



HAL
open science

Réduction de dose dans l'exploration du rachis lombaire grâce au scanner 320-détecteurs : étude initiale

Alban Gervaise

► **To cite this version:**

Alban Gervaise. Réduction de dose dans l'exploration du rachis lombaire grâce au scanner 320-détecteurs : étude initiale. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. hal-01734094

HAL Id: hal-01734094

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01734094>

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-theses-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>

THÈSE

POUR OBTENIR LE GRADE DE

DOCTEUR EN MÉDECINE

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT DANS LE CADRE DU TROISIÈME CYCLE DE
MÉDECINE SPÉCIALISÉE.

LE 21 MAI 2010

PAR

ALBAN GERVAISE

ÉLÈVE À L'ÉCOLE DU VAL-DE-GRÂCE – PARIS
ANCIEN ÉLÈVE DE L'ÉCOLE DU SERVICE DE SANTÉ DES ARMÉES DE LYON-BRON

Réduction de dose dans l'exploration du rachis lombaire grâce au scanner 320-détecteurs : *étude initiale.*

DIRECTEUR DE THÈSE : PROFESSEUR ALAIN BLUM

EXAMINATEURS DE LA THÈSE :

M. Alain BLUM
Président

Professeur, Nancy-Université

M. Denis REGENT
M. Damien LOEUILLE
M. Alain NOEL
Juges

Professeur, Nancy-Université
Professeur, Nancy-Université
HDR

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Jean-Pierre FINANCE

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Henry COUDANE

Vice Doyen Mission « sillon lorrain » : Professeur Annick BARBAUD

Vice Doyen Mission « Campus » : Professeur Marie-Christine BÉNÉ

Vice Doyen Mission « Finances » : Professeur Marc BRAUN

Vice Doyen Mission « Recherche » : Professeur Jean-Louis GUÉANT

Asseseurs :

- Pédagogie :
- 1^{er} Cycle :
- « Première année commune aux études de santé (PACES) et
universitarisation études para-médicales »
- 2^{ème} Cycle :
- 3^{ème} Cycle :
« *DES Spécialités Médicales, Chirurgicales et Biologiques* »
« *DES Spécialité Médecine Générale* »
- Filières professionnalisées :
- Formation Continue :
- Commission de Prospective :
- Recherche :
- DPC :

Professeur Karine ANGIOÏ-DUPREZ

Professeur Bernard FOLIGUET

M. Christophe NÉMOS

Professeur Marc DEBOUVERIE

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

Professeur Francis RAPHAËL

M. Walter BLONDEL

Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT

Professeur Didier MAINARD

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX

Professeur Jacques ROLAND – Professeur Patrick NETTER



PROFESSEURS HONORAIRES

Pierre ALEXANDRE – Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain BERTRAND - Pierre BEY - Jean BEUREY
Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT
Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS
Michel DUC - Jean DUHEILLE - Adrien DUPREZ - Jean-Bernard DUREUX - Gabriel FAIVRE – Gérard FIEVE - Jean FLOQUET
Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ
Simone GILGENKRANTZ - Oliéro GUERCI - Pierre HARTEMANN - Claude HURIET – Christian JANOT - Jacques LACOSTE
Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Alain LARCAN - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE
Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS - Michel MANCIAUX - Jean-Pierre MALLIÉ - Pierre MATHIEU
Denise MONERET-VAUTRIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS
Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON - Jean-Marie POLU – Jacques POUREL - Jean PREVOT
Antoine RASPILLER - Michel RENARD - Jacques ROLAND - René-Jean ROYER - Paul SADOUL - Daniel SCHMITT
Jean SOMMELET - Danièle SOMMELET - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Augusta TREHEUX - Hubert UFFHOLTZ
Gérard VAILLANT – Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Michel WAYOFF - Michel WEBER



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 Pierre LASCOMBES – Professeur Marc BRAUN

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

Professeur Bernard FOLIGUET

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

Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD



43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

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 médicale)

Professeur Denis REGENT – Professeur Michel CLAUDON

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

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

Professeur Ali DALLOUL

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT

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

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

Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIEWSKI

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

Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

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)

Professeur François KOHLER – Professeur Éliane ALBUISSON

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

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

Professeur Thomas LECOMPTE – Professeur Pierre BORDIGONI

Professeur Jean-François STOLTZ – 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 Marie-Christine BENE

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 et réanimation chirurgicale ; médecine d'urgence)

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ

Professeur Paul-Michel MERTES – Professeur Gérard AUDIBERT

2^{ème} sous-section : (Réanimation médicale ; 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

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

Professeur François PAILLE – Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

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

1^{ère} sous-section : (Neurologie)

Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Hervé VESPIGNANI
Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE

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

Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE
Professeur Thierry CIVIT

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

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN

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

Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC – 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)

Professeur 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-vénérologie)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

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

Professeur François DAP – Professeur Gilles DAUTEL

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE 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

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

Professeur Jean-Pierre VILLEMOT - Professeur Jean-Pierre CARTEAUX – Professeur Loïc MACÉ

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 Marc-André BIGARD - Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

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

3^{ème} sous-section : (Néphrologie)

Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT

4^{ème} sous-section : (Urologie)

Professeur Philippe MANGIN – 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 Pierre KAMINSKY

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Gisèle KANNY

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

Professeur Patrick BOISSEL – 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 Pierre MONIN - Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER
Professeur François FEILLET - Professeur Cyril SCHWEITZER

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

Professeur Michel SCHMITT – Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE

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

Professeur Michel SCHWEITZER – Professeur Jean-Louis BOUTROY

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Patricia BARBARINO

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 Claude SIMON – Professeur Roger JANKOWSKI

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

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

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

Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeur Etienne SIMON

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeur Sandrine BOSCHI-MULLER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Thierry HAUMONT

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

Docteur Edouard BARRAT - Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER

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

Docteur Béatrice MARIE

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

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

Docteur Marie-Hélène LAURENS – Docteur Jean-Claude MAYER

Docteur Pierre THOUVENOT – Docteur Jean-Marie ESCANYE – Docteur Amar NAOUN

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

Docteur Damien MANDRY

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

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

Docteur Jean STRACZEK – Docteur Sophie FREMONT

Docteur Isabelle GASTIN – Docteur Marc MERTEN – Docteur Catherine MALAPLATE-ARMAND

Docteur Shyue-Fang BATTAGLIA

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Docteur Nicole LEMAU de TALANCE

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

Docteur Véronique DECOT-MAILLERET

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Docteur Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

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

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

Docteur Francine MORY – Docteur Véronique VENARD

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

Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU – Madame Marie MACHOUART

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

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

Docteur Alexis HAUTEMANIERE – Docteur Frédérique CLAUDOT

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

Docteur Laurent MARTRILLE

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

Docteur Pierre GILLOIS – Docteur Nicolas JAY

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

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

Docteur François SCHOONEMAN

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

Docteur Lina BOLOTINE

3^{ème} sous-section : (*Immunologie*)

Docteur Marcelo DE CARVALHO BITTENCOURT

4^{ème} sous-section : (*Génétique*)

Docteur Christophe PHILIPPE – Docteur Céline BONNET

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

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

Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT – Docteur Nicolas GAMBIER

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

Docteur Patrick ROSSIGNOL

50^{ème} Section : RHUMATOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Rhumatologie*)

Docteur Anne-Christine RAT

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

5^{ème} sous-section : (*Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale*)

Docteur Jean-Louis CORDONNIER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5^{ème} section : SCIENCE ÉCONOMIE GÉNÉRALE

Monsieur Vincent LHUILLIER

40^{ème} section : SCIENCES DU MÉDICAMENT

Monsieur Jean-François COLLIN

60^{ème} section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE

Monsieur Alain DURAND

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

Monsieur Jean REBSTOCK – Monsieur Walter BLONDEL

64^{ème} section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE
Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

65^{ème} section : BIOLOGIE CELLULAIRE
Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY
Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE – Monsieur Christophe NEMOS
Madame Natalia DE ISLA – Monsieur Pierre TANKOSIC

66^{ème} section : PHYSIOLOGIE
Monsieur Nguyen TRAN

67^{ème} section : BIOLOGIE DES POPULATIONS ET ÉCOLOGIE
Madame Nadine MUSSE

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale

Professeur associé Alain AUBREGE
Professeur associé Francis RAPHAEL
Docteur Jean-Marc BOIVIN
Docteur Jean-Louis ADAM
Docteur Elisabeth STEYER

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Daniel ANTHOINE - Professeur Pierre BEY - Professeur Michel BOULANGE
Professeur Jean-Pierre CRANCE - Professeur Jean FLOQUET - Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ
Professeur Simone GILGENKRANTZ – Professeur Henri LAMBERT - Professeur Alain LARCAN
Professeur Denise MONERET-VAUTRIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS – - Professeur Guy PETIET
Professeur Luc PICARD - Professeur Michel PIERSON - Professeur Jacques POUREL
Professeur Jacques ROLAND - - Professeur Michel STRICKER - Professeur Gilbert THIBAUT
Professeur Hubert UFFHOLTZ - Professeur Paul VERT - Professeur Michel VIDAILHET

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972)
Université de Stanford, Californie (U.S.A)
Professeur Paul MICHIELSEN (1979)
Université Catholique, Louvain (Belgique)
Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982)
Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)
Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Harry J. BUNCKE (1989)
Université de Californie, San Francisco (U.S.A)
Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)
Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume Uni)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würtzburg (R.F.A)
Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)
Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
*Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des
Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIËTNAM)*
Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

A notre Président de Jury et Directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Alain BLUM
Professeur d'Imagerie Médicale

Vous nous faites le très grand honneur d'accepter la présidence de notre jury de thèse. Nous vous remercions de votre confiance et de l'intérêt que vous avez bien voulu porter à notre travail dont vous êtes l'initiateur. Vous avez su, par vos conseils judicieux et votre disponibilité malgré vos responsabilités, nous rendre la tâche plus aisée aux moments critiques. Nous espérons que le résultat se situe à la hauteur de vos attentes. Veuillez y trouver également, l'assurance de notre profond respect et le témoignage de notre sincère reconnaissance.

Aux membres de notre jury,

Monsieur le Professeur Denis REGENT

Professeur d'Imagerie Médicale

Vous avez accepté de juger ce travail et de siéger parmi nos juges. Votre présence est un honneur et nous y sommes extrêmement sensibles. Soyez assuré de notre respectueuse gratitude et de notre profonde considération.

Monsieur le Professeur Damien LOEUILLE

Professeur de Rhumatologie

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger notre thèse, malgré que nous n'ayons pas eu l'honneur d'être l'un de vos élèves. Nous espérons que ce travail vous apportera satisfaction.

Monsieur Alain NOEL

Physicien

Votre présence dans notre jury nous honore. Nous y sommes particulièrement sensible au regard de votre profonde connaissance du sujet de notre thèse. Nous vous prions de croire en notre profond respect.

A Monsieur le Médecin Général Inspecteur Jean-Etienne TOUZE

Directeur de l'Ecole du Val-de-Grâce

Professeur agrégé du Val-de-Grâce

Officier de la Légion d'Honneur

Officier de l'Ordre National du Mérite

Chevalier des Palmes Académiques

A Monsieur le Médecin Général Frédéric FLOCARD

Directeur Adjoint de l'Ecole du Val-de-Grâce

Professeur agrégé du Val-de-Grâce

Chevalier de la Légion d'Honneur

Officier de l'Ordre National du Mérite

Médaille d'honneur du Service de Santé des Armées

A Monsieur le Médecin Chef des Services Dominique FELTEN

Médecin Chef de l'HIA Legouest, METZ

Chevalier de la Légion d'Honneur

Officier de l'Ordre National du Mérite

A Monsieur le Médecin Général Inspecteur Maurice VERGOS
Commandant l'Ecole du Service de Santé des Armées de Lyon-Bron
Professeur agrégé du Val-de-Grâce
Officier de la Légion d'Honneur
Officier de l'Ordre National du Mérite

A Monsieur le Médecin Chef des Services Francis HUET
Commandant en second l'Ecole du Service de Santé des Armées de Lyon-Bron
Chevalier de la Légion d'Honneur
Officier de l'Ordre National du Mérite

A mes « patrons »,

Monsieur le Médecin en Chef Alexandre Girodeau

Vous avez été mon premier « patron » de radiologie. J'ai beaucoup appris à votre côté grâce à vos nombreuses connaissances et votre sens inné de la pédagogie. Vous restez pour moi un exemple à suivre.

Monsieur le Médecin en Chef Frédéric Esperabé-Vignau

Dans la continuité d'Alexandre, vous avez su me guider dans la poursuite de mon apprentissage de la radiologie (et de la langue française !). Je vous souhaite une bonne continuation au sein de votre futur service bordelais.

Monsieur le Médecin en Chef Jacques Margery

J'ai démarré mon internat dans votre service de Pneumologie à l'HIA Legouest. Vous m'avez impressionné par vos qualités pédagogiques, scientifiques et relationnelles. Trouvez ici l'expression de mes remerciements pour votre enseignement et votre bienveillance à mon égard.

Monsieur le Professeur Serge Bracard

Vous m'avez accueilli dans votre service au moment de mon passage dans le « civil ». La convivialité de votre service de Neuroradiologie, en particulier de ses médecins, m'a rapidement permis de m'adapter au « monde du CHU ». J'ai également beaucoup appris à vos côtés.

Monsieur le Professeur Jacques Felblinger

Vous m'avez fait l'honneur de m'accepter au sein de votre laboratoire d'imagerie. Votre accueil et votre disponibilité m'ont aidé dans mes débuts hésitants. J'espère bientôt pouvoir me montrer à la hauteur de la confiance que vous m'avez apportée.

Et aux équipes médicales et paramédicales de ces services.

A ma famille,

A ma Maman. *Ca y est, j'ai enfin mes études ! Durant toutes ces années, tu as toujours été là pour moi, y compris dans les moments difficiles. Je t'en suis éternellement reconnaissant. Je t'aime.*

A mon Papa. *Tu aurais été si fier de moi ... ton absence en ce jour, si important pour moi, est encore plus pesante.*

A Philippe, Christel et Victor. *Merci de m'avoir fait « tonton ». Profitez bien de votre petit bonhomme qui est si mignon.*

A Clément et Kumiko. *Malgré la distance et nos chemins de vie différents que nous arpentons, sachez que je pense souvent à vous. Je vous souhaite beaucoup de bonheur à tous les deux.*

A Papi. *C'est un grand plaisir pour moi de vous avoir rejoint, avec Mamie, dans ma Lorraine natale. J'ai appris à te connaître et j'ai su apprécier l'homme que tu es. Ces dernières années n'ont pas été faciles pour toi. Mon implication professionnelle ne me permet pas toujours d'être à tes côtés mais sache que tu peux toujours compter sur moi.*

A Marie-Claire & Co. *En mémoire de mes années lyonnaises. Merci d'avoir pris soin de moi alors que j'étais loin de mes parents.*

A mon parrain Denis. *J'aurais aimé que tu sois avec moi en ce jour si important. Après quelques années de silence, je vais essayer de donner des nouvelles plus régulièrement et promis, je vais me chercher une fiancée !*

A Dominique. *Merci de prendre soin de ma Maman.*

A mes amis,

A JC. *En souvenir de nos jeunes années à la boîte, de nos soirées messines et de nos voyages aux quatre coins du monde. J'espère que tu te trouveras une jolie bavaroise !*

A Sandrine et Laëtitia. *Nos soirées « loose » et le cinéma du dimanche soir me manquent ...*

Aux internes (et ex-internes) de Metz : *Seb et Amandine, Marc et Marie, Gaël et Charlotte, Julia et Hubert et les autres... Je vous souhaite à tous beaucoup de bonheur et de réussite.*

Aux internes civils : *Céline la psy, Nicolas l'urologue et aux internes de radio.*

A mes amis Santards : *Frédérique, Damien, Céline la radiologue et Céline la dentiste... Ces années à la Boîte ont été riches en rencontres et en amitiés.*

A Louloute, *ma petite boule de poils.*

SERMENT

"Au moment d'être admis 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.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçu 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 déshonoré et méprisé si j'y manque".

○ ...ALLEZ OU LA PATRIE ET L'HUMANITE ○
VOUS APPELLENT SOYEZ Y TOUJOURS
PRETS A SERVIR L'UNE ET L'AUTRE ET S'IL
LE FAUT SACHEZ IMITER CEUX DE VOS
GENEREUX COMPAGNONS QUI AU MEME POSTE
SONT MORTS MARTYRS DE CE DEVOUEMENT
INTREPIDE ET MAGNANIME
QUI EST LE VERITABLE ACTE DE FOI
DES HOMMES DE NOTRE ETAT.

BARON PERCY

CHIRURGIEN EN CHEF DE LA GRANDE ARMÉE
○ AUX CHIRURGIENS SOUS-AIDES. 1811 ○

« *Pro Patria Et Humanitate* »

SOMMAIRE

INTRODUCTION	3
PATIENTS ET METHODES	5
1/ <i>Population étudiée</i> :	5
2/ <i>Technique d'acquisition</i> :	5
3/ <i>Evaluation de la longueur d'acquisition</i> :	6
4/ <i>Evaluation de la dose délivrée</i> :	6
5/ <i>Evaluation de la qualité d'image</i> :	7
6/ <i>Analyse statistique</i> :	7
RESULTATS	8
DISCUSSION	10
1/ <i>Influence de l'overranging</i> :	10
2/ <i>Influence de l'overbeaming</i> :	11
3/ <i>Influence de l'absence de déplacement de la table lors de l'acquisition</i> :	12
4/ <i>Nécessité d'un chevauchement des données en mode Wide Volume</i> :	13
5/ <i>Différence en terme de modulation automatique de la dose</i> :	13
6/ <i>Modification de mesure des données de dosimétrie en mode Wide volume</i> :	19
7/ <i>Evaluation des doses délivrées au cours de notre étude</i> :	20
8/ <i>Limites de l'étude</i> :	21
CONCLUSION	23
BIBLIOGRAPHIE	24

TABLE DES TABLEAUX

Tableau I : Comparaison des longueurs d'acquisition et des doses délivrées entre les modes Wide volume et hélicoïdal.

Tableau II : Evaluation quantitative et qualitative de la qualité de l'image des scanners lombaires en mode Wide volume et hélicoïdal.

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Mise en évidence du phénomène d'overranging à partir d'un papier radiochromique.

Figure 2 : Profil de dose d'une acquisition volumique de 160 mm.

Figure 3 : Modulation du milliampérage en mode hélicoïdal et Wide volume.

Figure 4 : Reconstruction sagittale d'un scanner lombaire en mode Wide volume.

INTRODUCTION

Les lombo-radicalgies sont un problème majeur de santé publique (1). En France, plus de 70% des travailleurs a déjà présenté un épisode de lombalgie et un tiers de ces 70% a déjà eu un arrêt de travail en rapport à cette symptomatologie (2). De nombreuses explorations radiologiques sont réalisées dans le cadre du bilan de ces douleurs. Tandis que la sensibilité et la spécificité du scanner et de l'imagerie par résonance magnétique sont équivalentes pour la recherche d'un conflit disco-radicalaire (3), cette dernière souffre d'une manque de disponibilité et d'un coût plus élevé. Son utilisation est également limitée par certaines contre-indications (obésité, claustrophobie, pacemaker) et par une reproductibilité inter-observateur modérée voire faible, notamment pour l'étude des articulations interapophysaires et des sténoses canalaire ou foraminales (4-7). Cela explique en partie que le scanner lombaire reste l'un des examens scanographiques les plus pratiqués en France (8). Pourtant, le scanner est une technique irradiante. Le lien entre un éventuel risque cancérogène et l'exposition à des faibles doses de rayons X reste très controversé (9-11) et fait l'objet de nombreuses publications (12-17). La réduction de la dose délivrée au patient doit donc être une préoccupation constante du radiologue, en accord avec le principe de précaution ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Cela est d'autant plus vrai dans l'exploration scanographique du rachis lombaire qui concerne principalement des patients jeunes (18-19) et susceptibles de recourir à des examens scanographiques répétés (20).

C'est dans ce contexte que le scanner 320-détecteurs semble pouvoir réduire la dose délivrée au patient par rapport aux scanners hélicoïdaux classiques. Ce nouveau type de scanner bénéficie d'un large système de détection capable d'obtenir en une seule rotation de 0,35 s un

volume de 160 mm dans l'axe z. Cette caractéristique technique unique permet de réduire considérablement le temps d'acquisition, donc les artéfacts de mouvements, tout en étant capable de couvrir des organes entiers. Ce mode « volumique » est ainsi largement utilisé dans le domaine de l'imagerie cardiaque (21-22) et vasculaire (23), pour l'étude de la perfusion cérébrale (24) ou d'organes abdominaux (25) et a également trouvé ses indications en imagerie pédiatrique (26). Dans toutes ces applications, il a été montré une réduction significative de la dose délivrée pouvant atteindre 75% (21). La juxtaposition de plusieurs volumes permet également l'exploration de zones anatomiques plus étendues. Ce nouveau mode d'acquisition, qui est l'équivalent d'un mode « incrémental volumique », est appelé mode Wide volume ou « Stitching mode » et permet de couvrir le rachis lombaire grâce à la juxtaposition de deux volumes. Dans leur protocole de bilan de douleur thoracique, Hein et al. (27) ont montré que la triple acquisition thoracique et cardiaque en mode volumique et Wide volume 320-détecteurs était accompagnée d'une réduction de dose d'environ 55%. A notre connaissance, aucune étude n'a encore évalué cette réduction pour l'acquisition d'un scanner lombaire en mode Wide volume. Le scanner 320-détecteurs possède un autre avantage : grâce à la désactivation d'un certain nombre de détecteurs, il peut fonctionner comme un scanner hélicoïdal (avec 64-canaux de détection et prochainement 160). Il est ainsi possible de comparer sur la même machine la dose délivrée pour l'acquisition d'un scanner lombaire en mode Wide volume 320-détecteurs versus hélicoïdal 64-détecteurs.

L'objectif de cette étude est donc de mesurer la réduction de la dose délivrée au patient lors de la réalisation d'un scanner lombaire entre une acquisition en mode Wide volume 320-détecteurs et hélicoïdal 64-détecteurs tout en comparant la qualité d'image afin de s'assurer qu'une réduction de dose ne s'accompagne pas d'une altération de la qualité d'image.

PATIENTS ET METHODES

1/ Population étudiée :

Il s'agit d'une étude monocentrique prospective incluant 20 patients consécutifs entre février et mars 2009. Les 10 premiers patients ont bénéficié d'un scanner lombaire en mode Wide volume 320-détecteurs (groupe 1) et les 10 suivants en mode hélicoïdal 64-détecteurs (groupe 2). Seuls les patients de plus de 45 ans ont été inclus. Pour chaque patient, l'âge et l'indice de masse corporelle (IMC) étaient notés.

2/ Technique d'acquisition :

Un scanner lombaire sans injection a été réalisé chez tous les patients sur le même scanner 320-détecteurs (Aquilion ONE, Toshiba Medical Systems, Otawara, Japon). Les patients étaient positionnés en décubitus dorsal, pieds les premiers. L'acquisition débutait par la réalisation d'un topogramme de face et de profil. Celui-ci permettait de repérer la zone à explorer et d'utiliser la modulation automatique de la dose dans les 3 plans de l'espace (x, y et z) afin d'adapter les paramètres d'acquisition à la corpulence de chaque patient pour obtenir un niveau de qualité d'image déterminé.

Dans le groupe 1, le scanner était réalisé en mode Wide volume 320-détecteurs grâce à 2 volumes couvrant T12 à S2 dont la séparation se faisait à hauteur des crêtes iliaques (135 kV, modulation automatique des milliAmpère (mA) dans les 3 plans (maximum 500 mA et minimum 100 mA) avec pour référence un indice de bruit (IB) à 7,5 pour une coupe de 5 mm avec un filtre standard mou, temps de rotation (TR) à 0,75 s, 320 x 0,5 mm avec reconstruction en coupe axiale de 1 mm tous les 1 mm, filtre de reconstruction FC 08).

Dans le groupe 2, le scanner était réalisé de T12 à S2 en mode hélicoïdal 64-détecteurs (135 kV, modulation automatique des mA dans les 3 plans (maximum 500 mA et minimum 100 mA) avec pour référence un IB à 6 pour une coupe de 5 mm avec un filtre standard mou, pitch à 0,641, TR à 0,75 s, 64 x 0,5 mm avec reconstruction en coupe axiale de 1 mm tous les 1 mm, filtre de reconstruction FC 08).

Après avoir été automatiquement envoyés dans le PACS, les images et le rapport de dose du scanner étaient accessibles à partir d'une station de travail IMPAX V5 (Agfa, Ridgefield Park, NJ, USA).

3/ Evaluation de la longueur d'acquisition :

La longueur d'acquisition était exprimée en cm et correspondait à la différence de position entre la première et la dernière image de l'acquisition.

4/ Evaluation de la dose délivrée :

La dose délivrée était directement fournie par le rapport d'examen. Elle correspondait au PDL.e (Produit Dose Longueur . étendu) exprimé en mGy.cm (le terme « étendu » est lié à la nécessité d'extrapoler les valeurs de PDL à partir des relevés de dosimétrie classique compte tenu de la largeur importante du système de détection du scanner 320-détecteurs). Les valeurs de PDL.e relevées dans le groupe Wide volume étaient en accord avec la formule décrite pour les scanners volumiques dynamiques (28) : $PDL.e = CTDI_{vol.e} \times BW_{nom}$ avec $CTDI_{vol.e} = CTDI_{w.e} \times R$ où le $CTDI_{vol.e}$ est l'index de dose scanographique volumique étendu (Computed Tomographic Dose Index volume . extended), BW_{nom} est la largeur de faisceau nominal (Beam Width), le $CTDI_{w.e}$ est le CTDI pondéré étendu et R est le nombre de rotations.

5/ Evaluation de la qualité d'image :

La qualité d'image a été évaluée de manière quantitative par la mesure du bruit de l'image. Celui-ci était estimé à partir de la déviation standard (en Unité Hounsfield) d'une région d'intérêt (ROI) de 1 cm² placée dans le muscle psoas droit, sur une coupe axiale de 1 mm en fenêtre parenchymateuse, à hauteur des pédicules de L5. Les ROI ont été placées chez les 20 patients sur une console IMPAX par le même radiologue.

L'évaluation qualitative a été réalisée sur les coupes axiales natives de 1 mm en fenêtre parenchymateuse à partir d'une échelle de score allant de 0 à 4 (0 = qualité d'image médiocre ne permettant pas une interprétation ; 1 = mauvaise qualité de l'image interférant avec la qualité diagnostique de l'examen ; 2 = image de qualité moyenne ; 3 = bonne qualité de l'image ; 4 = excellente qualité de l'image). Cette évaluation a été réalisée indépendamment par 3 radiologues, après une séance de lecture commune, sur des consoles IMPAX, après anonymisation et en l'absence d'affichage des paramètres d'acquisition.

6/ Analyse statistique :

Compte-tenu du faible effectif de patients inclus, un test des rangs signés de Wilcoxon était utilisé pour comparer les valeurs de longueur d'acquisition, de PDL.e et de qualité d'image entre les deux groupes. Une valeur de p inférieure à 0,05 était considérée comme significative.

RESULTATS

La moyenne d'âge et l'IMC moyen du groupe 1 étaient de respectivement 65,1 ans (de 53 à 88 ans) et 28,3 kg/m² (de 19,1 à 46,5 kg/m²) contre 61,4 ans (de 46 à 74 ans) et 27,8 kg/m² (de 20,2 à 33,8 kg/m²) pour le groupe 2.

Les longueurs d'acquisition étaient comparables entre les 2 groupes. Il existait une différence significative entre les PDL.e du groupe 1 et du groupe 2 (*tableau I*) avec une réduction de 35% de la dose délivrée en mode Wide volume par rapport au mode hélicoïdal.

	Mode Wide volume	Mode hélicoïdal	Valeur de p
Longueur d'acquisition (cm)	26,23 ± 1.75	26,99 ± 1.33	p > 0,578
PDL.e (mGy.cm)	970,9 ± 359.8	1503,2 ± 324.1	p < 0.028

(Les données correspondent aux moyennes des mesures ± la déviation standard)

Tableau I : Comparaison des longueurs d'acquisition et des doses délivrées entre les modes Wide volume et hélicoïdal.

Aucune différence significative n'était mise en évidence concernant l'évaluation qualitative ou quantitative de la qualité d'image (*tableau II*).

	Mode Wide volume	Mode hélicoïdal	Valeur de p
<i>Evaluation quantitative :</i>			
Déviati on standard de la ROI (UH)	24,00 ± 6,84	20,90 ± 4,77	p > 0.359
<i>Evaluation qualitative :</i>			
Lecteur 1	3,4 ± 0,52	3,6 ± 0,52	p > 0,375
Lecteur 2	3,3 ± 0,67	3,6 ± 0,52	p > 0,437
Lecteur 3	3,4 ± 0,52	3,7 ± 0,48	p > 0,312

Les données correspondent aux moyennes des mesures ± la déviation standard.

Tableau II : Evaluation quantitative et qualitative de la qualité de l'image des scanners lombaires en mode Wide volume et hélicoïdal.

DISCUSSION

Notre étude confirme que la réalisation d'un scanner lombaire grâce au mode Wide volume 320-détecteurs permet de réduire de façon significative la dose délivrée au patient sans altérer la qualité d'image. Cette réduction peut s'expliquer par trois principales caractéristiques techniques.

1/ Influence de l'overranging :

Tout d'abord, en mode hélicoïdal, pour s'assurer de l'entièreté des premières et dernières images de l'acquisition, il est nécessaire de faire un tour supplémentaire à chaque extrémité de la zone explorée. Cette exposition « pré et post-hélice », également appelée overranging ou z overscanning, varie proportionnellement en fonction du pitch et du nombre de détecteurs et est inversement proportionnelle à la longueur d'exploration (29-30). Ce phénomène est visualisé sur la *figure 1*. L'utilisation d'un film radiochromique permet de mettre en évidence une longueur supplémentaire irradiée de 15 mm en début et fin d'hélice pour une longueur d'acquisition de 160 mm. Dans notre étude, l'overranging en mode hélicoïdal a été estimé à environ 15% de la dose totale. L'abandon de l'hélice grâce au mode Wide volume supprime ce phénomène d'overranging et permet de réduire d'autant la dose délivrée au patient. Chez les jeunes femmes, cette suppression est bénéfique puisque l'exposition post-hélice d'un scanner lombaire concerne des organes radiosensibles que sont les ovaires. L'installation prochaine sur l'Aquilion One d'une collimation active par bouclier permettra toutefois de réduire de manière importante la part de l'overranging en mode hélicoïdal (sans toutefois pouvoir égaler la réduction induite par la suppression de l'hélice).



Figure 1. Mise en évidence du phénomène d'overranging à partir d'un papier radiochromique (en présence de rayons X, la zone irradiée s'assombrit). Deux acquisitions de même longueur sont réalisées en mode hélicoïdal (papier du haut) et volumique (papier du bas). Pour la même longueur d'acquisition, la zone exposée est plus importante en mode hélicoïdal : cette exposition « pré et post-hélice » correspond à l'overranging (doubles flèches).

2/ Influence de l'overbeaming :

Deuxièmement, la réduction de dose s'explique par une moindre importance de l'effet d'overbeaming. Ce dernier correspond au phénomène de pénombre : afin de couvrir l'ensemble des détecteurs avec un rayonnement d'intensité égale, le faisceau de rayons X doit déborder du champ des détecteurs (*figure 2*). Cela entraîne une exposition supplémentaire qui ne contribue pas à la formation de l'image mais participe à la dose délivrée au patient (31). L'importance de l'overbeaming diminue proportionnellement avec la largeur du système de détection (32) et est donc proportionnellement moins importante pour un scanner à large système de détection (33). L'efficacité de dose (encore appelée z efficiency) informe l'utilisateur sur la proportion de rayonnement qui ne contribue pas à la formation de l'image. Cette valeur dépend principalement de l'épaisseur de coupe, et dans une moindre mesure, de l'effet d'overbeaming. Cependant, l'épaisseur de coupe étant constante entre nos deux modes

d'acquisition, l'efficacité de dose permet d'évaluer l'effet d'overbeaming. Sa valeur est donc d'autant plus faible que l'effet d'overbeaming, et donc l'exposition non contributive à l'image, augmente. Ainsi, tandis que pour la réalisation d'un volume de 160 mm, l'efficacité de dose est d'environ 93% en mode volumique, elle ne dépasse pas 85% pour le mode hélicoïdal 64-détecteurs. Par ailleurs, l'effet d'overbeaming se répète à chaque rotation du tube. La diminution du nombre de rotations en mode Wide volume (seulement 2 en mode Wide volume contre environ 13 tours d'hélice pour couvrir le rachis lombaire) contribue aussi à réduire l'importance de l'exposition due à l'overbeaming en mode Wide volume.

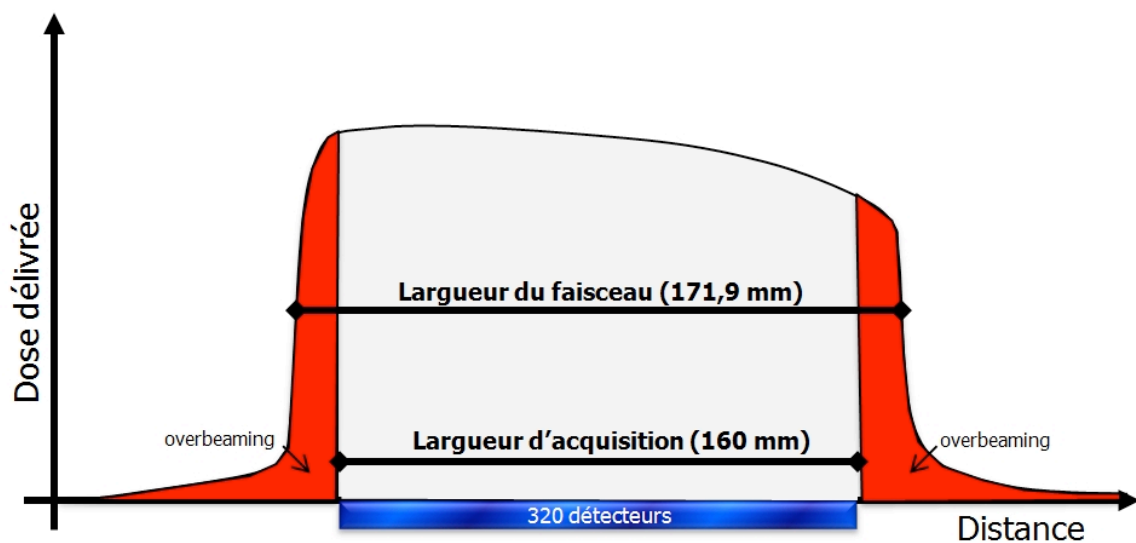


Figure 2. Profil de dose d'un volume de 160 mm : le faisceau déborde du champ des détecteurs. Ce phénomène correspond à l'overbeaming. Le rapport entre la largeur de la zone explorée (160 mm) et la largeur de la zone exposée (171,9 mm) correspond à l'efficacité de dose (93 % dans cet exemple). Noter également la forme asymétrique du profil de dose due à l'effet talon de l'anode.

3/ Influence de l'absence de déplacement de la table lors de l'acquisition :

Enfin, en mode hélicoïdal, le déplacement de la table lors de l'acquisition de l'hélice nécessite une interpolation des données à l'origine d'une dégradation du rapport signal à bruit (RSB) et du profil de coupe (34). En mode Wide volume, comme en mode incrémental conventionnel, il n'y a pas d'interpolation des données qui sont cohérentes puisque les projections sont toutes acquises au même niveau anatomique pour reconstruire une coupe. Cela procure une amélioration du RSB permettant une réduction des paramètres d'exposition. Par contre, la géométrie particulière du faisceau, secondaire à la largeur importante du système de détection en mode Wide volume 320-détecteurs (angle d'ouverture du faisceau de 15,2° contre 3,05° pour le mode hélicoïdal 64-détecteurs), engendre des effets de cône qui nécessite l'utilisation d'un algorithme de reconstruction adapté (ConeXact pour l'Aquilion One) permettant d'éliminer ces artéfacts. Cet algorithme de reconstruction est toutefois très performant puisqu'il est possible de reconstruire 640 coupes à partir des 320 coupes natives d'un volume de 160 mm. Cet algorithme de reconstruction « double-coupe » permet donc de disposer de reconstructions chevauchées de 0,5 mm tous les 0,25 mm à l'origine d'une diminution des effets de cône et des artéfacts de volume partiel.

4/ Nécessité d'un chevauchement des données en mode Wide Volume :

Par contre, l'utilisation du mode Wide volume nécessite un chevauchement partiel des volumes afin de s'assurer qu'il n'y ait pas de données manquantes. Ce chevauchement entraîne une exposition plus importante à la jonction des deux volumes. Le raccourcissement de cette zone de chevauchement par l'amélioration de l'algorithme de reconstruction est une des solutions pour permettre de réduire cette sur-exposition.

5/ Différence en terme de modulation automatique de la dose :

Le principe de la modulation automatique de la dose est également différent entre les deux modes d'acquisition. Tandis qu'en mode hélicoïdal l'adaptation du milliampérage se fait tout

au long de l'hélice et permet de réduire la dose délivrée jusqu'à 33% (35), une seule valeur de milliampérage est disponible par volume. La modulation automatique de dose pour le scanner lombaire en mode Wide volume ne bénéficie donc que de deux valeurs de milliampérage (une pour chacun des deux volumes). Pour adapter cette modulation binaire à l'acquisition d'un scanner lombaire, nous avons placé les 2 volumes de part et d'autre des crêtes iliaques (figure 3). Ce placement suit effectivement l'évolution anatomique puisque l'épaisseur du bassin entraîne une atténuation plus importante du faisceau de rayons X nécessitant une augmentation du milliampérage pour garder une qualité d'image optimale. Malgré cette adaptation, on peut supposer que la modulation automatique de la dose est moins efficace en mode Wide volume par rapport au mode hélicoïdal. La comparaison des coefficients de corrélation entre IMC et dose délivrée dans chaque groupe serait intéressante pour estimer l'efficacité de celle-ci. Malheureusement, compte-tenu du faible effectif de notre étude, nous n'avons pas réalisé ce calcul.

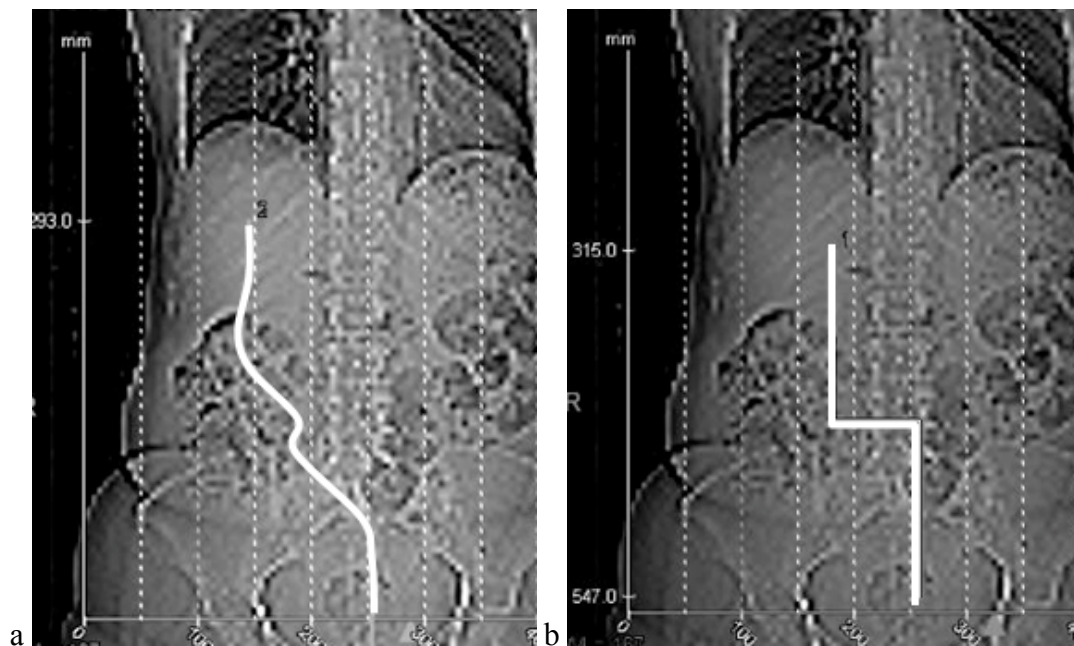


Figure 3. Modulation du milliampérage en mode hélicoïdal et Wide volume.

- a. En mode hélicoïdal, le milliampérage varie tout au long de l'hélice. Compte-tenu de l'épaisseur du bassin, on note que le milliampérage augmente à partir des crêtes iliaques.
- b. En mode Wide volume, chaque volume possède sa propre valeur de milliampérage. La position des 2 volumes dont la jonction se fait à hauteur des crêtes iliaques permet de rapprocher la courbe de milliampérage du mode Wide volume avec celle du mode hélicoïdal.

De plus, cette modulation est à l'origine d'une discrète différence de densité à l'interface des deux volumes due à la différence de milliampérage (figure 4). A celle-ci peut également se rajouter un artéfact de décalage entre les deux volumes contigus. Ce décalage est engendré par les mouvements du patient ou les minimes mouvements de table entre les deux acquisitions. Bien que cet artéfact soit quelque fois visible sur les reconstructions sagittales ou frontales, il est en fait très peu marqué pour le scanner lombaire compte-tenu de la courte durée séparant l'acquisition des deux volumes (1,4 s) et de sa correction lors de la reconstruction des images.

Figure 4. Reconstruction sagittale d'un scanner lombaire en mode Wide volume : discrète différence de densité entre les deux volumes, due à la différence de milliampérage, à l'origine d'une ligne de démarcation (têtes de flèches).



6/ Modification de mesure des données de dosimétrie en mode Wide volume :

Une autre particularité du scanner 320-détecteurs réside dans le calcul des données de dosimétrie. Classiquement, les paramètres de dosimétrie sont automatiquement transmis par le scanner sous la forme du $CTDI_{vol}$ et du PDL. Le $CTDI_{vol}$ correspond à la dose moyenne pour une coupe en prenant en compte le pas de l'hélice ($CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch$) (30). Le $CTDI_{vol}$ est donc une mesure adaptée à l'acquisition hélicoïdale mais perd sa signification lors de l'utilisation d'un scanner volumique (33). Par ailleurs, les chambres d'ionisation, actuellement utilisées et définies par la législation pour faire les relevés de dosimétrie (36-37), ont une longueur active de 100 mm. Elles ne sont donc pas adaptées pour mesurer le $CTDI_{vol}$ du scanner 320-détecteurs car il est impossible d'enregistrer l'intégralité du profil de coupe d'un volume de 160 mm à partir de ces chambres d'ionisation. Cela est d'autant plus vrai qu'il faut que la largeur de la chambre d'ionisation prenne également en compte l'overbeaming ainsi que le rayonnement diffusé. Pour Mori et al. (38), il faut donc une chambre d'ionisation d'au moins 300 mm pour permettre de mesurer le $CTDI_{vol}$ lors de l'acquisition d'un volume de 160 mm. Toutefois, plusieurs études ont montré qu'il était possible d'extrapoler, grâce à une simulation de Monte Carlo, la valeur du $CTDI_{vol}$ d'un volume de 160 mm à partir des mesures de dosimétrie d'une chambre d'ionisation standard de 100 mm (33,39). La mesure du $CTDI_{vol}$ peut donc se faire avec le matériel standard mais la nécessité d'utiliser une formule d'extrapolation explique que les données de dosimétrie du scanner 320-détecteurs correspondent au $CTDI_{vol.e}$ et au $PDL.e$ (« e » pour « extended » ou étendu). Enfin, le PDL rend compte de la dose délivrée au cours d'une procédure complète (40) et permet d'estimer la dose efficace (41). Le PDL est donc directement en rapport avec le risque stochastique pour le patient et c'est pourquoi nous avons choisi d'utiliser cette valeur pour comparer les doses délivrées entre les deux groupes.

7/ Evaluation des doses délivrées au cours de notre étude :

Bien qu'il ne s'agisse pas de l'objectif principal de notre étude, ces relevés de dosimétrie sont l'occasion d'évaluer les doses délivrées pour un scanner lombaire dans notre service. On peut tout de suite remarquer que le scanner lombaire ne fait pas partie des examens soumis aux niveaux de référence diagnostiques (NRD) (42) bien qu'il représente un nombre important d'examens réalisés chaque année. Le rapport 2008 de l'IRSN (8), portant sur la mise à jour des NRD, propose d'ailleurs que le scanner lombaire figure parmi les régions anatomiques concernées par ce recueil des données dosimétriques. Par rapport aux données de la littérature, on peut également observer que les doses délivrées pour la réalisation d'un scanner lombaire sont très variables, allant de 3 à 19 mSv (16, 43-48). Ces valeurs correspondent aux doses efficaces exprimées en milliSievert (mSv). Dans notre étude, les doses efficaces étaient de 14 mSv pour le groupe 1 et 22,5 mSv pour le groupe 2 (la dose efficace (E) est calculée en utilisant le coefficient de conversion tissulaire (k) de l'abdomen à 0,015 selon la formule $E = PDL.e \times k$ (49)). Cette disparité tient d'abord au fait que certaines études prennent en compte les doses délivrées sur des fantômes (43). Ces doses ne sont donc pas comparables à celles de population dont le morphotype n'est pas « standard ». Ainsi, dans notre étude, seulement 4 patients du groupe 1 et 3 du groupe 2 avaient un IMC compris entre 18 et 25, or l'augmentation de la corpulence nécessite une majoration des doses délivrées afin de garantir une qualité d'image équivalente. De plus, les longueurs d'acquisition sont souvent différentes. Tandis que la longueur d'exploration du rachis lombaire n'excède pas 7 cm dans certaines études (44), notre longueur d'acquisition moyenne était de 26 cm. Notre choix est critiquable mais est lié à la volonté de couvrir systématiquement la jonction dorso-lombaire afin de permettre la recherche d'éventuels signes de spondylarthropathie ou de faire le bilan d'un canal lombaire étroit. On peut d'ailleurs remarquer l'intérêt de l'utilisation du mode Wide volume : tandis que les doses en mode hélicoïdal sont supérieures à la dose moyenne de 19

mSv de l'étude de Biswas et al (46), l'utilisation du mode Wide volume permet de réduire ces doses sous cette moyenne tout en gardant une longueur d'exploration importante.

8/ Limites de l'étude :

Notre étude comporte plusieurs limites qui méritent d'être mentionnées. La première réside dans le faible effectif de patients inclus et dans l'absence de randomisation des patients entre les deux groupes. Ainsi, même si la différence de dose est significative, une étude randomisée avec un effectif plus grand est nécessaire pour confirmer l'absence de différence significative en terme de qualité d'image. Deuxièmement, nos critères d'évaluation de la qualité d'image sont également discutables. Pour l'évaluation quantitative, nous avons opté pour la mesure du bruit de l'image à partir de la déviation standard d'une ROI, comme cela a déjà été décrit par plusieurs auteurs (50-51). Toutefois, le bruit de l'image n'est pas un critère suffisant et d'autres critères, plus difficilement analysables, participent également à appréhender la qualité d'image (comme le contraste par exemple ou encore la différence de signal rapportée au bruit) (52). L'évaluation qualitative d'une image n'est pas non plus une méthode très robuste d'autant plus que notre évaluation n'a pu se faire qu'à partir des coupes axiales. En effet, sur les reconstructions sagittales ou frontales, les possibles artéfacts à la jonction des deux volumes risquaient d'informer le lecteur du groupe auquel appartenait le patient. Pourtant, la qualité des reconstructions, notamment sagittales, serait également un élément de comparaison intéressant à prendre en compte pour l'évaluation de la qualité d'image entre les deux groupes. Troisièmement, notre étude a été réalisée sur le même scanner. Il serait intéressant d'évaluer la dose délivrée pour un scanner lombaire sur des scanners hélicoïdaux comportant un nombre différent de détecteurs (par exemple, un scanner 16-détecteurs) ou sur des machines de constructeurs différents. Enfin, il existe quelques différences de paramétrage entre les deux modes d'acquisition. Ainsi, l'absence de pitch en mode Wide volume (en

l'absence de mouvement de la table lors de l'acquisition des données, il n'y a pas de pitch) peut faire discuter l'influence de sa valeur en mode hélicoïdal. On peut également noter que l'on a utilisé des indices de bruit légèrement différents entre le groupe 1 (IB à 7,5) et le groupe 2 (IB à 6). Cette différence, liée au réglage « empirique » de la qualité d'image, est toutefois faible et ne semble pas pouvoir expliquer l'écart significatif de dose entre les deux groupes. Par contre, notre protocole ne comporte pas d'adaptation du kilo-Voltage en fonction du poids du patient. Ce paramètre était constant dans notre étude afin de rendre les deux protocoles d'examens comparables (cela explique le faible effectif de notre étude et l'inclusion de patients âgés de plus de 45 ans). Toutefois, en pratique courante, pour optimiser la réduction de la dose délivrée au patient, le kilo-Voltage devrait être adapté en fonction du morphotype du patient, en accord avec le principe ALARA (53).

CONCLUSION

En conclusion, notre étude confirme que l'acquisition d'un scanner lombaire en mode Wide volume 320-détecteurs permet de réduire significativement la dose délivrée au patient par rapport à l'acquisition hélicoïdale 64-détecteurs. Le mode Wide volume 320-détecteurs a donc remplacé dans notre service le protocole hélicoïdal standard des scanners lombaires. D'autres études doivent être menées pour évaluer l'intérêt de ce nouveau mode d'acquisition dans la réduction de la dose délivrée au patient, notamment dans le cadre des explorations thoraciques ou abdomino-pelviennes.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) Valat JP. Epidémiologie des lombalgies. *Rev. Rhum.* 1998;65:172-4.
- (2) Gepner P. Lombalgies, aspects socio-économiques, épidémiologiques et médico-légaux. *Rev. Rhum.* 1994;61:5-7.
- (3) Boos N, Lander PH. Clinical efficacy of imaging modalities in the diagnosis of low-back pain disorders. *Eur Spine J.* 1996;5:2-22.
- (4) Stieber J, Quirno M, Cunningham M, Errico TJ, Bendo JA. The reliability of computed tomography and magnetic resonance imaging grading of lumbar facet arthropathy in total disc replacement patients. *Spine* 2009;34:833-40.
- (5) Lurie JD, Tosteson AN, Tosteson TD et al. Reliability of readings of magnetic resonance imaging features of lumbar spinal stenosis. *Spine* 2008;33:1605-10.
- (6) Carrino JA, Lurie JD, Tosteson AN et al. Lumbar spine: reliability of MR imaging findings. *Radiology* 2009;250:161-70.
- (7) Arana E, Royuela A, Kovacs FM et al. Lumbar spine: agreement in the interpretation of 1.5-T MR images by using the Nordic Modic Consensus Group Classification Form. *Radiology* 2010;254:809-17.
- (8) Talbot A. Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. Rapport DRPH n°2008-02, Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire. 2008, 126 p.

- (9) Tubiana, M, Aurengo A, Averbeck A. La relation dose-effet et l'estimation des effets cancérogènes des faibles doses de rayonnements ionisants. Académie Nationale de Médecine, Institut de France–Académie des Sciences, Paris, 2005.
- (10) Tubiana M, Feinendegen LE, Yang C, Kaminski JM. The linear no-threshold relationship is inconsistent with radiation biologic and experimental data. *Radiology* 2009;251:13-22.
- (11) Land CE. Low-dose extrapolation of radiation health risks : some implications of uncertainty for radiation protection at low doses. *Health Phys.* 2009;97:407-15.
- (12) Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT et al. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2003;100:13761-6.
- (13) Board of Radiation Effects Research Division on Earth and Life Sciences National Research Council of the National Academies. *Health Risks From Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2.* Washington, DC: National Academies Press; 2006.
- (14) Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med.* 2009;169:2078-86.
- (15) Berrington de González A, Mahesh M, Kim KP et al. Projected cancer risks from computed tomography scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med.* 2009;169: 2071-7.
- (16) Richards PJ, George J, Metelko M, Brown M. Spine Computed Tomography Doses and Cancer Induction. *Spine* 2010;35:430-3.

- (17) Little MP, Wakeford R, Tawn EJ, Bouffler SD, Berrington de Gonzalez A. Risks associated with low doses and low dose rates of ionizing radiation: why linearity may be (almost) the best we can do. *Radiology* 2009;251:6-12.
- (18) Spangfort EV. The lumbar disc herniation: a computer-aided analysis of 2,504 operations. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1972;142:1-95.
- (19) Hourcade S, Treves R. Etude rétrospective concernant le scanner lombaire dans les lombalgies et lombosciatiques dans le département de le Haute-Vienne, à propos de 132 cas. *Rev. Rhum.* 2002;69:589-96.
- (20) Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* 2009;251:175-84.
- (21) Pasricha SS, Nandurkar D, Seneviratne SK et al. Image quality of coronary 320-MDCT in patients with atrial fibrillation: initial experience. *Am J Roentgenol.* 2009;193:1514-21.
- (22) Torres FS, Crean AM, Nguyen ET et al. Abolition of respiratory-motion artifact in computed tomography coronary angiography with ultrafast examinations: a comparison between 64-row and 320-row multidetector scanners. *Can Assoc Radiol J.* 2010;61:5-12.
- (23) Brouwer PA, Bosman T, van Walderveen MA, Krings T, Leroux AA, Willems PW. Dynamic 320-section CT angiography in cranial arteriovenous shunting lesions. *AJNR* 2010; article in press.
- (24) Page M, Nandurkar D, Crossett MP et al. Comparison of 4 cm Z-axis and 16 cm Z-axis multidetector CT perfusion. *Eur Radiol.* 2009; article in press.
- (25) Kandel S, Kloeters C, Meyer H, Hein P, Hilbig A, Rogalla P. Whole-organ perfusion of the pancreas using dynamic volume CT in patients with primary

- pancreas carcinoma: acquisition technique, post-processing and initial results. *Eur Radiol.* 2009;19:2641-6.
- (26) Kroft LJ, Roelofs JJ, Geleijns J. Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol.* 2009; 40:294-300.
- (27) Hein PA, Romano VC, Lembcke A, May J, Rogalla P. Initial experience with a chest pain protocol using 320-slice volume MDCT. *Eur Radiol.* 2009;19:1148-55.
- (28) International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography, International Standard. Genève, Suisse : IEC 60601-2-44, 2009.
- (29) Tsedakis A, Damilakis J, Perisinakis K, Stratakis J, Gourtsoyiannis N. The effect of z overscanning on patient effective dose from multidetector helical computed tomography examinations. *Med Phys.* 2005;32:1621-9.
- (30) van der Molen AJ, Geleijns J. Overranging in multisection CT : quantification and relative contribution to dose - comparison of four 16-section CT scanners. *Radiology* 2007;242:208-16.
- (31) Cordoliani YS, Boyer B, Le Marec E, Jouan E, Hélie O, Beauvais H. Vade-mecum du scanner hélicoïdal : estimation des doses, choix des paramètres. *J Radiol.* 2002;83:685-92.
- (32) Perisinakis K, Papadakis AE, Damilakis J. The effect of x-ray beam quality and geometry on radiation utilization efficiency in multidetector CT imaging. *Med Phys.* 2009;36:1258-66.

- (33)Mori S, Nishizawa K, Kondo C, Ohno M, Akahane K, Endo M. Effective doses in subjects undergoing computed tomography cardiac imaging with the 256-multislice CT scanner. *Eur J Radiol.* 2008;65:442-8.
- (34)Blum A. Scanographie volumique multicoupe. Paris : Masson, 2002. pp 39-62.
- (35)Kalra KM, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology* 2004;232:347-53.
- (36)Décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes. Journal Officiel de la République Française, 7 décembre 2007.
- (37)Commission européenne. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Publication EUR 16262 EN. Bruxelles, Belgique : Commission européenne, 2000.
- (38)Mori S, Endo M, Nishizawa K et al. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med Phys.* 2005;32:1061-9.
- (39)Geleijns J, Salvadó Artells M, de Bruin PW, Matter R, Muramatsu Y, McNitt-Gray MF. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Phys Med Biol.* 2009;54:3141-59.
- (40)Task Group on Control of Radiation Dose in Computed Tomography. Managing patient dose in computed tomography: a report of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 2000;30:7-45.
- (41)Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology* 2008;248:995-1003.
- (42)Arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et médecine nucléaire. Journal Officiel de la République Française, 16 mars 2004.

- (43) Blum A, Noel A, Winninger D et al. Dose optimization and reduction in CT of the musculoskeletal system including the spine. In: Tack D, Genevois PA, Radiation Dose from Pediatric and Adult Multidetector Computed Tomography. Springer-Verlag eds 2007. pp 185-194.
- (44) Calzado A, Rodríguez R, Muñoz A. Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations. *Br J Radiol.* 2000;73:384-95.
- (45) Ngaile JE, Msaki P, Kazema R. Towards establishment of the national reference dose levels from computed tomography examinations in Tanzania. *J Radiol Prot.* 2006;26:213-25.
- (46) Biswas D, Bible JE, Bohan M, Simpson AK, Whang PG, Grauer JN. Radiation exposure from musculoskeletal computerized tomographic scans. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:1882-9.
- (47) Fazel R, Krumholz HM, Wang Y et al. Exposure to low-dose ionizing radiation from medical imaging procedures. *N Engl J Med.* 2009;361:849-57.
- (48) Heggie JC. Patient doses in multi-slice CT and the importance of optimisation. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2005;28:86-96.
- (49) International Commission on Radiological Protection. 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103). *Ann ICRP.* 2007;37:1-332.
- (50) Wintermark M, Maeder P, Verdun FR et al. Using 80 kVp versus 120 kVp in perfusion CT measurement of regional cerebral blood flow. *AJNR* 2000;21:1881-4.
- (51) Smith AB, Dillon WP, Lau BC et al. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section. *Radiology* 2008;247:499-506.

- (52) Zarb F, Rainford L, McEntee MF. Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography* 2009; article in press.
- (53) McCollough C, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am.* 2009;47:27-40.

VU

NANCY, le 6 avril 2010

Le Président de Thèse

Professeur A. BLUM

NANCY, le 13 avril 2010

Le Doyen de la Faculté de Médecine

Par délégation,

Mme le Professeur M.C. BÉNÉ

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le 15 avril 2010

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE NANCY 1

Par délégation

Madame C. CAPDEVILLE-ATKISON

RESUME:

Objectif. Comparer la dose délivrée et la qualité d'image entre un scanner lombaire réalisé en mode hélicoïdal et en mode Wide volume grâce au scanner 320-détecteurs.

Patients et méthodes. Il s'agit d'une étude monocentrique prospective incluant 20 patients consécutifs répartis en deux groupes. Les 20 patients ont bénéficié d'un scanner lombaire sur le scanner 320-détecteurs (Aquilion One, Toshiba). Les scanners lombaires du groupe 1 ont été réalisés en mode Wide volume 320-détecteurs et ceux du groupe 2 en mode hélicoïdal 64-détecteurs. La longueur d'acquisition, la dose délivrée correspondant au PDL.e (Produit Dose Longueur . étendu) ainsi qu'une évaluation quantitative et qualitative de l'image ont été comparées entre les deux groupes.

Résultats. Les moyennes de longueur d'acquisition étaient comparables entre les deux groupes. Il existait une réduction significative de la dose délivrée d'environ 35% (moyenne des PDL.e de 970 mGy.cm pour le groupe 1 contre 1503 mGy.cm pour le groupe 2, $p < 0,028$) avec le mode Wide volume 320-détecteurs par rapport au mode hélicoïdal 64-détecteurs. Aucune différence significative n'était observée entre les deux techniques concernant l'évaluation de la qualité de l'image.

Conclusion. L'acquisition d'un scanner lombaire en mode Wide volume sur le scanner 320-détecteurs permet de réduire significativement la dose délivrée au patient par rapport à l'acquisition hélicoïdale 64-détecteurs, tout en préservant une qualité d'image équivalente.

TITLE: Dose reduction for a lumbar spine exploration with the 320-MDCT : initial experience.

DISCIPLINE: RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE – ANNEE 2010

MOTS CLES : Scanner 320-détecteurs
Réduction de dose
Rachis lombaire

ADRESSE DE L'UFR: Université Henry Poincaré – Nancy 1
Faculté de Médecine de Nancy
9, Avenue de la Forêt de Haye
54500 VANDOEUVRE-LES-NANCY
