante aux mouvements (B), avec l'antenne surfacique et une séquence conventionnelle (C) avec l'antenne surfacique et une séquence résistante aux mouvements (D)

On note une plage d'œdème osseux de l'articulation sacro iliaque gauche (flèches).

Ces anomalies sont mieux vues sur les séquences B et D alors qu'elles sont douteuses sur l'image C.

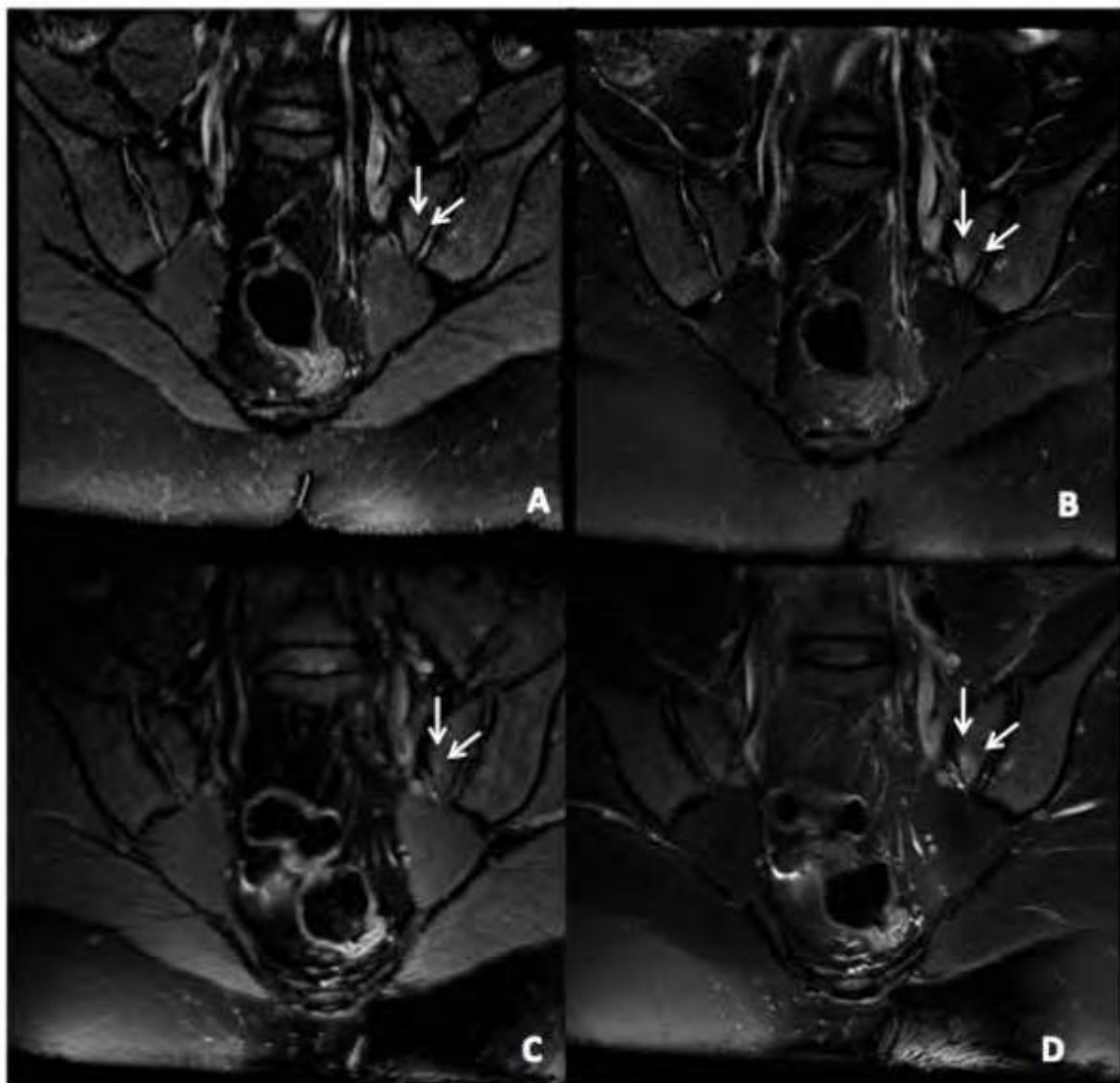


Tableau 1 – Protocole d’acquisition.

	TR/ TE (ms) / FA (°)	Temps d’acquisition(s)	Bande passante(Hz)	Matrice (mm) / FOV (mm)
T2 conventionnelle – Antenne corps	2807/37/90	87	83	320 x 320 / 200 x 200
T2 RAM – Antenne corps	5661/115/90	77	42	320 x 320 / 200 x 200
T2 conventionnelle – Antenne flexible	2396/38/90	85	83	320 x 320 / 200 x 200
T2 RAM – Antenne flexible	4090/115/90	74	42	320 x 320 / 200 x 200

TR: temps de répétition, TE: temps d’écho, FA: angle de bascule, FOV: fenêtre de visualisation, RAM : résistante aux mouvements, Antenne flexible : surfacique

Tableau 2 – Scores moyens de qualité d’image pour les quatre séries d’acquisition

	Qualité moyenne (\pm déviation standard)	
	Lecteur 1	Lecteur 2
T2 conventionnelle – Antenne corps	3,04 (\pm 0,89)	3,01 (\pm 0,81)
T2 RAM – Antenne corps	3,69 (\pm 0,57)	3,34 (\pm 0,76)
T2 conventionnelle – Antenne flexible	2,61 (\pm 0,90)	2,56 (\pm 0,82)
T2 RAM – Antenne flexible	2,57 (\pm 0,77)	2,48 (\pm 0,87)

RAM : résistante aux mouvements, Antenne flexible : surfacique

Tableau 3 – Coefficient de regression linéaire de la qualité d’image selon les différentes variables

	Valeur (ES)	Odds ratio (97,5% IC)	p
Modèle	7,61 (0,41)	2042 (921-4681)	< 0,0001
Antenne flexible	- 1,83 (0,12)	0,161 (0,125-0,205)	< 0,0001
RAM	-0,32 (0,11)	0,724 (0,579-0,905)	0,004
Sexe	-0,01 (0,12)	0,989 (0,784-1,250)	0,08
IMC	-0,23 (0,01)	0,802 (0,778-0,825)	< 0,0001

IC: intervalle de confiance, ES: erreur standard

Table 4 – Nombres de cas avec presence, absence ou doute sur un oedema osseux, selon les lecteurs

	Reader 1			Reader 2			Kappa
	0	1	2	0	1	2	
T2 conventionnelle – Antenne corps	81	8	32	81	8	32	0.989
T2 RAM – Antenne corps	81	3	37	81	5	35	0.99
T2 conventionnelle – Antenne flexible	84	6	31	84	7	32	0.973
T2 RAM – Antenne flexible	83	7	31	83	8	30	0.972

0 – pas d'œdème osseux, 1 – doute sur un œdème osseux, 2 – œdème osseux certain

RAM : résistante aux mouvements, Antenne flexible : surfacique

Bibliographie

1. Haibel H, Rudwaleit M, Sieper J. [Outcome parameters in ankylosing spondylitis]. *Z Für Rheumatol*. 2006 Mar;65(2):131–4, 136–8.
2. Lacout A, Rousselin B, Pelage J-P. CT and MRI of Spine and Sacroiliac Involvement in Spondyloarthropathy. *Am J Roentgenol*. 2008 Oct;191(4):1016–23.
3. Rudwaleit M, Jurik AG, Hermann K-GA, Landewé R, van der Heijde D, Baraliakos X, et al. Defining active sacroiliitis on magnetic resonance imaging (MRI) for classification of axial spondyloarthritis: a consensual approach by the ASAS/OMERACT MRI group. *Ann Rheum Dis*. 2009 Oct;68(10):1520–7.
4. Braun J, Sieper J. Ankylosing spondylitis. *Lancet*. 2007 Apr 21;369(9570):1379–90.
5. Jans L, van Langenhove C, Van Praet L, Carron P, Elewaut D, Van Den Bosch F, et al. Diagnostic value of pelvic enthesitis on MRI of the sacroiliac joints in spondyloarthritis. *Eur Radiol*. 2014 Apr;24(4):866–71.
6. Carmona R, Harish S, Linda DD, Ioannidis G, Matsos M, Khalidi NA. MR Imaging of the Spine and Sacroiliac Joints for Spondyloarthritis: Influence on Clinical Diagnostic Confidence and Patient Management. *Radiology*. 2013 Oct;269(1):208–15.
7. Giraud C, Magnaldi S, Weber M, Puchner A, Platzgummer H, Kainberger F, et al. Optimizing the MRI protocol of the sacroiliac joints in Spondyloarthritis: which para-axial sequence should be used? *Eur Radiol*. 2015 Apr 28;
8. Lane BF, Vandermeer FQ, Oz RC, Irwin EW, McMillan AB, Wong-You-Cheong JJ. Comparison of sagittal T2-weighted BLADE and fast spin-echo MRI of the female pelvis for motion artifact and lesion detection. *AJR Am J Roentgenol*. 2011 Aug;197(2):W307–13.
9. Dietrich TJ, Ulbrich EJ, Zanetti M, Fucentese SF, Pfirrmann CWA. PROPELLER Technique to Improve Image Quality of MRI of the Shoulder. *Am J Roentgenol*. 2011 Dec 1;197(6):W1093–100.
10. Carucci LR. Imaging obese patients: problems and solutions. *Abdom Imaging*. 2013 Aug;38(4):630–46.
11. Uppot RN, Sahani DV, Hahn PF, Gervais D, Mueller PR. Impact of Obesity on Medical Imaging and Image-Guided Intervention. *Am J Roentgenol*. 2007 Feb;188(2):433–40.
12. Fujimoto K, Koyama T, Tamai K, Morisawa N, Okada T, Togashi K. BLADE acquisition method improves T2-weighted MR images of the female pelvis compared with a standard fast spin-echo sequence. *Eur J Radiol*. 2011 Dec;80(3):796–801.
13. Ng CS, Palmer CR. Assessing diagnostic confidence: a comparative review of analytical methods. *Acad Radiol*. 2008 May;15(5):584–92.
14. Rubin SJ, Totterman SM, Meyers SP, Hartley DF. Magnetic resonance imaging of the hip with a pelvic phased-array surface coil: a technical note. *Skeletal Radiol*. 1998 Feb;27(2):77–82.
15. Alley MT, Grist TM, Swan JS. Development of a phased-array coil for the lower extremities. *Magn Reson Med Off J Soc Magn Reson Med Soc Magn Reson Med*. 1995 Aug;34(2):260–7.
16. Cohen AS, McNeill JM, Calkins E, Sharp JT, Schubart A. The “normal” sacroiliac joint. Analysis of 88 sacroiliac roentgenograms. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*. 1967 Jul;100(3):559–63.
17. Deng J, Larson AC. Multishot targeted PROPELLER magnetic resonance imaging: description of the technique and initial applications. *Invest Radiol*. 2009 Aug;44(8):454–62.
18. Tamhane AA, Arfanakis K. Motion correction in periodically-rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) and turboPROP MRI. *Magn Reson Med Off J Soc Magn Reson Med Soc Magn Reson Med*. 2009 Jul;62(1):174–82.

19. Nitz WR. [Magnetic resonance imaging. Sequence acronyms and other abbreviations in MR imaging]. *Radiol.* 2003 Sep;43(9):745–63, quiz 764–5.
20. Bayramoglu S, Kilickesmez O, Cimilli T, Kayhan A, Yirik G, Islim F, et al. T2-weighted MRI of the upper abdomen: comparison of four fat-suppressed T2-weighted sequences including PROPELLER (BLADE) technique. *Acad Radiol.* 2010 Mar;17(3):368–74.
21. Vertinsky AT, Rubesova E, Krasnokutsky MV, Bammer S, Rosenberg J, White A, et al. Performance of PROPELLER relative to standard FSE T2-weighted imaging in pediatric brain MRI. *Pediatr Radiol.* 2009 Oct;39(10):1038–47.
22. Arfanakis K, Tamhane AA, Pipe JG, Anastasio MA. k-space undersampling in PROPELLER imaging. *Magn Reson Med Off J Soc Magn Reson Med Soc Magn Reson Med.* 2005 Mar;53(3):675–83.
23. Fritz J, Henes JC, Thomas C, Clasen S, Fenchel M, Claussen CD, et al. Diagnostic and Interventional MRI of the Sacroiliac Joints Using a 1.5-T Open-Bore Magnet: A One-Stop-Shopping Approach. *Am J Roentgenol.* 2008 Dec;191(6):1717–24.

VU

NANCY, le **14/10/2015**

Le Président de Thèse

Professeur A. BLUM

NANCY, le **19/10/2015**

Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur M. BRAUN

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE/ 8081

NANCY, le **20/10/2015**

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE,

Professeur Pierre MUTZENHARDT

RESUME DE LA THESE

But. Déterminer la modalité technique d'exploration optimale de l'IRM des sacro-iliaques en fonction du morphotype du patient, chez les patients adressés pour recherche de spondylarthropathie.

Sujets et méthodes. 121 patients adressés pour une IRM des sacro-iliaques à la recherche d'une sacro-iliite inflammatoire ont bénéficié sur une IRM 3T de plusieurs types d'acquisition. Des séquences pondérées T2 FSE avec saturation du signal de la graisse, ont été réalisées de manière conventionnelle d'une part, puis avec une acquisition spécifique résistante aux mouvements d'autre part. Chacune de ces deux séquences ont été acquises avec deux types d'antennes (antenne corps et antenne flexible surfacique). Le poids et la taille de chaque patient étaient enregistrés. La qualité d'image était évaluée par 2 lecteurs indépendants selon une échelle en 4 grades. Un modèle de régression linéaire a été utilisé pour étudier les facteurs influençant la qualité d'image. La confiance en la présence d'un œdème osseux était également évaluée de manière subjective, par une échelle en 3 grades.

Résultats. L'utilisation de l'antenne corps permet une amélioration de la qualité d'image comparativement à l'antenne surfacique flexible, de 14.1 à 30.4 % pour le lecteur 1 et de 14.6 à 25.7 % pour le lecteur 2 ($p < 0.0001$). Il y avait également une différence significative en terme de qualité selon le type de séquence utilisée ($p = 0.0046$). La présence d'un œdème osseux était identifiée chez 40 patients avec une bonne corrélation inter observateur et une meilleure confiance dans le diagnostic avec l'utilisation de l'antenne corps et de la séquence résistante aux artéfacts de mouvement ($\kappa 0.990$).

Conclusion. Les acquisitions réalisées avec l'antenne corps et la séquence T2 résistante aux mouvements permettent une meilleure qualité d'image que celles réalisées avec l'antenne de surface, et les séquences T2 conventionnelles.

TITRE EN ANGLAIS: Protocol Optimization of Sacroiliac joint 3T MR Imaging : impact of Body Mass Index on Image Quality Using Different Sequences and Coils.

THESE: MEDECINE SPECIALISEE – ANNEE 2015

MOTS CLEFS: Imagerie par résonance magnétique, sacro-iliite, spondylarthropathie, artéfacts

INTITULE ET ADRESSE :

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté de Médecine de Nancy 9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex
