



HAL
open science

Évaluation de l'énergie optimale en tomодensitométrie double énergie pour la détection des chambres de résorption osseuse au pourtour du matériel d'ostéosynthèse rachidien

Romain Demaison

► **To cite this version:**

Romain Demaison. Évaluation de l'énergie optimale en tomодensitométrie double énergie pour la détection des chambres de résorption osseuse au pourtour du matériel d'ostéosynthèse rachidien. Médecine humaine et pathologie. 2022. dumas-03578715

HAL Id: dumas-03578715

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03578715>

Submitted on 18 Feb 2022

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.

La propriété intellectuelle du document reste entièrement celle du ou des auteurs. Les utilisateurs doivent respecter le droit d'auteur selon la législation en vigueur, et sont soumis aux règles habituelles du bon usage, comme pour les publications sur papier : respect des travaux originaux, citation, interdiction du pillage intellectuel, etc.

Il est mis à disposition de toute personne intéressée par l'intermédiaire de [l'archive ouverte DUMAS](#) (Dépôt Universitaire de Mémoires Après Soutenance).

Si vous désirez contacter son ou ses auteurs, nous vous invitons à consulter la page de DUMAS présentant le document. Si l'auteur l'a autorisé, son adresse mail apparaîtra lorsque vous cliquerez sur le bouton « Détails » (à droite du nom).

Dans le cas contraire, vous pouvez consulter en ligne les annuaires de l'ordre des médecins, des pharmaciens et des sages-femmes.

Contact à la Bibliothèque universitaire de Médecine Pharmacie de Grenoble :

bump-theses@univ-grenoble-alpes.fr

Année : 2022

**ÉVALUATION DE L'ÉNERGIE OPTIMALE EN
TOMODENSITOMÉTRIE DOUBLE ÉNERGIE POUR LA DÉTECTION
DES CHAMBRES DE RÉSORPTION OSSEUSE AU POURTOUR DU
MATÉRIEL D'OSTÉOSYNTÈSE RACHIDIEN**

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

SPÉCIALITÉ : RADIODIAGNOSTIC ET IMAGERIE MÉDICALE

Par M. Romain DEMAISON

[Données à caractère personnel]

THÈSE SOUTENUE PUBLIQUEMENT À LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE GRENOBLE

Le 11/02/2022

DEVANT LE JURY COMPOSÉ DE

Président du jury :

M. le Professeur Alexandre KRAINIK

Membres :

M. le Docteur Adrian KASTLER (directeur de thèse)

Mme le Docteur Sylvie GRAND

M. le Docteur Julien ZALDIVAR

L'UFR de Médecine de Grenoble n'entend donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses ; ces opinions sont considérées comme propres à leurs auteurs.

CORPS	NOM-PRENUM	Discipline universitaire
PU-PH	ALBALADEJO Pierre	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
PU-PH	APTEL Florent	Ophthalmologie
PU-PH	ARVIEUX-BARTHELEMY Catherine	Chirurgie viscérale et digestive
PU-PH	BAILLET Athan	Rhumatologie
PU-PH	BARONE-ROCHETTE Gilles	Cardiologie
PU-PH	BAYAT Sam	Physiologie
MCF Ass.MG	BENDAMENE Farouk	Médecine Générale
PU-PH	BENHAMOU Pierre-Yves	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
PU-PH	BERGER François	Biologie cellulaire
MCU-PH	BETRY Cécile	Nutrition
MCU-PH	BIDART-COUTTON Marie	Biologie cellulaire
PU-PH	BIOULAC-ROGIER Stéphanie	Pédopsychiatrie ; addictologie
PU-PH	BLAISE Sophie	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire
PR Ass. Méd.	BOILLOT Bernard	Urologie
MCU-PH	BOISSET Sandrine	Bactériologie-virologie ; Hygiène hospitalière
PU-PH	BONAZ Bruno	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
PU-PH	BONNETERRE Vincent	Médecine et santé au travail
PU-PH	BOREL Anne-Laure	Nutrition
PU-PH	BOSSON Jean-Luc	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
MCU-PH	BOTTARI Serge	Biologie cellulaire
PR Ass.MG	BOUCHAUD Jacques	Médecine Générale
PU-PH	BOUGEROL Thierry	Psychiatrie d'adultes
PU-PH	BOUILLET Laurence	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
MCU-PH	BOUSSAT Bastien	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
PU-PH	BOUZAT Pierre	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
PU-PH émérite	BRAMBILLA Christian	Pneumologie
PU-PH émérite	BRAMBILLA Elisabeth	Anatomie et cytologie pathologiques
MCU-PH	BRENIER-PINCHART Marie Pierre	Parasitologie et mycologie
PU-PH	BRICAULT Ivan	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	BRICHON Pierre-Yves	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
MCU-PH	BRIOT Raphaël	Thérapeutique-médecine de la douleur ; Addictologie
PU-PH émérite	CAHN Jean-Yves	Hématologie
PU-PH émérite	CARPENTIER Patrick	Chirurgie vasculaire, médecine vasculaire
PR Ass.MG	CARRILLO Yannick	Médecine Générale
MCU-PH	CASPAR Yvan	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
PU-PH	CESBRON Jean-Yves	Immunologie
PU-PH	CHABARDES Stephan	Neurochirurgie
PU-PH	CHABRE Olivier	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
PU-PH	CHAFFANJON Philippe	Anatomie
MCF Ass.MG	CHAMBOREDON Benoît	Médecine Générale
PU-PH	CHARLES Julie	Dermato-vénéréologie
MCF Ass.MG	CHAUVET Marion	Médecine Générale
PU-PH	CHAVANON Olivier	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire

CORPS	NOM-PRENOM	Discipline universitaire
PU-PH	CHIUQUET Christophe	Ophthalmologie
PU-PH	CHIRICA Mircea	Chirurgie viscérale et digestive
PU-PH	CINQUIN Philippe	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
MCU-PH	CLAVARINO Giovanna	Immunologie
MCU-PH	CLIN CHERPEC Rita	Nutrition
PU-PH	COHEN Olivier	Histologie, embryologie et cytogénétique
PU-PH	COSTENTIN Charlotte	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
PU-PH	COURVOISIER Aurélien	Chirurgie infantile
PU-PH	COUTTON Charles	Génétique
PU-PH	COUTURIER Pascal	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
PU-PH	CRACOWSKI Jean-Luc	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
PU-PH	DEBATY Guillaume	Médecine d'Urgence
PU-PH	DEBILLON Thierry	Pédiatrie
PU-PH	DECAENS Thomas	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
PR Ass. Méd.	DEFAYE Pascal	Cardiologie
PU-PH	DEGANO Bruno	Pneumologie ; addictologie
PU-PH	DEMATTEIS Maurice	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
PU-PH émérite	DEMONGEOT Jacques	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
MCU-PH	DERANSART Colin	Physiologie
PU-PH	DESCOTES Jean-Luc	Urologie
PU-PH	DETANTE Olivier	Neurologie
MCU-PH	DIETERICH Klaus	Génétique
MCU-PH	DOUTRELEAU Stéphane	Physiologie
PU-PH	EPAULARD Olivier	Maladies infectieuses ; Maladies tropicales
PU-PH	ESTEVE François	Biophysique et médecine nucléaire
MCU-PH	EYSSERIC Hélène	Médecine légale et droit de la santé
PU-PH émérite	FAGRET Daniel	Biophysique et médecine nucléaire
PU-PH	FAUCHERON Jean-Luc	Chirurgie viscérale et digestive
MCU-PH	FAURE Julien	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	FERRETTI Gilbert	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	FONTAINE Éric	Nutrition
PU-PH	FRANCOIS Patrice	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
MCU-MG	GABOREAU Yoann	Médecine Générale
PU-PH	GARBAN Frédéric	Hématologie ; Transfusion
PU-PH	GAUDIN Philippe	Rhumatologie
PU-PH	GAVAZZI Gaétan	Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie
PU-PH	GAY Emmanuel	Neurochirurgie
MCU-PH	GIAI Joris	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
MCU-PH	GILLOIS Pierre	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	GIOT Jean-Philippe	Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; Brûlologie
MCU-PH	GRAND Sylvie	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH émérite	GRIFFET Jacques	Chirurgie infantile
PU-PH	HAINAUT Pierre	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH émérite	HALIMI Serge	Nutrition
PU-PH	HENNEBICQ Sylviane	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
PU-PH	HOFFMANN Pascale	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
PU-PH émérite	HOMMEL Marc	Neurologie

CORPS	NOM-PRENOM	Discipline universitaire
PU-MG	IMBERT Patrick	Médecine Générale
PU-PH émérite	JOUK Pierre-Simon	Génétique
PU-PH	KAHANE Philippe	Physiologie
MCU-PH	KASTLER Adrian	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	KRAINIK Alexandre	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	LABARERE José	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
MCU-PH	LABLANCHE Sandrine	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
PU-PH	LANDELLE Caroline	Bactériologie – virologie ; Hygiène hospitalière
PU-PH	LANTUEJOL Sylvie	Anatomie et cytologie pathologiques
PR Ass. Méd.	LARAMAS Mathieu	Cancérologie ; radiothérapie
MCU-PH	LARDY Bernard	Biochimie et biologie moléculaire
MCU-PH	LE GOUELLEC LE PISSART Audrey	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	LECCIA Marie-Thérèse	Dermato-vénérologie
PR Ass.MG	LEDOUX Jean-Nicolas	Médecine Générale
PU-PH émérite	LETOUBLON Christian	Chirurgie viscérale et digestive
PU-PH	LEVY Patrick	Physiologie
PU-PH	LONG Jean-Alexandre	Urologie
MCU-PH	LUPO Julien	Bactériologie-virologie ; Hygiène hospitalière
PU-PH	MAITRE Anne	Médecine et santé au travail
MCU-PH	MARLU Raphaël	Hématologie ; Transfusion
PR Ass. Méd.	MATHIEU Nicolas	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
MCU-PH	MAUBON Danièle	Parasitologie et mycologie
PU-PH	MAURIN Max	Bactériologie-virologie ; Hygiène hospitalière
MCU-PH	MC LEER Anne	Histologie, embryologie et cytogénétique
PR Ass. Méd	MICHY Thiery	Gynécologie-obstétrique
MCU-PH	MONDET Julie	Histologie, embryologie et cytogénétique
PU-PH	MORAND Patrice	Bactériologie-virologie ; Hygiène hospitalière
PU-PH	MOREAU-GAUDRY Alexandre	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	MORO Elena	Neurologie
PU-PH	MORO-SIBILOT Denis	Pneumologie ; addictologie
MCU-PH	MORTAMET Guillaume	Pédiatrie
PU-PH	MOUSSEAU Mireille	Cancérologie ; radiothérapie
PU-PH émérite	MOUTET François	Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie
MCF Ass.MG	ODDOU Christel	Médecine Générale
PR Ass. Méd.	ORMEZANO Olivier	Cardiologie
MCU-PH	PACLET Marie-Hélène	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	PAILHE Régis	Chirurgie orthopédique et traumatologie
PU-PH	PALOMBI Olivier	Anatomie
PU-PH	PARK Sophie	Hématologie ; Transfusion
PR Ass.MG	PAUMIER-DESBRIERES Françoise	Médecine Générale
PU-PH	PAYEN DE LA GARANDERIE Jean-François	Anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
MCU-PH	PAYSANT François	Médecine légale et droit de la santé
MCU-PH	PELLETIER Laurent	Biologie cellulaire
PU-PH	PELLOUX Hervé	Parasitologie et mycologie
PU-PH	PEPIN Jean-Louis	Physiologie
PU-PH	PERARD Chantal	Immunologie
PU-PH	PERENNOU Dominique	Médecine physique et de réadaptation

CORPS	NOM-PRENOM	Discipline universitaire
PU-PH	PERNOD Gilles	Chirurgie vasculaire ; Médecine vasculaire
PU-PH	PIOLAT Christian	Chirurgie infantile
PU-PH	PISON Christophe	Pneumologie ; Addictologie
PU-PH	PLANTAZ Dominique	Pédiatrie
PU-PH	POIGNARD Pascal	Bactériologie-virologie ; Hygiène hospitalière
PU-PH émérite	POLACK Benoît	Hématologie ; Transfusion
PU-PH	POLOSAN Mircea	Psychiatrie d'adultes ; Addictologie
PU-PH émérite	RAMBEAUD Jean-Jacques	Urologie
PU-PH	RAY Pierre	Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale
PR Ass. Méd.	RECHE Fabian	Chirurgie viscérale et digestive
MCU-PH	RENDU John	Biochimie et biologie moléculaire
MCU-PH émérite	RIALLE Vincent	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	RIETHMULLER Didier	Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
PU-PH	RIGHINI Christian	Oto-rhino-laryngologie
PU-PH émérite	ROMANET Jean Paul	Ophthalmologie
PU-PH	ROSTAING Lionel	Néphrologie
PU-PH	ROUSTIT Matthieu	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
MCU-PH	ROUX-BUISSON Nathalie	Biochimie et biologie moléculaire
PR Ass.MG	ROYER DE VERICOURT Guillaume	Médecine Générale
PU-PH émérite	SARAGAGLIA Dominique	Chirurgie orthopédique et traumatologie
MCU-PH	SATRE Véronique	Génétique
PU-PH	SAUDOU Frédéric	Biologie cellulaire
PU-PH	SCHMERBER Sébastien	Oto-rhino-laryngologie
PU-PH	SCHWEBEL Carole	Médecine intensive-réanimation
PU-PH	SCOLAN Virginie	Médecine légale et droit de la santé
PU-PH	SEIGNEURIN Arnaud	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
PU-PH	SPEAR Rafaëlle	Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire
PU-PH émérite	STAHL Jean-Paul	Maladies infectieuses ; Maladies tropicales
PU-PH	STANKE Françoise	Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
MCU-PH	STASIA Marie-José	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	STURM Nathalie	Anatomie et cytologie pathologiques
PU-PH	TAMISIER Renaud	Physiologie
PU-PH	TERZI Nicolas	Médecine intensive-réanimation
PU-PH	THEVENON Julien	Génétique
PU-PH	TOFFART Anne-Claire	Pneumologie ; Addictologie
PU-PH	TONETTI Jérôme	Chirurgie orthopédique et traumatologie
PU-PH	TOUSSAINT Bertrand	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	VALMARY-DEGANO Séverine	Anatomie et cytologie pathologiques
PU-PH	VANZETTO Gérard	Cardiologie
PU-PH	VUILLEZ Jean-Philippe	Biophysique et médecine nucléaire
PU-PH	WEIL Georges	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
PU-PH	ZAOUÏ Philippe	Néphrologie
PU-PH émérite	ZARSKI Jean-Pierre	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie

PU-PH : Professeur des Universités - Praticiens Hospitaliers

MCU-PH : Maître de Conférences des Universités - Praticiens Hospitaliers

PU-MG : Professeur des Universités de Médecine Générale

MCU-MG : Maître de Conférences des Universités de Médecine Générale

PR Ass. Méd. : Professeur des Universités Associé de Médecine

PR Ass.MG : Professeur des Universités Associé de Médecine Générale

MCF Ass.MG : Maître de Conférences Associé de Médecine Générale

REMERCIEMENTS

A mon jury de thèse :

Au professeur Alexandre Krainik : Je vous remercie de présider cette thèse. Merci pour votre considération du statut d'interne ainsi que toutes vos explications sur les techniques d'IRM. Votre charisme et votre culture générale sont une source d'inspiration.

Au Docteur Sylvie Grand : Merci pour la qualité de vos enseignements que je suis depuis l'externat. Merci pour votre investissement dans le service et auprès des internes que ce soit en neuroradiologie ou ailleurs.

Au Docteur Adrian Kastler : Merci de m'avoir proposé ce sujet de thèse et de m'avoir guidé pendant tout ce long travail. Ton humour et ta gentillesse sont toujours un plaisir à partager autour d'un café. Merci de nous guider et de nous accorder ta confiance en percutanée pendant ces vacances de scanner interventionnel de plus en plus riche. Ton talent d'orateur ne cessera de m'impressionner.

Au Docteur Julien Zaldivar : Merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury en tant que représentant de la neurochirurgie. Merci pour tes explications ainsi que ton dévouement dans ton travail. Te croiser en garde était toujours un plaisir même aux heures les plus tardives.

Au service de Neuroradiologie :

Au Docteur Kamel Boubagra : A ton humour, ta franchise et ta passion pour ce métier. Merci pour ces cours souvent improvisés d'anatomie vasculaire et ORL ainsi que ces discussions sans fins sur des sujets toujours très variés.

Au Docteur Arnaud Attyé : Merci pour tes tentatives d'explications de l'Hydrops, multiples... A ta gentillesse, ta disponibilité et tes connaissances sur l'ORL.

Au Docteur Olivier Heck : A ta rigueur au travail et tes qualités pédagogiques. c'est toujours très inspirant d'être à tes cotés en salle d'angio.

Au Docteur Alexis Galloux : A ta pédagogie et tes connaissances hors normes. Ton calme et ton intelligence devant les dossiers compliqués sont toujours impressionnants. Merci de prendre du temps pour ces staffs pédagogiques avec les internes.

Merci à Cédric, aux manipulateurs et aux secrétaires du service de Neuroradiologie pour votre gentillesse et votre participation quotidienne au dynamisme et à l'attractivité de ce service.

Au service de Radiologie Centrale :

Au Professeur Gilbert FERRETTI : A l'étendue de vos connaissances en imagerie thoracique. A votre humour.

Au Professeur Ivan BRICAULT : Merci pour ses relectures si précises tant au scanner qu'en IRM pendant lesquelles on apprend ce que c'est la radiologie. Merci pour tes qualités pédagogiques.

Au Docteur Pierre CHAPUIS : Merci Chap's pour ta gentillesse, ton accueil à Sud et tes compétences médicales et humaines.

Au Docteur Frédéric THONY : Merci de m'avoir fait découvrir l'interventionnel vasculaire. A ton humour si particulier et ton flegme impressionnant. Toujours un plaisir de te croiser en vélo sur la route de Venon.

Au Docteur Mathieu RODIERE : A ton humour, tes connaissances en vasculaires. Merci de m'avoir fait découvrir l'interventionnel.

Au Docteur Christian SENDEL : Merci pour ses discussions sportives plus que médicales, ton franc parler. Au plaisir de se revoir sur une sortie vélo.

Au Docteur Julien Ghelfi : Merci pour ton aide dans la rédaction de mon mémoire. Merci pour ton humour et ton calme en toute circonstance en angio. Les premières embolisations d'épaules réalisées ensemble seront les prémices d'une activité florissante comme les Japonais j'en suis sûr ! Tes connaissances et tes idées innovantes ne cessent de m'épater.

Au Docteur Mathieu Finas : Merci Matzgueg d'avoir été l'assistant que tu as été lors de mon semestre de vasculaire et de m'avoir donné goût à la radiologie interventionnelle. Le smile en toutes circonstances. Merci pour ta gentillesse, ton humour, ta disponibilité, tes compétences hors-normes que ce soit en diag ou en interventionnel. Vivement la prochaine sortie rando avec Moumoune et la crémaillère dans ta maison de Revel que tu promets depuis 4 ans !

Au Docteur Aurélie DELOUCHE, au Docteur Émilie REYMOND et au Docteur Bénédicte GUILLAUME : Merci pour votre gentillesse et vos relectures toujours avisées.

Au Docteur Laure FELIX, pour ta rigueur et tes qualités humaines, au Docteur Adrien JANKOWSKI.

Au service de radiopédiatrie :

Au Docteur Chantal DURAND, au Docteur Frédérique NUGUES, au Docteur Sophie BESSAGUET, au Docteur Eldda BANCIU : A vos connaissances, votre dévouement auprès des enfants et de leur famille.

Aux manipulateurs et aux secrétaires du service : Merci pour tout.

Merci à tous les médecins du service de Radiologie du CH d'Annecy.

A mes assistants et co-internes :

A Corentin : Merci « Berthito » pour tes conseils et ton guidage sur mes premières vertébro. Que de chemin depuis le semestre en pédiatrie. Ta bonne humeur, ton humour et tes ralleries perpétuelles sont toujours un plaisir à écouter.

A Stephane : Merci pour ta rigueur et ta patience pour m'aider à progresser en angio. Ton dévouement pour les patients est sans égal. Merci pour ton humour et ton verbe incomparable, c'est un plaisir de travailler à te cotés. Vivement le prochain pot de thèse suivi d'une soirée internat, on est pas des bêtes !

A Alexis : Merci pour ce semestre à tes cotés en tant que co-int...assistant, j'espère que je serai digne de prendre la succession de ton poste. Vivement le voisinage chemin des aveux !

A Cevdet : Merci pour ce semestre à Sud. Ta passion pour la planche à voile et le ski de fond nous ont vite mis sur la même longueur d'onde. J'espère que tu t'éclates dans le Vercors. A très vite.

A Aliénor : Egalement merci pour ce semestre à Sud. La Team Scott Spark, les meilleurs vélos du monde. Ta gentillesse, ta douceur et ta dextérité aiguille en main n'ont d'égales. J'espère que tu vas te régaler à Nice.

Au Anthony : A tous ces moments passés à se poiler et à ton humour unique en son genre. Un semestre à Sud au top. Toujours la petite histoire et le petit potin du service pour nous distraire. Tu n'en restes pas moins un œil avisé en diag et tes conseils sont toujours bons à prendre. Chambé bientôt fini, j'espère qu'on se croiera plus souvent.

A Yann : Monstre de connaissances, on se croise moins souvent au boulot qu'en dehors.

A Pierre P : A ton calme et ta gentillesse en toutes circonstances.

A Nicolas : Merci Hergibite pour tes petites anecdotes si croustillantes sur tous les sujets possibles. Te croiser est toujours un plaisir. Et merci à ton frère pour mes DM de Maths du Master 2 !

A Maxime : L'interne a la foulée d'or. Merci pour ses discussions sur nos séances spécifiques de sport. Je suis sûr que tu réussiras à battre ton temps au 10k un de ces 4.

A *Charlotte* : Merci la Fab pour ce semestre de ped, on s'est régalé (si si)! Tes chats vivront vieux.

A *Eve*, la gentillesse incarnée ; *Thomas*, l'homme le plus solide que j'ai pu rencontrer ; *Pauline*, le phlegme à toute épreuve ; *Alexandre*, même si je ne comprenais pas toujours tout ce que tu me racontait. Un plaisir d'avoir partagé ces années d'internat avec vous.

A *Ebru*, *Raia*, *Louis*, *Shirin* merci pour ce super semestre de NRD passer à vos côtés. Ne changez rien.

A *Clément* : pour ce semestre en Master 2 et tout le reste, tu es une source d'inspiration par ta tenacité et ta gentillesse à toute épreuve.

A *Emeric*, *Eliott* : la relève de l'angio, vous êtes des bêtes.

A *Claire*, la mère *Anglade* : toujours un plaisir de tchatcher avec vous, les futurs patronne de la radio.

A *Paul* : t'inquiète tu vas survivre à ton M2, j'espère te voir en NRD dans le futur !

A *Maria* : La kiteuse, j'espère que tu te régales à Bordeaux.

A ceux que je connais moins mais que j'ai pris plaisir à côtoyer : La Gut, Maxime H, Romain, Alexandre, Brice, Hugo, Corentin, Pierre, Joachim, Paul G.

A la famille :

A *ma mère* : Merci de m'avoir transmis une partie de ta mémoire si incroyable ainsi que t'as passion pour les voyages, la lecture et le sport. Merci de m'avoir supporté pendant toutes ces années de médecine. Ton humanité et ta générosité sont précieuses, je suis sur que tu les transmettra à Charlotte.

A *mon père* : Merci pour ce gout de l'aventure débordant, le dépassement de soi et ta passion pour le sport. A toutes ces heures au bord du terrain de rugby ou à la piscine. Merci de m'avoir fait découvrir les carrés fourrés aux amandes, les nuits à la belle étoile, dans la neige et tout le reste. Charlotte a de la chance de t'avoir comme papi.

Aux *Mamies et papies* : A *MD*, en forme olympique jusqu'à ces derniers jours, toujours une tarte aux noix ou des Figolus en réserve ! A *mamie thérèse*, je n'oublierai plus jamais mes pantoufles. A *papou et Elizabeth*, merci pour votre accueil toujours si incroyable à Saint Mathieu de T. A *Papi Francois*, tu avais encore tellement de choses à m'apprendre en jardinage, j'aurai aimé te présenter ton arrière-petite-fille.

A *Eric et FloFlo* : merci pour tous ces moments passés à Venon et ailleurs, de tonton qui gronde à maintenant, pas grand-chose n'a changé.

A *Nico et Steph* : Merci pour toutes ces vacances à la douss et à Collonges. A *Sylvie* pour ta douceur et ta passion pour les chats.

A *Loic* : A quand la prochaine MB Ultime ???! A *Amélie* pour ces quelques soirées med et encore merci de supporter les conneries qu'ont fait avec ton mari.

A *Robin* : Dieu comme dirais certains... le meilleur hockeyeur de ligue Magnus sans aucun doute et A Lisa qui doit te supporter.

A *Gabin, Anna, Louissette et Carilto* dans l'ordre de ponte, pour nous avoir donné envie d'avoir une zoulette.

A *Francine et Patrick* : merci de m'avoir accueilli chez les Parisot/Glatigny dans cette famille nombreuse si simplement.

A *Gaby et Jean* : Merci de choisir des menus d'anniversaire toujours très légers, et merci pour votre accueil et votre humour. A *Florine et Sandra*.

A *Maud, Thomas, Thiméo, Hugo* : toujours un plaisir d'être tous rassemblé malgré la distance.

Aux quinouilles :

Merci à tous pour tous ces moments à se poiler autour d'une croziflette, du biathlon, sur le vélo ou pour pas grand-chose. *Clémi*, on se connaît depuis la maternelle et malgré ta petite taille et tes petits pec (que tu aimes tant toucher) t'es quand même un gros sac sacrément dingue ! A tous ces gouters aux princes après les cours. *Thomi*, tant de choses partagées depuis 30 ans. Ne change surtout jamais tes blagues fines et intelligentes issues du BTP, les mornifles et la Suze. *Le gros Donzé*, on peut toujours compter sur toi, et je le dis ici : non tu n'es pas gros, simplement solide. *Flo* : la natation, puis les retrouvailles encore meilleures qu'avant, vivement les prochaines courses à tes cotés. *Yann*, depuis l'externat ton intelligence m'impressionne sauf quand le dark Teyssier fait son apparition... *Amandine*, la maman jamais fatiguée, quelle énergie et quelle motivation dans tout ce que tu entreprends. *Manon*, qu'est ce qu'on aurait fait sans tes conseils pendant l'externat et après? Notre guide et mère à tous. *Mariette*, mon pâté même si tu n'aimes pas ce surnom, merci pour ces soirées à pom' et ton smile quasi permanent, vivement la prochaine virée en Justiniac avec captain Bapt. *Cécile*, quelle rencontre, la cool attitude réunionnaise te va si bien, ne change rien. *Laulau*, de loin la meilleure d'entre nous, vivement Paris 2024 !

A *P-A et Clémentine* : Tant de temps passé ensemble, le rugby à Vaulnaveys ou tu es encore et toujours un ptit violet, l'Echalp, merci pour tous ces moments. Clem, merci pour ta spontanéité et ta gentillesse. Et merci à Nicole et Thierry pour les heures passées chez vous !

A *Swan, Sandra, Erine et Aldo* : Merci pour ces sessions de planche à n'en plus finir. Vivement que les petits et petites sachent nager pour prendre la relève.

A *Cassis et Marie* : Toujours dans les mauvais coups, merci pour toutes ces soirées. Marie, merci de supporter Cassis et d'être si relaxe.

A *Kevin, Flav* : les acroyogistes buveur d'hydromel. A Rémy, J-H pour ces soirées au PTB.

Aux *Paprikettes* : A *Cloclo, Alizée, Mathilde, Dbo, Juliette, Mariette*, merci pour toutes ces MPP et merci de votre accueil dans votre clan de voreppin ! Et bien sur merci à Baptiste, Clément (Superboulu), Maxime (Rhor), Simon pour ces soirées et tout le reste. Big up à Zéli et Vico.

A Chloé Morel : A ta bonne humeur perpétuelle !!

Aux vieilles guenilles : Merci de m'avoir supporté enfant notamment pendant ces longues nuits dans le Jura et merci pour votre accueil pendant toutes ces GBJ.

A Véro : Merci pour ton humour et tes anecdotes si drôles, toujours un plaisir de te croiser au CHU ! Et merci de nous avoir prêté ton appart, on en a fait bon usage...

A Bénia : Merci d'être là depuis toujours, un voisinage bien agréable place du Saint Eynard.

Et surtout Merci à mes deux petites femmes :

A Charlotte : ma zoulette, de loin ma plus belle réussite. Merci d'être la petite fille que tu es avec ton sourire si communicatif. Pas facile de finir cette thèse quand tu es à côté, c'est tellement mieux de jouer et d'écouter de la musique que d'écrire des bêtises sur un ordinateur. Ne grandit surtout pas trop vite.

A Chloé : Dix ans maintenant de vie commune et tant de choses partagées. J'ai hâte de vivre tout ce qui nous attend tous les 3. Merci pour ta patience, tes encouragements et ton amour. Et merci d'être une maman si douce pour fille. Ce travail est aussi le tien. Merci de partager ma vie. Je t'aime.

Table des Matières

Résumés :	13
Liste des abréviations :	15
I. Introduction :	16
1. La technologie Gemstone Spectrale Imaging (GSI) :	16
a) Principes généraux de l'acquisition tomодensitométrique.....	16
b) La technologie double énergie et l'imagerie spectrale.....	18
2. Les lésions rachidiennes nécessitant la pose de matériel d'ostéosynthèse.	21
a) Prise en charge chirurgicale aigue des lésions rachidiennes post traumatiques	21
b) Prise en charge des pathologies rachidiennes chroniques.....	24
3. Les complications post chirurgicales.....	25
4. Les chambres de mobilité après arthrodèse rachidienne.....	27
5. Impact clinique des chambres de résorption.	29
II. Matériel et Méthode	31
1. Inclusion des patients :	31
2. Technique de la Tomодensitométrie :	32
3. Analyse des images :	33
4. Analyse statistique :	35
III. Résultats :	35
1. Caractéristiques des patients :	35
2. Dose d'irradiation :	37
3. Comparaison des valeurs d'UH et des index d'artefact :	37
4. Etude des BAR :	40
5. Analyse en régression linéaire :	41
IV. Discussion :	45
Conclusion.....	49
Bibliographie.....	50

Résumés :

Evaluation of the optimal energy in Spectral Dual-Energy Computed Tomography for the detection of pedicle screw loosening around pedicle screws implants.

Abstract:

Purpose: To evaluate the optimal energy of spectral Computed Tomography(CT) for metal artifact reduction in patients with pedicle screw loosening.

Methods: 46 patients with pedicle screws loosening on thoraco-lombo-sacral level underwent spectral CT examination. Virtual monochromatic images used for diagnosis (70-80 keV) and five sets of virtual monochromatic images at high energy (100–140 keV) were obtained. The standard deviation (SD) of CT number in pedicle screw loosening and around a screw without loosening was measured to generate artifact index (AI) and Beam Hardening Rate (BAR). The same measure was performed in worst level degraded by metal artefacts. Objective assessment including AI, BAR, CT number and SD value was performed with ANOVA test and a linear regression model for continuous dependent variable with adjustment on hyperdense and hypodense AI.

Results: The AI, BAR and SD of screw loosening regions decreased as keV increased such as for the worst artefact. In ANOVA test, the 120 keV images provided an accurate CT number for analysis of pedicle screw. But in linear regression with adjustment on the most pronounced artefact, 110 keV seems to be the accurate energy in virtual monochromatic images.

Conclusion: Virtual monochromatic images at both 110 and 120 keV provided an accurate CT number for analysis of pedicle screw loosening in Dual Energy Computed Tomography with Spectral technology.

Keywords: Metal artifact reduction, Metal implants, Dual energy CT, CT imaging, Pedicle screw loosening

Évaluation de l'énergie optimale en tomодensitométrie double énergie pour la détection des chambres de résorption osseuse au pourtour du matériel d'ostéосynthèse rachidien.

Résumé :

Objectif: Évaluer l'énergie optimale en tomодensitométrie (TDM) double énergie pour une meilleure détection des chambres de résorption au pourtour du matériel d'ostéосynthèse grâce à la diminution des artefacts métalliques.

Méthode: 46 patients avec chambre de résorption osseuse autour de matériel d'ostéосynthèse rachidien thoraco-lombo-sacré ont bénéficié d'une TDM spectral. Des images virtuelles monochromatiques ont été reconstruites à faibles énergies (70 et 80 keV) en comparaison avec des hautes énergies (100 à 140 keV). Les déviations standards (SD) obtenues à partir des moyennes d'Unités Hounsfield des régions d'intérêts au sein des chambres de résorption ainsi que des artefacts les plus marqués ont permis le calcul d'un index d'artefact (AI) et d'un taux de diminution des artefacts de durcissement (BAR). L'évaluation statistique quantitative des AI, BAR, SD et valeurs d'UH a été réalisée à l'aide du test ANOVA puis par un modèle de régression linéaire pour variable dépendante continue avec ajustement sur la mesure des AI hyperdense et hypodense.

Résultats: Les valeurs des AI au sein des chambres de résorption ainsi que celles des artefacts les plus marqués diminuent progressivement avec l'augmentation des keV. De même, les valeurs de BAR augmentent progressivement. En utilisant les tests ANOVA, les images à 120 keV sont les plus précises pour l'analyse des vis pédiculaires. Mais dans l'analyse en régression linéaire avec ajustement sur l'artefact le plus prononcé, 110 keV semble être l'énergie la plus adaptée pour l'analyse des images monochromatiques virtuelles.

Conclusion: Les images virtuelles monochromatiques obtenues en tomодensitométrie spectral double énergie à 110 et 120 keV permettent une détection optimale des chambres de mobilité au pourtour du matériel d'ostéосynthèse.

Mots clefs: Réduction des artefacts métalliques, Matériel d'ostéосynthèse, Tomодensitométrie spectrale double énergie, Chambre de résorption osseuse.

Liste des abréviations :

TDM : Tomodensitométrie

GSI : Gemstone Spectral Imaging

AI : Artefact Index

BAR : Beam Hardening Rate

CT : Computed Tomography

UH : Unité Hounsfield

RX : Rayon X

DECT : Dual Energy Computed Tomography

kV : kiloVolt

keV : kiloelectronvolt

PLIF : Posterior Lumbar Interbody Fusion

TLIF : Transforaminal Lumbar Interbody Fusion

SD : Standard Déviation

I. Introduction :

La Tomodensitométrie (TDM) est l'outil idéal pour le suivi de patients ayant bénéficiés d'une chirurgie d'ostéosynthèse du rachis, car elle permet d'analyser la disposition du matériel implanté et de détecter d'éventuelles complications mécaniques(1) (descellement, pseudarthrose, fracture du matériel). La présence de métal induit de nombreux artefacts au contact immédiat du matériel d'ostéosynthèse dégradant la qualité des images et rendant l'interprétation difficile pour le radiologue. La technologie Gemstone Spectral Imaging (GSI), disponible sur la tomodensitométrie de neuroradiologie et utilisée en routine clinique permet de réduire considérablement ces artefacts et donc d'améliorer l'interprétation radiologique (détection de complications péri-ostéosynthèse, analyse du canal rachidien, analyse discale).

1. La technologie Gemstone Spectrale Imaging (GSI) :

a) Principes généraux de l'acquisition tomographique.

Le principe de l'acquisition tomographique repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de Rayons X (RX) qui traverse un segment du corps. Le tube à RX (production et émission) et les détecteurs (récupération du signal après atténuation à travers le corps) tournent autour de la structure à étudier de façon synchrone (figure 1).

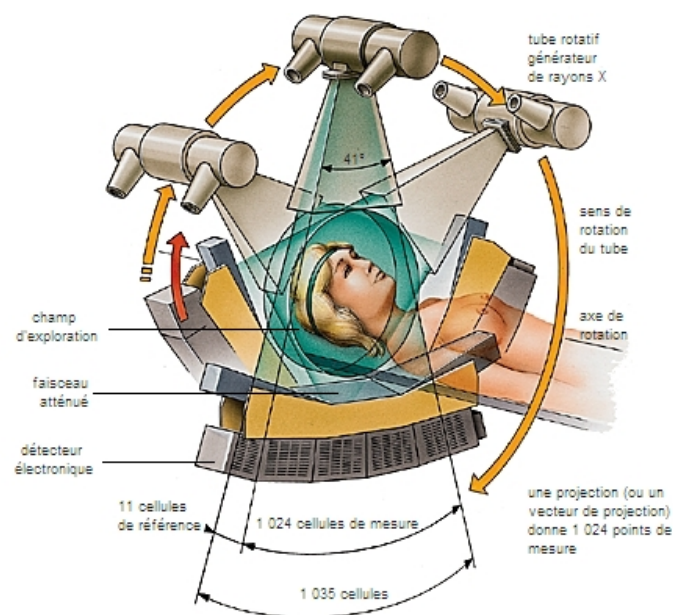


Figure 1 : Schéma du fonctionnement en rotation de la TDM

(Source : https://www.larousse.fr/encyclopedie/images/Fonctionnement_du_scanner/1006588, consulté le 05/01/2022).

De multiples profils d'atténuation sont ainsi obtenus à des angles différents puis échantillonnés et numérisés afin de reconstruire l'image de la structure scannée. Tout ce processus de formation d'image est possible grâce aux transformés de Fourier et de Radon qui peuvent être

définies comme la possibilité de numériser ou regarder un objet tridimensionnelle et de l'impacter sur une imagerie bidimensionnelle.

La reconstruction de l'image en TDM consiste à attribuer un nombre (en Unité Hounsfield (UH)) correspondant à un niveau de gris à chaque élément du volume (le voxel), qui caractérise le coefficient d'atténuation de la matière traversée. Des matériaux ayant des compositions élémentaires différentes peuvent être représentés par des nombres UH identiques ou très similaires, rendant la différenciation et la classification de différents types de tissus extrêmement difficiles(2).

L'atténuation des RX est, entre autre, dépendante du numéro atomique du matériel rencontré et de l'énergie des photons. L'atténuation des RX est le résultat de deux effets (Figure 3) :

- Dans les basses énergies ou pour les matériaux de densité physique (Z) élevée, c'est l'effet Photoélectrique qui est prédominant, c'est aussi à ces énergies que le contraste dans l'image est le meilleur.
- Dans les hautes énergies ou les matériaux de Z faible, c'est l'effet de dispersion Compton qui prédomine, c'est aussi dans ces niveaux d'énergie que le signal dans l'image s'améliore et que les artefacts diminuent.

La différence vient de la couche ou l'électron créant le RX va être arraché.

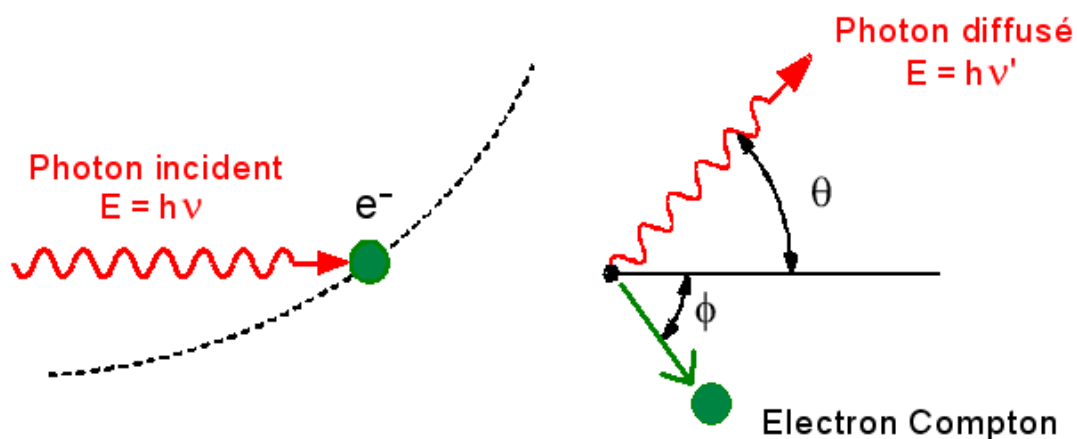


Figure 2 : Effet Compton et Photoélectrique dépendant du numéro atomique de la matière traversée et de l'énergie des photons incidents. (Source: http://www.nucleide.org/Gamma_spectro/interactions.htm, consulté le 08/01/2022.)

Les artefacts métalliques sont dûs à 3 phénomènes liés au numéro atomique élevé et à la haute densité physique des implants métalliques :

- La diffusion de photons liée à la forte atténuation des RX par le matériel d'ostéosynthèse non récupérée par les détecteurs,

- Le durcissement du faisceau, lié à l'atténuation plus importante des photons de basse énergie par rapport à ceux de plus haute énergie, il en résulte donc des hyperdensités linéaires striées artéfactuelles,

- Le bruit inhérent de l'image elle-même, lié à la diffusion, dépendant des caractéristiques physiques des implants(3).

Dans les basses énergies, le contraste est plus important (plus de différence d'atténuation). Dans les hautes énergies le contraste est diminué (moins de différence d'atténuation) en revanche l'énergie des photons étant plus importante, le signal recueilli sera plus important ce qui a pour effet de diminuer les artéfacts et le bruit.

Les images à hautes énergies, exprimées en kilovolt (kV), permettent de diminuer les artéfacts métalliques, les basses énergies (kV bas) favorisent la visualisation des tissus et le contraste iodé. La compétition entre l'intérêt pour les hautes et basses énergies sur un même niveau de coupe induit l'existence des artéfacts. Pour diminuer les artéfacts, de multiples méthodes sont utilisées sur les TDM multi-détecteurs en double énergie avec algorithmes de reconstructions d'images.

b) La technologie double énergie et l'imagerie spectrale.

L'imagerie spectrale est une acquisition en double énergie reprenant les bases de la radiologie conventionnelle grâce aux variations d'énergie du faisceau :

- en basse énergie : amélioration du contraste
- en haute énergie : amélioration du signal.

Le coefficient d'atténuation des matériaux varie en fonction de l'énergie du faisceau de rayons X qui les traversent, ce qui permet en imagerie spectrale :

- en basse énergie : la séparation de la matière
- en haute énergie : la réduction des artéfacts (Figure 4).

L'imagerie Spectrale est possible grâce à la double énergie qui nécessite une variation de temps très courte entre 2 énergies extrêmes, ce qui est caractéristique des performances de la TDM. Nous allons nous concentrer sur la technologie double énergie, l'imagerie spectrale ne sera pas détaillée car peu utile dans notre analyse rachidienne osseuse.

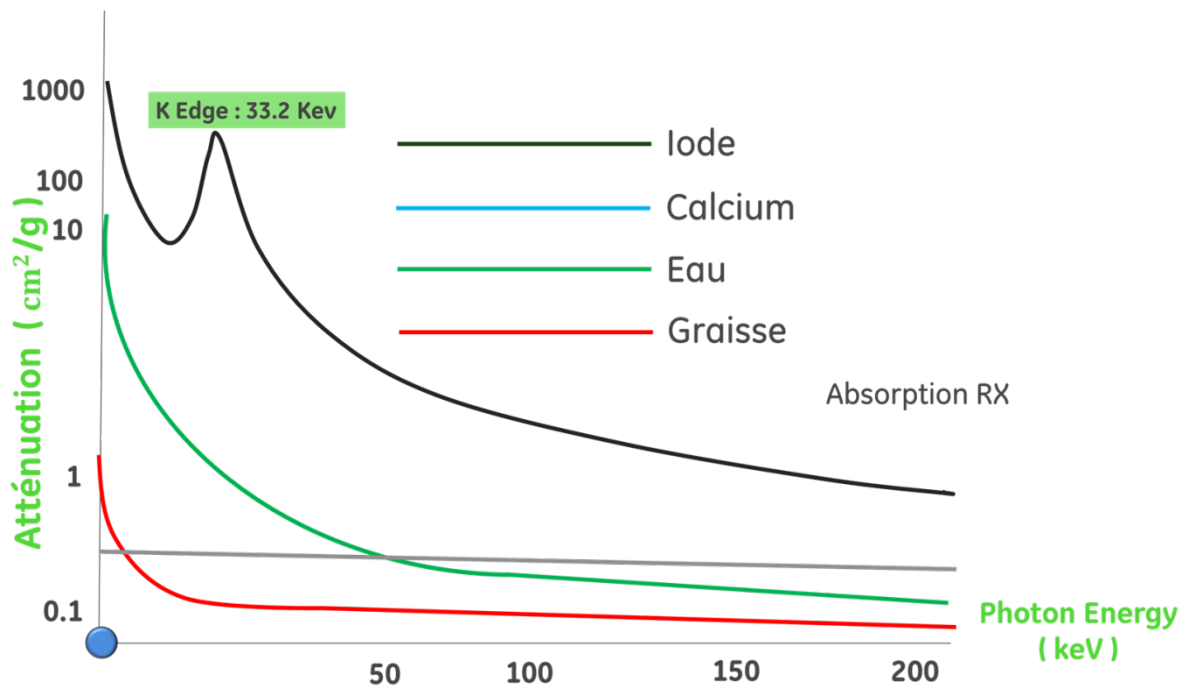


Figure 3 : Atténuation de l'énergie des photons en fonctions du type de matière traversée.

(Source : Dendy PP, Heaton B. *Physics for diagnostic radiology*. 3rd ed. Boca Raton: CRC Press; 2012. 695 p. (Series in medical physics and biomedical engineering).

La TDM avec la technologie GSI utilise des images acquises à partir d'un tube à RX qui génère alternativement des énergies entre 80 et 140keV de façon très rapide ce qui permet en une seule acquisition de pouvoir reconstituer des images virtuelles monochromatiques(4).

Cette technique d'acquisition est rendue possible grâce à l'utilisation d'un détecteur possédant des caractéristiques physiques spécifiques et d'une déflexion du tube.

La déflexion permettant un switching rapide du tube et ainsi une acquisition à des énergies différentes (80 et 140 kVp) de façon très rapide.

Le détecteur GEMSTONEtm (GEMS (Generale Electric Medicale System) et STONE (Pierre)) possède ces caractéristiques, à savoir une rémanence très faible et un fort taux d'échantillonnage lui permettant ainsi de récupérer et d'échantillonner très rapidement les informations provenant des deux acquisitions presque simultanées.

Le détecteur est composé de deux couches qui permettent de séparer les données des faibles et fortes énergies et ainsi segmenter des régions de détecteurs qui présentent des vides photoniques liés aux artefacts.

En combinant les données acquises et en corrigeant ces vides photoniques par des méthodes de reconstructions itératives, des images monoénergétiques virtuelles sont reconstruites avec une énergie exprimée en keV, qui approximative l'atténuation provoquée par de véritables rayons X d'une certaine énergie.

Un faisceau de rayons X polychromatique est composé de photons ayant une gamme d'énergies, avec une énergie maximale exprimée en pic de kilovolts (kVp), comme c'est le cas dans les TDM conventionnelles. Ce pic de kilovolt définit la limite supérieure de l'énergie des photons. Un faisceau de rayons X monochromatique est composé de photons ayant une énergie unique et constante exprimée en kiloélectronvolts (keV), qui spécifie l'énergie du photon pour une source de rayons X monochromatique. L'image virtuelle monochromatique montre à quoi

ressemblerait l'objet imagé si la source de rayons X produisait des photons de rayons X à un seul niveau d'énergie (par exemple, 70 ou 140 keV, Figure 5)(5).

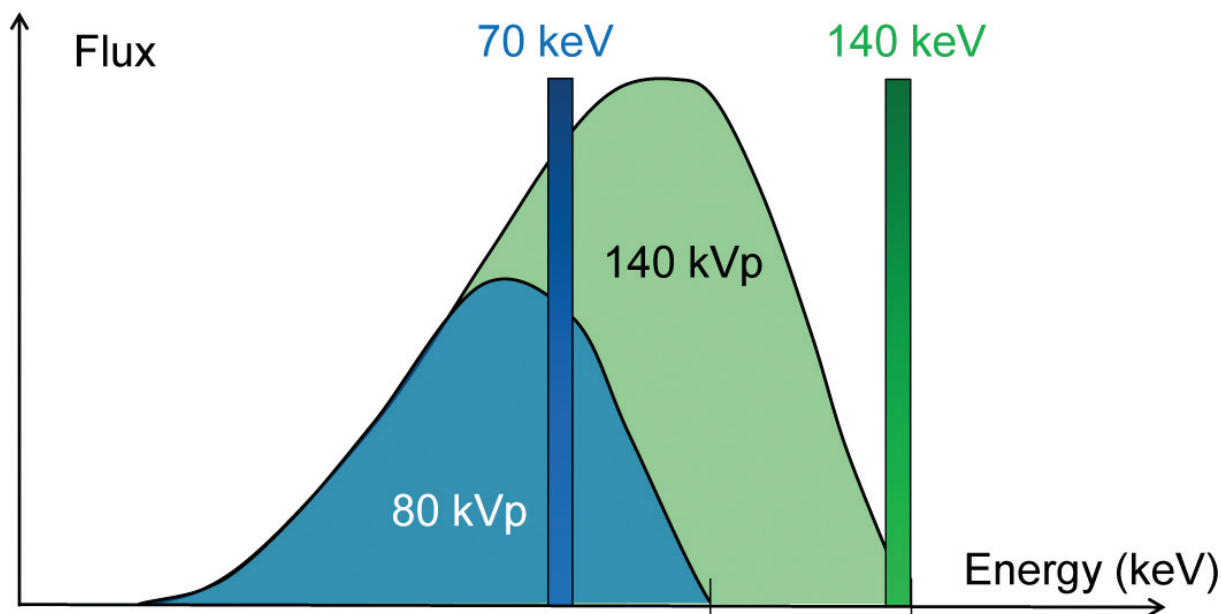


Figure 4 : Graphique illustrant la différence entre les images virtuelles monochromatiques versus polychromatiques (Source : Dendy PP, Heaton B. *Physics for diagnostic radiology*. 3rd ed. Boca Raton: CRC Press; 2012. 695 p. (Series in medical physics and biomedical engineering).

Ainsi, la technologie Gemstone Spectral Imaging de General Electric a été développée pour réduire les artefacts générés par le matériel d'ostéosynthèse aux basses énergies tout en conservant un bon contraste aux hautes énergies. Son efficacité a déjà été prouvée dans de nombreuses études menées sur fantômes(6,7), ainsi que sur patients(8–10).

Les données constructeur indiquent une énergie optimale pour l'analyse des images à 110 keV pour le rachis ostéosynthésé en fenêtre osseuse, énergie à laquelle sont effectuées les reconstructions pour l'analyse radiologique.

Cette énergie optimale est déterminée grâce à l'analyse d'images sur fantômes en pré clinique lors de l'élaboration des protocoles TDM par les fabricants. La correspondance keV/kVp est effectuée sur un fantôme de 36 cm d'H₂O avec un rapport estimé pour lequel 77keV correspond à 120kVp et 70 keV à 100kVp(11–13). Il n'existe pas à notre connaissance d'étude prouvant que cette énergie de 110 keV est optimale pour l'analyse d'un rachis opéré avec matériel d'ostéosynthèse en utilisant la technologie GSI(5).

Une étude réalisée par Dong et al.(8) sur une série de 45 patients suggérait que l'énergie optimale pour l'analyse des rachis opérés avec présence de vis transpédiculaire était de 120 keV. Une étude de Zhou et al. en 2011 sur matériel orthopédique suggérait elle une énergie optimale de 130 keV(14). Par ailleurs une autre étude de Dangelmaier et al. en 2018 préconisait une énergie de 180 keV pour une TDM de marque Phillips(15).

2. Les lésions rachidiennes nécessitant la pose de matériel d'ostéosynthèse.

Différentes techniques de chirurgie existent en fonction de l'indication clinique, de la localisation anatomique et de la préférence du chirurgien(16). Les abords antérieurs se font principalement à l'étage cervical, et ils sont en majorité postérieurs aux étages thoracolumbaires et sacrés(17).

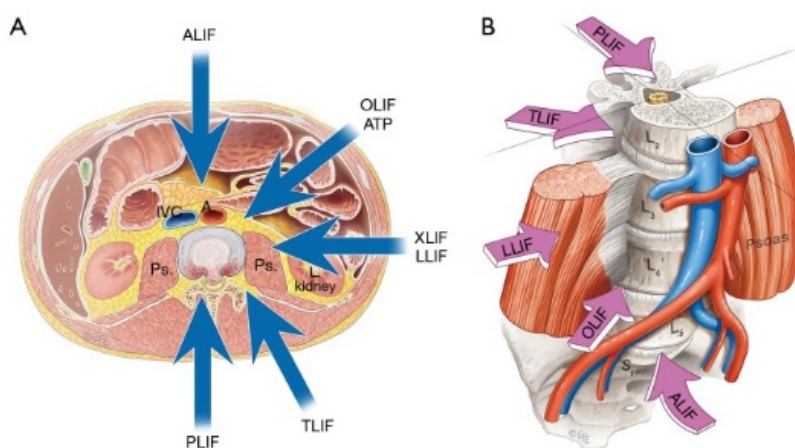


Figure 5: (A) Approches chirurgicales pour les techniques de fusion du rachis lombaire en vue axiale. (B) reconstruction tridimensionnelle. Cinq approches : anterior (ALIF), lateral ou extreme lateral interbody fusion (LLIF or XLIF), oblique lumbar interbody fusion/ anterior to psoas (OLIF/ATP), transforaminal (TLIF), and posterior (PLIF).
(Source : Mobbs et al. Lumbar interbody fusion techniques ; J Spine Surg 2015;1(1):2-18)

Le matériel utilisé varie en fonction de l'indication clinique. Dans le cadre des traumatismes, les vis utilisées varient en fonction de la configuration per opératoire avec des vis mono ou poly axiales, la différence étant la mobilité de la tête de vis permettant de corriger plus ou moins la déformation rachidienne. Les vis poly axiales avec leur têtes mobiles s'adaptent plus à la statique rachidienne mais sont moins contraignantes que des vis mono axiales(18). Le type de vis implantée, sa composition physique ainsi que l'angle d'orientation des vis peuvent avoir un impact sur la morphologie et l'intensité des artefacts et donc gêner l'interprétation radiologique.

a) Prise en charge chirurgicale aigue des lésions rachidiennes post traumatiques

Parce qu'elle est située à Grenoble, au pied des Alpes françaises et au cœur du sillon alpin, l'activité du Alpes Trauma-Centre du Centre Hospitalier Universitaire se concentre pour 20 % sur les victimes d'accidents de montagne que ce soit en hiver (alpinisme, cascade de glace, ski, surf) ou en été (spéléologie, vélo, randonnée, escalade, parapente, etc).

Avec le développement de ces sports en milieu naturel, le CHU Grenoble Alpes est devenu le premier centre de traumatologie de France avec la mise en place d'une organisation dédiée à ce

flux de patient. Problème important de santé publique, les traumatismes graves constituent la cause principale des décès des adultes de moins de 35 ans.

Les traumatisés du rachis constituent une part importante de ces patients même si la plupart d'entre eux ne relèvent pas d'une prise en charge chirurgicale. En effet, environ 10000 patients par an étaient traités par une ostésynthèse dans le cadre d'une fracture du rachis thoracolumbaire en 2008 en France(19). Les patients sont la plupart du temps examinés en pré-hospitalier avec évaluation et classification de leur déficit neurologique selon le score Asia coté en 5 grades de gravité croissante. Si chirurgie il y a, l'intervention doit avoir lieu rapidement notamment en cas de troubles neurologiques pour stabiliser la lésion et éviter les complications médullaires irréversibles.

Des classifications permettent de déterminer le degré d'instabilité des fractures afin d'aider le praticien dans ses choix thérapeutiques. Denis F. en 1983(20) a proposé une classification basée sur un système à trois colonnes (Figure 8). Une lésion traumatique intéressant deux colonnes ou plus est instable et nécessite un traitement chirurgical.

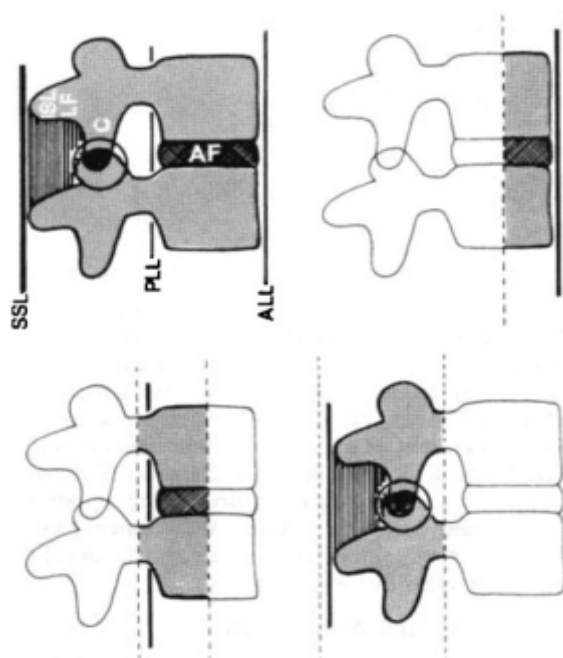


Figure 6: Classification en 3 colonnes selon Denis

(Source : Denis and al. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. Spine. 1983;8(8):817-31.)

Magerl et al.(21) publient en 1994 une classification utilisant un schéma avec trois types de fractures (Figure 9) comprenant trois groupes, puis trois sous-groupes, aboutissant au total à 27 lésions différentes. Les trois types principaux correspondent aux mécanismes en compression, en distraction et en rotation, avec une instabilité croissante (comme l'incidence des troubles neurologiques).

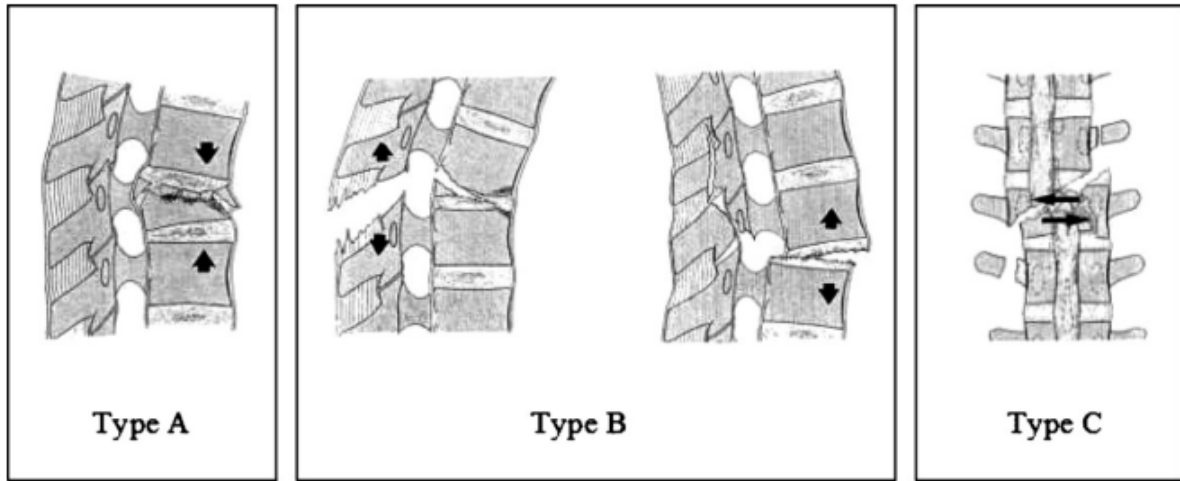


Figure 7: Les trois grands types de fracture selon Magerl : Type A en compression, Type B en distraction et Type C en rotation. (Source : Magerl. A-Comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J. 1994;3:184-201.)

Plus récemment, une nouvelle classification intitulée ThoracoLumbar Injury Classification and Severity Score (TLISS et TLICS, Figure 10) proposée par un groupe de chirurgien en 2005(22) présente l'avantage d'être un algorithme décisionnel.

1. Injury mechanism: worst level is used and injury is additive (e.g, a distraction injury with a burst component without lateral angulation would receive 1 [simple compression] + 1 [burst] + 4 [distraction] = 6)		
Description	Qualifier	Points
a. Compression	Simple compression	1
	Lateral angulation >15°	1
	Burst	1
b. Translational/rotational		3
c. Distraction		4
2. PLC disrupted in tension, rotation, or translation		
a. Intact		0
b. Suspected/indeterminate		2
c. Injured		3
3. Neurologic status		
Nerve root involvement		2
Cord, conus medullaris involvement	Incomplete	3
	Complete	2
Cauda equina involvement		3
The score is the total of 3 components: injury mechanism, neurologic status, and PLC disruption. A score of ≤3 suggests nonoperative treatment, 4, operative or nonoperative treatment, and ≥5 suggests operative treatment.		

Figure 8: Score TLISS avec algorithme décisionnel.

(Source : Vaccaro A. A New Classification of Thoracolumbar Injuries. Spine. 2005;30(20):2325-33.)

De nombreuses autres classifications ont été proposées et sont utilisées en fonction des préférences des praticiens. On peut citer la classification AoSpine, utilisée pour sa grande précision. La gravité des troubles neurologiques va croissante avec la gravité des lésions osseuses et ligamentaires donc avec le stade des fractures selon les classifications sus-citées.

La technique chirurgicale la plus utilisée dans le cadre des patients traumatisés est une technique d'ostéosynthèse par voie postérieure avec abord intermyolamaire centrée sur le niveau lésionnel. L'exposition abordera de façon prudente l'étage fracturé, d'autant plus que des lésions de l'arc postérieur ont été visualisées à l'imagerie afin de ne pas aggraver l'axe

neurologique et créer des lésions supplémentaires. La constatation des lésions anatomiques permet éventuellement de reclasser la fracture voir de modifier la stratégie chirurgicale. Par exemple, la constatation de lésions du ligament interépineux que l'on ne suspectait pas sur l'imagerie permet de reclasser une fracture Magerl A (lésion en compression) en Magerl B (lésion en distraction).

Dans notre centre, l'ostéosynthèse thoraco-lombaire est principalement réalisée par des vis transpédiculaires reliées par des tiges métalliques verticales permettant par action mécanique de décharger la partie antérieure du corps vertébral fracturé.

Ainsi, les forces en lien avec le poids de la colonne au-dessus de la vertèbre fracturée sont transmises via les vis puis les tiges par un axe postérieur des vertèbres sus-jacentes aux vertèbres sous-jacentes à la fracture. Les lames et facettes articulaires postérieures sont en règle générale laissées intactes car elles contribuent également à la décharge postérieure du corps vertébral fracturé. Une injection concomitante de ciment peut être réalisée au sein de la vertèbre fracturée.

Les objectifs sont de consolider la fracture et, si possible, de restaurer la hauteur du corps vertébral pour réduire la cyphose/lordose vertébrale régionale. La stabilisation de la fracture entraîne une diminution de la douleur et permet ainsi de rétablir la fonction de soutien de la colonne vertébrale le plus rapidement possible(17,23,24) permettant ainsi une remise en charge précoce.

b) Prise en charge des pathologies rachidiennes chroniques.

Outre la prise en charge urgente, une autre catégorie de patient peut bénéficier d'une chirurgie rachidienne avec pose de matériel d'ostéosynthèse notamment dans le cadre de pathologie discale invalidante avec réalisation de discectomie et arthrodèse intersomatique, de correction de scoliose, de spondylolisthésis douloureux.

Dans le cadre des pathologies dégénératives ou tumorales, avec une population de patients plus âgés, la PILF (Posterior Lumbar Interbody Fusion) avec un abord postérieur est la technique la plus utilisée dans notre centre. Une laminectomie bilatérale partielle est pratiquée avec discectomie. Les vis transpédiculaires sont ensuite insérées pour conférer la rigidité et permettre la fusion. La Transforaminale Lumbar Interbody Fusion (TLIF) est une procédure similaire à la PLIF mais en utilisant un abord plus latéral permettant de laisser intact les structures médianes et d'éviter les risques sur le canal médullaire. Une facéctomie totale est généralement pratiquée pour un accès latéral au disque.

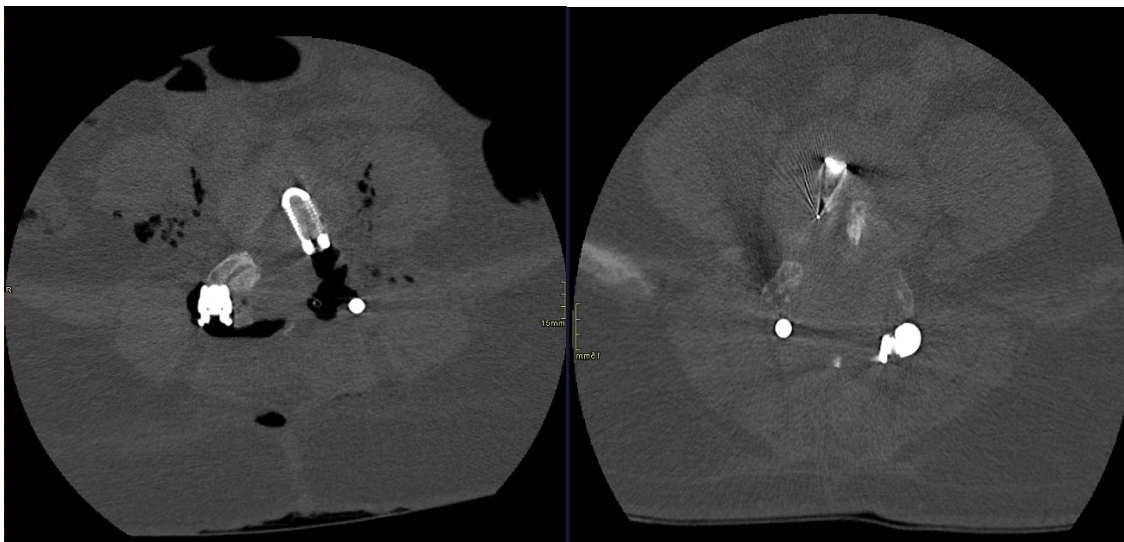


Figure 9 : Tomodensitométrie post opératoire en coupe axiale d'une chirurgie de TLIF (gauche) chez une patiente de 41 ans dans un contexte de spondylolisthésis L5-S1 sur lyse isthmique symptomatique. Exemple de chirurgie de PLIF (droite) chez un patient de 58 ans dans un contexte de canal lombaire étroit.

3. Les complications post chirurgicales.

La chirurgie rachidienne avec pose de matériel d'ostéosynthèse est une chirurgie qui reste lourde malgré l'amélioration des techniques. De nombreuses complications per ou post-procédure peuvent survenir. L'incidence de ces complications est nettement majorée chez les patients âgés ainsi qu'en cas de reprise chirurgicale et dépend du type de chirurgie.

L'imagerie et notamment la tomodensitométrie tient une place primordiale dans le diagnostic initial des lésions ainsi que le suivi post opératoire. Une fois le patient opéré, il est en effet nécessaire de contrôler le positionnement correct du matériel d'ostéosynthèse et de détecter d'éventuelles complications survenues en per-procédures ou plus tardives dans le suivi au long cours.

Des imageries de contrôles sont effectuées en post opératoire à la recherche de complications, et particulièrement sur les TDM, pour permettre une prise en charge rapide et efficace limitant les séquelles et la perte fonctionnelle pour le patient. La clinique orientera parfois le clinicien et le radiologue en cas de déficit neurologique, de lombalgies latéralisées, de paresthésies ou de radiculalgies étagées. On recherchera en aigüe une malposition des vis transpédiculaires, la survenue d'un hématome épidual ou des parties molles, une spondylodiscite, ou encore un abcès des parties molles(25–28).

Selon Guigui et al. dans une étude de 2004 réalisée sur une cohorte de 872 patients opérés du rachis, 272 (23%) ont présenté des complications qu'elles soient générales, neurologiques infectieuses ou mécaniques(29) (Figure 12).

	Nombre (%) (272 Complications)	Taux d'incidence (872 patients)
Générales	109 (40%)	9,7 %
Infectieuses	49 (18%)	5,6 %
Méningées et neurologiques	82 (30%)	8,6 %
Mécaniques	32 (12%)	3,6 %

Figure 10 : Référencements des complications post ostéosynthèse rachidiennes

(Source : Guigui P. *Complications per et postopératoires immédiates des arthrodèses lombaires et lombosacrées. Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 2004;90:5-15)

L'une des complications les plus graves en aigue et qui est souvent difficile à diagnostiquer sur une TDM sans réduction des artefacts est l'hématome épidural. L'incidence de cette complication reste rare, variant de 0,1 à 0,2% dans certaines études(26) mais pouvant aller jusqu'à 28%(30).

Dans notre cohorte grenobloise, nous avons inclus 386 patients qui ont bénéficié d'une TDM avec la technologie GSI, et nous nous sommes concentrés sur l'analyse des complications neurologiques, infectieuses, méningées ainsi que mécaniques. Les indications chirurgicales et donc le type de population étant différents entre l'étude de Guigui et al. et la nôtre (avec une majorité de patients traités pour fracture dans un contexte traumatique), les chiffres des complications diffèrent largement.

En étudiant les complications détectées lors des imageries réalisées dans les suites des TDM double énergie que nous avons inclus, nous avons pu déterminer une répartition des complications dans notre cohorte comme suit : mécaniques chez 55 patients (55/386 ; 14%), infectieuses (présence de collections en imageries) chez 15 patients (15/386 ; 4%) et méningées/neurologiques (présence d'anomalies le plus souvent retrouvées sur une IRM réalisée à la suite des TDM de contrôle) chez 20 patients (20/386 ; 5%). Ces données ne représentent pas l'ensemble des complications présentées par les patients dans les suites opératoires puisque seuls les patients ayant bénéficié d'une imagerie de contrôle dans notre centre ont été pris en compte. L'étude des dossiers médicaux n'a pas été réalisé et le Tableau 1 n'est ainsi qu'une représentation partielle des complications.

	Nombres de complications	Taux d'incidence (386 patients)
Infectieuses	15	4 %
Méningées et neurologiques	20	5%
Mécaniques	55	14%

Tableau 1: complication post chirurgicales détectées dans le cadre de l'étude des TDM de notre centre Grenoblois

Les données du Tableau 1 montrent une majorité de complications mécaniques sur notre cohorte, nous ayant ainsi conduit à orienter notre recherche vers une étude plus approfondie de ces types de complications et de leur détection en TDM avec la technologie GSI.

4. Les chambres de mobilité après arthrodèse rachidienne.

Lorsque le matériel d'ostéosynthèse est en place depuis plusieurs mois ou années, des contraintes apparaissent en lien avec les mouvements du patient. Cela peut se traduire par l'apparition de chambres de mobilité au contact du matériel d'ostéosynthèse dans les zones de fortes sollicitations mécaniques. Les chambres de résorption ou de mobilité au pourtour du matériel sont définies en imagerie par la présence d'un halo hypodense de 1mm minimum au sein de l'os en périphérie du matériel implanté(31,32). Elles traduisent un remodelage de l'os au contact des vis en lien avec une diminution de la micro vascularisation du tissu osseux de façon similaire au mécanisme de fracture de contrainte(33).

Le diagnostic est simple à poser lorsque les chambres de résorption sont très évoluées, il n'en reste pas moins difficile quand elles sont débutantes. Cette difficulté diagnostic est d'autant plus accrue que les artefacts métalliques déforment les images au pourtour du matériel. L'incidence de ces chambres de mobilité varie en fonction des études entre 0.8% et 27%, pouvant atteindre jusqu'à 50% chez des patients ostéoporotiques(27,32,34–36). Des facteurs de risques ont été décrits favorisant leur apparition, principalement l'ostéoporose mais aussi le diabète, le nombre de niveaux rachidiens fusionnés par arthrodèse, la résection des ligaments paravertébraux, des lames et des facettes articulaires lors de la chirurgie(37,38).

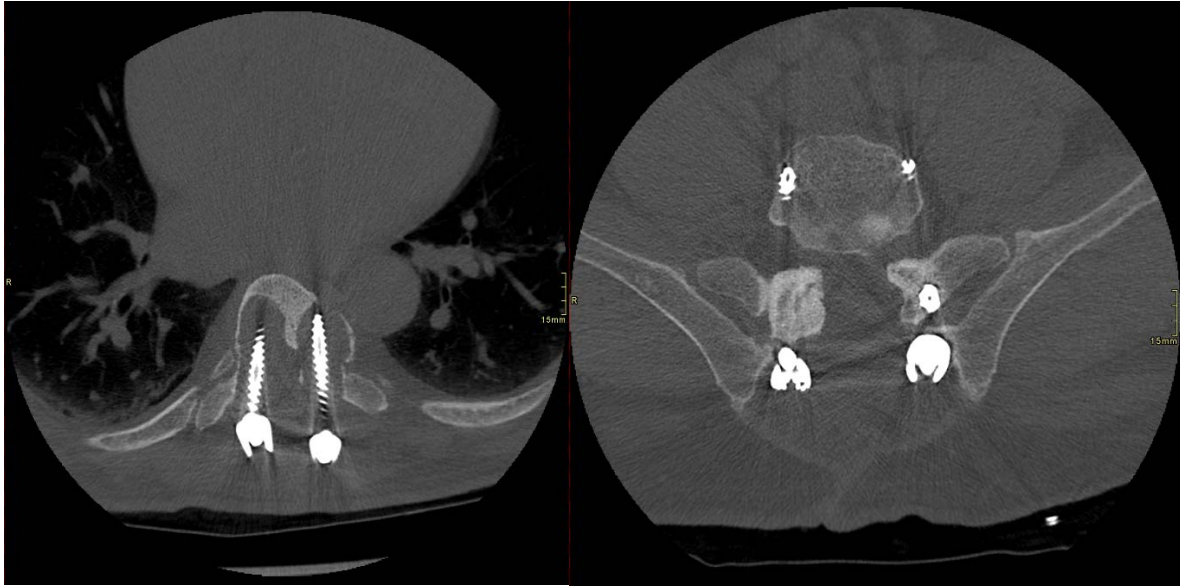


Figure 11: Exemples de chambres de résorption de diagnostic évident à gauche, débutantes à droite chez un même patient ayant bénéficié d'une PLIF dans un contexte de canal lombaire étroit multi opéré.

Le diagnostic peut être réalisé sur des radiographies standards ou en TDM avec les critères précédemment décrits, mais également en imagerie nucléaire grâce au Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) couplé à la TDM (SPECT-CT). Beaucoup utilisée dans la recherche de complication post opératoire rachidienne principalement infectieuse(39–41), l'imagerie nucléaire présente un grand intérêt dans le cadre de la détection d'anomalie au pourtour du matériel d'ostéosynthèse en montrant une augmentation de l'expression du radiotracer dans les sites pathologiques.

Dans le cas de la scintigraphie osseuse, les radiotraceurs combinent du bisphosphonate et du ^{99m}Tc . Les plus fréquemment utilisés sont le ^{99m}Tc -HMDP(hydroxyméthylène-biphosphonate), et le ^{99m}Tc -MDP(méthylènebiphosphonate)(42).

En cas de symptomatologie évocatrice à type de douleurs rachidiennes chroniques, les techniques d'imageries conventionnelles (radiographies, TDM et IRM) peuvent être mises en défaut, notamment par les artefacts dûs au matériel métallique. La combinaison SPECT-CT permet d'obtenir une spécificité et une sensibilité satisfaisante pour la détection de pseudarthrose débutante en montrant une hyperfixation du radiotracer dans les zones de contraintes ou les chambres de résorption vont par la suite se constituer(43).

Dans une étude publiée par Hudyana et al. en 2016 sur 48 patients, la SPECT-CT présentait une sensibilité de 100% et une spécificité de 89.7% dans la détection des chambres de mobilités chez des patients avec des douleurs lombaires récurrentes(44).

Cependant, la technique reste limitée dans la première année post-opératoire par une captation physiologique du radio-traceur dans la zone opérée due aux phénomènes inflammatoires de cicatrisation physiologique(45). La disponibilité des examens de médecine nucléaire est également moindre que celle des TDM et leur coût plus élevé.

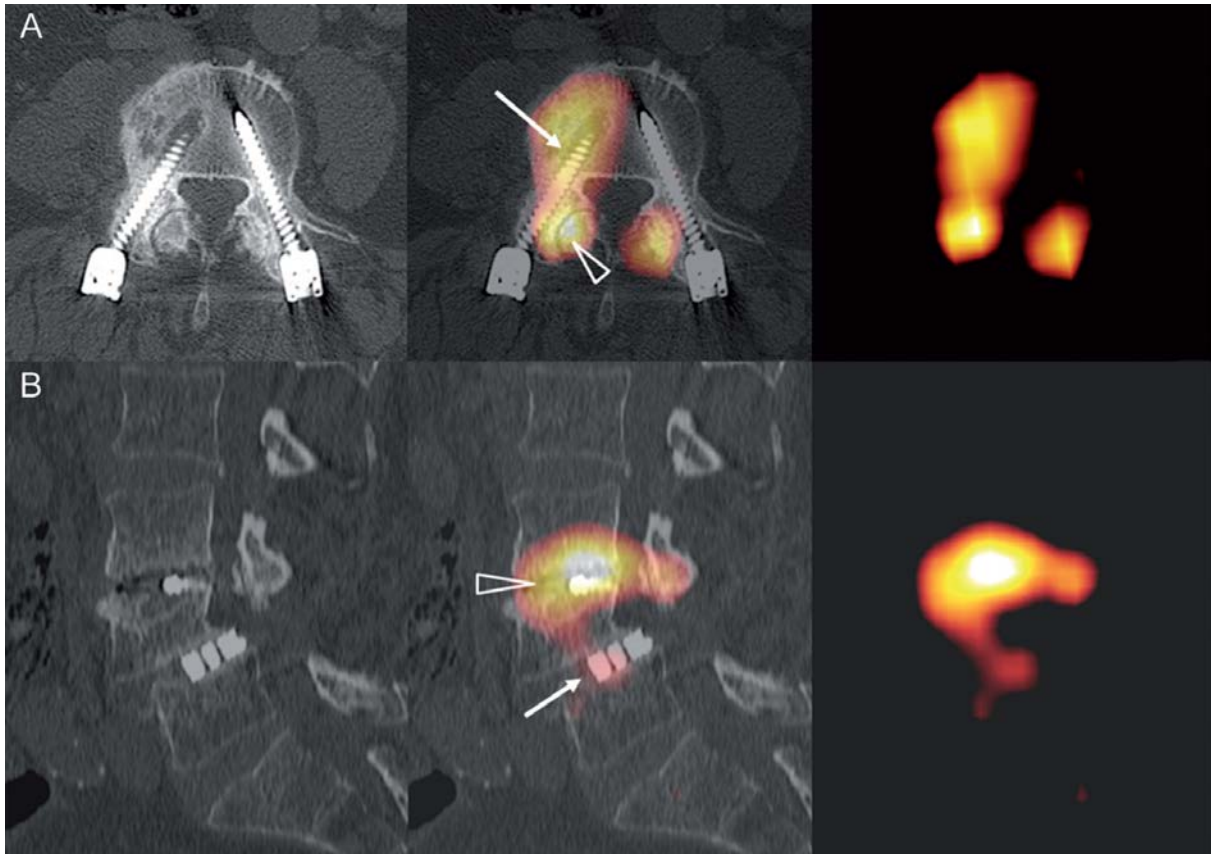


Figure 12 : Image de SPECT-CT montrant une hyperfixation du radiotracteur en regard d'une vis transpédiculaire lombaire droite avec chambre de mobilité. (Source : Rager et al. *SPECT/CT in Differentiation of Pseudarthrosis From Other Causes of Back Pain in Lumbar Spinal Fusion. Report on 10 Consecutive Cases*-(*Clin Nucl Med* 2012;37: 339–343)

5. Impact clinique des chambres de résorption.

Les chambres de mobilité et signes de débricolage du matériel peuvent avoir un impact clinique majeur avec des douleurs chroniques très invalidantes pour les patients. Dans ces situations, des ré-interventions peuvent être nécessaires pour une ablation ou un repositionnement du matériel, avec des incidences différentes selon les études, variant de 5 à 19 % en fonction du délai de suivi et des paramètres de l'étude(27,46,47). Les douleurs souvent chroniques et mal systématisées peuvent être en lien avec de multiples facteurs : une malposition des vis, une irritation nerveuse au contact du matériel, un défaut de correction de la courbure rachidienne(48,49).

La mobilité du matériel chirurgical peut augmenter une symptomatologie douloureuse à bas bruit qui reste néanmoins très subjective et ne constitue souvent pas à elle seule un critère de réintervention. Chez les patients âgés, le seuil à partir duquel une nouvelle opération est envisagée est plus élevé que chez des patients jeunes en raison de leur mode de vie, moins exigeant, et de l'augmentation potentielle des comorbidités. Chez les patients plus jeunes, un mode de vie plus actif entraîne une augmentation des contraintes sur les implants, ce qui peut conduire à des taux de réintervention plus élevés.

Comme nous l'avons vu précédemment, la majorité des complications étant mécanique dans notre cohorte grenobloise, nous nous sommes concentrés sur une analyse des complications chroniques mécaniques au vue de l'intérêt du GSI pour ce type de complications. En effet, en réduisant les artefacts au pourtour proche du matériel d'ostéosynthèse, les TDM GSI pourraient permettre une meilleure détection des chambres de mobilité situées dans ces zones adjacentes aux vis rachidiennes en regard des artefacts les plus marqués.

La technologie GSI permet la reconstruction d'images virtuelles monénergétiques pour réduire les artefacts générés par le matériel d'ostéosynthèse aux basses énergies tout en conservant un bon contraste aux hautes énergies. Son efficacité dans la réduction des artefacts a déjà été prouvée dans de nombreuses études sur fantômes ainsi que sur patients.

Les données constructeur indiquent une énergie optimale pour l'analyse des images à 110 keV pour le rachis opéré en fenêtre osseuse, énergie à laquelle sont effectuées les reconstructions pour l'analyse radiologique. Cette énergie optimale est déterminée grâce à l'analyse d'images sur fantômes en contexte pré clinique lors de l'élaboration des protocoles tomодensitométriques par les constructeurs. Il n'existe pas à notre connaissance d'étude prouvant que cette énergie de 110 keV est optimale pour l'analyse d'un rachis opéré avec matériel d'ostéosynthèse en utilisant la technologie GSI.

En dépit des nombreuses études prouvant l'efficacité de la double énergie dans la réduction des artefacts, aucune à notre connaissance n'étudie l'impact que peut avoir cette technologie GSI d'une TDM General Electric sur l'amélioration des diagnostics radiologiques et ainsi leurs conséquences cliniques.

Dans cette étude nous avons tenté d'évaluer l'énergie optimale en TDM avec la technologie GSI permettant la meilleure détection des chambres de résorption osseuse au pourtour du matériel d'ostéosynthèse rachidien thoracique et lombo-sacré.

II. Matériel et Méthode

Etude approuvée par la Délégation à la Recherche Clinique et à l'Innovation du Centre Hospitalier Universitaire Grenoble Alpes. Une information écrite a été donnée.

1. Inclusion des patients :

Nous avons inclus 386 patients qui ont réalisé une TDM avec la technologie GSI en post opératoire d'une chirurgie rachidienne thoraco-lombo-sacrée entre août 2018 et mars 2021. En orientant nos recherches sur les complications chroniques, nous avons sélectionné 186 patients avec une TDM de contrôle réalisée à distance de l'opération (3 mois et plus). Sur ces 186 patients, 46 présentaient une ou plusieurs chambres de mobilité au pourtour de vis d'ostéosynthèse et ont été inclus dans notre analyse.

Les critères d'inclusion étaient la réalisation d'une TDM avec la technologie GSI chez des patients opérés d'une ostéosynthèse rachidienne aux étages thoraciques, lombaires ou sacrés avec chambre de résorption sur une ou plusieurs vis d'ostéosynthèse.

Les critères d'exclusion étaient un âge inférieur à 18 ans, un IMC supérieur à 30, une chambre de résorption sur crochets d'ostéosynthèse ou sur matériel d'ostéosynthèse cervical.

Les caractéristiques de la répartition des patients sont décrites dans le diagramme de flux (Figure 15).

Les paramètres suivants ont été recueillis : épidémiologiques (âge, sexe), cliniques (date de l'opération, date de la TDM, nombre et niveau d'ostéosynthèse chirurgicale), radiologiques (type de matériel implanté, présence de chambre de résorption).

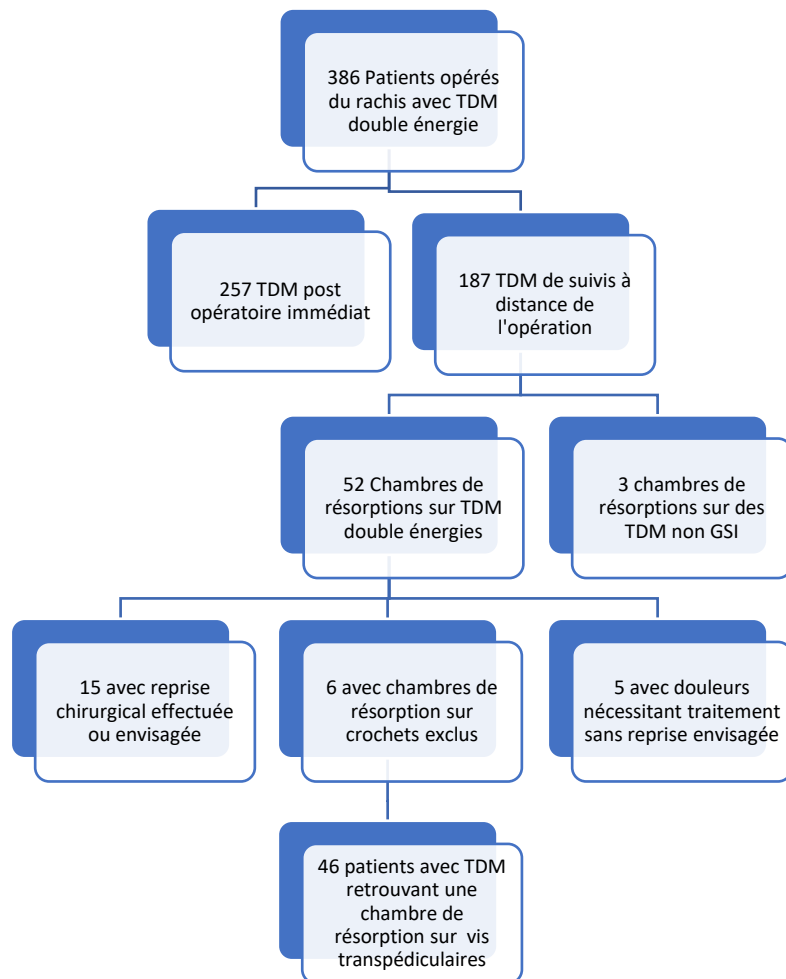


Figure 15 : Flow Chart de répartitions des patients.

2. Technique de la Tomodensitométrie :

Toutes les acquisitions ont été réalisées en utilisant une TDM à 64-détecteurs (GE Discovery CT 750HD ; GE Medical Systems, Milwaukee, Wi, USA) avec la technologie Gemstone Spectral Imaging. Le tube permettait un switch rapide de kilovoltage compris entre 80 et 140 kVp de RX en moins de 0.5ms. La quantité d'énergie était de 275mA en cas d'IMC <25 et 375mA si IMC entre 25 et 30, avec un pitch de 0.531, un intervalle entre les coupes de 1.25mm avec une épaisseur de coupe de 1.25mm, dans le plan axial secondairement reconstruit, avec une couverture de détecteurs de 20 mm, un temps de rotation de 0.7 seconde.

Les images ainsi générées étaient transférées vers la station de travail AW server 3.3 (GE Advantage ; GE Medical Systems) pour l'analyse et le post traitement avec le logiciel dédié GSI Viewer. Les images étaient affichées en utilisant une fenêtre osseuse avec une largeur/niveau d'UH de 2500/500.

Deux protocoles d'acquisition différents ont été créés en fonction de la corpulence du patient : pour les patients avec un IMC entre 25 et 30 les mAs étaient de 375 et de 275 en cas d'IMC <

25. La technologie GSI n'était pas utilisée si l'IMC était supérieur à 30 (les projections à faibles énergies ne sont plus exploitables car le rapport Signal/Bruit est trop bas).

3. Analyse des images :

Au sein de notre échantillon de 46 patients avec chambres de résorption sur vis transpédiculaires, des reconstructions en images virtuelles monoénergétiques ont été réalisées à 70, 80 keV, et de 100 à 140 keV espacées de 10 keV pour obtenir 7 séries (Figure 21).

Les images à 70 et 80 keV (77 keV correspondant à 120 kVp selon les études sur fantômes de 36cm d'H₂O, utilisées en routine clinique) servaient de référence pour comparaison. Les chambres de résorption étaient détectées sur des reconstructions automatiques effectuées à 110 keV comme préconisé par les constructeurs. En cas de doute diagnostique, les images étaient reconstruites aux différentes énergies pour essayer d'affirmer ou d'infirmer la présence d'une chambre de résorption.

Une analyse quantitative des images a été effectuée. Des régions d'intérêts (ROIs) ont été placées dont une au sein de la chambre de résorption et une seconde au contact du matériel métallique sur la même coupe que la précédente, aux différentes énergies sur les séries reconstruites. La ROI était positionnée de façon à être le plus reproductible possible en essayant d'éviter au maximum toute interférence dans les mesures qu'elles soient osseuse, métallique, ou tissulaire. Une troisième ROI de référence était placée dans le tissu le moins artéfacté, au sein d'un muscle paravertébral, toujours sur le même niveau de coupe. La taille des trois ROIs était la même (Figure 13). Toutes les ROIs ont été positionnées en utilisant une fenêtre osseuse de largeur/niveau 2500/500 UH.

Une seconde partie de l'analyse consistait au positionnement de ROIs au sein des séries reconstruites comme précédemment mais cette fois au pire niveau dégradé par les artefacts métalliques de chaque patient. Quatre ROIs ont été tracées autour de l'implant métallique, dont une ROI de référence à l'endroit le moins perturbé par les artefacts dans le muscle paravertébral. Les quatre ROIs ont été sélectionnées comme suit : artefact le plus marqué hyperdense, artefact le plus marqué hypodense, canal médullaire, muscle paravertébral le moins artéfacté. Les quatre ROIs étaient placées respectivement à la même place et étaient de même taille sur les images des différentes séries de chaque patient. La taille des ROIs pour chaque patient était déterminée par la largeur des artefacts hypo et hyperdenses (Figure 16).

Toutes les données des ROIs ont été récoltées en utilisant la valeur moyenne d'UH et leur déviation standard (SD). La différence entre la valeur d'UH de l'artefact le plus marqué et la valeur d'UH du ROI de référence était calculée selon la formule :

$$\Delta CT = CT_{\text{artefact}} - CT_{\text{standard}}$$

Avec la ROI sur le muscle paravertébral comme référence, un indice d'artefact (AI) a également été calculé permettant de quantifier la sévérité des artefacts en utilisant les résultats de la mesure de la Déviation Standard (SD) suivants la formule(6,8,50) :

$$AI = \sqrt{((SD_{\text{artefact}})^2 - (SD_{\text{muscle}})^2)}$$

Formule dans laquelle SD_{artefact} est la valeur de la SD du ROI au niveau des différentes régions explorées, et SD_{muscle} est la valeur de la SD du ROI du muscle paravertébral au niveau correspondant.

Si $SD_{\text{artefact}} < SD_{\text{muscle}}$, l'AI était enregistré comme 0. Une valeur d'AI plus petite suggère une moindre influence de l'artefact métallique. L'AI moyenne de chaque ROI aux différentes énergies a été calculé.

Enfin la valeur des AI était utilisée pour calculer un taux de diminution des artefacts de durcissement (BAR), selon la formule :

$$BAR = ((AI_{70\text{keV}} - AI_{\text{keV}}) \div AI_{70\text{keV}}) \times 100$$

Nous avons ainsi pu comparer les résultats bruts des données des déviations standards et de ΔCT pour en suivre l'évolution. Nous avons fait de même pour les AI et les BAR. Une comparaison des AI entre les différentes énergies a été effectuée pour déterminer l'énergie où les artefacts sont le plus réduits par la technologie GSI.

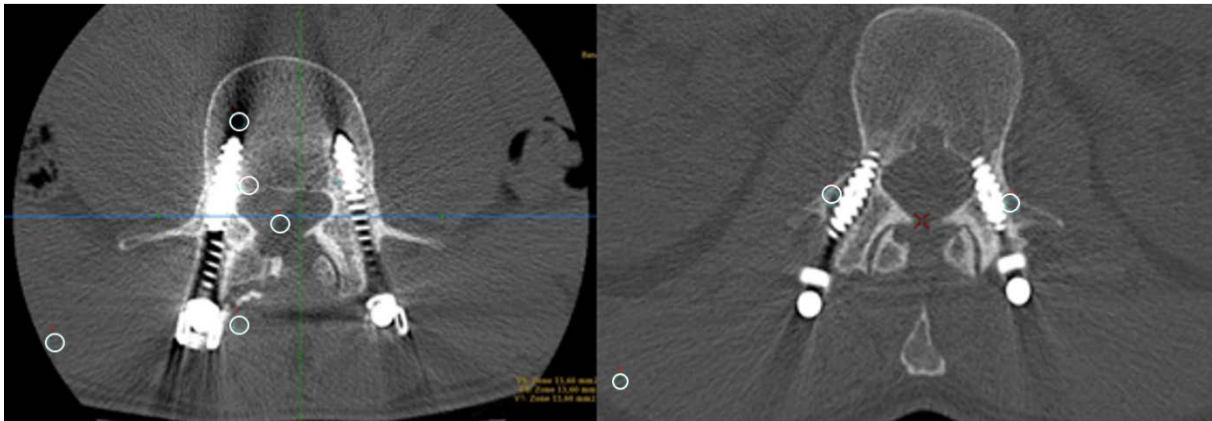


Figure 16 : Placement des ROI. Au sein des chambres de résorption, au pourtour du matériel, dans l'artefact le plus marqué hypodense, hyperdense, le canal médullaire et le muscle para vertébral. Images obtenues chez un patient de 37 ans avec ostéosynthèse rachidienne sur fracture post traumatique. Images axiales reconstruites avec fenêtre osseuse ici à 110 keV.

4. Analyse statistique :

Les analyses statistiques ont été réalisées grâce au logiciel Jamovi (*The jamovi project (2021). jamovi (Version 1.6) [Computer Software]*). Retrieved from <https://www.jamovi.org>

Les variables sont données par leur moyenne et leur déviation standard.

Une *p-value* inférieure à 0.05 était considérée comme significative.

Des tests ANOVA ont été utilisés pour comparer les différences d'AI entre 70-80 keV et les images monoénergétiques à hautes énergies, ainsi que les hautes énergies entre elles. Des tests ANOVA étaient également utilisés pour la comparaison des UH et SD des artefacts les plus marqués, du canal vertébral et des muscles para-vertébraux.

Un modèle de régression linéaire pour variable dépendante continue avec ajustement sur la mesure des AI hyperdense et hypodense a secondairement été réalisé. Cela permettant de prendre en compte la détérioration de l'image par les artefacts pour chaque patient, dépendant notamment du matériel implanté mais aussi du niveau d'ostéosynthèse.

III. Résultats :

1. Caractéristiques des patients :

Dans notre série, nous avons détecté 55 patients avec une ou plusieurs chambres de résorption. 3 patients ont été exclus de l'analyse car les TDM de suivi n'ont pas été réalisés en double énergie (TDM réalisée en externe ou erreur lors de l'acquisition). 6 patients présentaient des chambres de résorption sur des crochets d'ostéosynthèse rachidienne que nous avons décidé d'exclure de l'étude car les artefacts ne sont pas de même disposition ni de même intensité sur ce type de matériel.

Paramètres	Valeurs
Nombre de patients	46
Ratio homme/femme	25/21
Age (range) années	51+/-19 (19-84)
Durée de suivi en mois	53+/-52 (3-190)
<i>Indications chirurgicales</i>	
Fracture vertébrale	28
Tumeurs vertébrales	5
Sténose canalaire	6
Scoliose	3
Spondylolisthésis	4
<i>Niveau d'ostéosynthèse</i>	
Thoracique	21
Lombaire	27
Sacré	11

Tableau 2: Caractéristiques des patients.

Sur ces 46 patients avec signes de mobilité du matériel d'ostéosynthèse sur des vis, nous avons 25 hommes (54%) et 21 femmes (46%). L'âge moyen des patients au moment du dernier TDM de suivi était de 51 ans (écart type 19 ; allant de 19 à 84 ans). La durée de suivi moyenne entre la chirurgie et la dernière TDM du rachis était de 53 mois (écart type 52 ; allant de 3 à 190 mois).

Les indications initiales des chirurgies rachidiennes étaient réparties avec 28 fixations sur fracture vertébrale post traumatique, 5 fixations sur lésions vertébrales tumorales, 6 chirurgies de canal lombaire étroit, 3 chirurgies de scoliose, 4 chirurgies de spondylolisthésis.

Les niveaux rachidiens des chambres de résorptions étaient : 21 thoraciques, 27 lombaires, 11 sacrés. Certains patients présentaient plusieurs chambres de mobilité à différents étages. Le nombre de niveaux (thoracique, lombaire et sacré) traité par ostéosynthèse variait de un étage pour 27 patients à trois étages pour 4 patients, 15 patients ayant été traités sur 2 étages.

Sur les 52 patients avec une TDM pathologique et une chambre de résorption qu'elle soit sur vis ou crochet d'ostéosynthèse, 20 (38%) d'entre eux ont eu un impact thérapeutique avec 5 patients pris en charge pour des douleurs chroniques invalidantes post ostéosynthèse et 15 patients pour lesquels une reprise chirurgicale a été effectuée ou envisagée.

2. Dose d'irradiation :

La dose moyenne d'irradiation cumulée en TDM (DLP pour Produit Dose Longueur) était de 718.80 +/- 257.37 mGy.cm (allant de 411 à 1474 mGy.cm). Les variations d'irradiation et la valeur élevée de l'écart type s'expliquent par la diversité des montages chirurgicaux allant de un à trois étages et nécessitant donc des longueurs d'acquisition différentes en fonction des patients.

Cette valeur moyenne reste cependant inférieure aux normes des Niveau de Référence Diagnostique pour la réalisation d'une TDM du rachis lombaire uniquement (725 mGy.cm).

Le CTDI (Computed Tomography Dose Index) volumique moyen était de 22.57 mGy.

3. Comparaison des valeurs d'UH et des index d'artefact :

La comparaison des variations de ΔCT aux différentes énergies est présentée dans les tableaux 3 et 4. Plus l'énergie augmente, plus la valeur absolue de ΔCT diminue avec des différences qui deviennent de plus en plus faibles plus on augmente l'énergie. Dans le cadre de l'analyse des chambres de résorption, les valeurs de ΔCT passent de 248.82 à 70keV à 133.04 UH à 140 keV.

Les valeurs d'UH au sein des CR en comparaison aux vis sans CR étaient statistiquement différentes pour l'ensemble des énergies avec des p value <0.001.

L'évolution est la même pour les AI dont les valeurs diminuent avec l'augmentation des keV (Tableaux 3 et 4) témoignant d'une réduction progressive des artefacts. Dans le cadre des chambres de résorption, l'AI au pourtour des vis avec chambre de résorption passe de 262.59 à 136.8 UH aux énergies extrêmes. Pour comparaison, les AI au pourtour des vis sans chambre de résorption passent de 271.9 à 180.32UH. Il semble exister néanmoins un seuil dans la réduction des artefacts avec une stagnation des valeurs d'AI entre 120 et 140 keV (respectivement 136.73 et 136.80 UH) (Figure 17). En comparant les AI aux différentes énergies entre elles avec les tests ANOVA, les AI des chambres de résorption étaient statistiquement différentes entre les énergies de 70 à 120 keV (p value<0.05). Puis, à partir de 120 keV et en comparaison avec les hautes énergies (130 et 140 keV), les valeurs ne présentaient plus de différence significative (p value = 0.146 et 0.314 respectivement).

Enfin pour terminer avec l'analyse univariée des chambres de résorption, on notait une différence significative (p value <0.001) lors de la comparaison des valeurs des moyennes d'UH entre les différents niveaux d'énergies, malgré la faible variation de leur moyennes lorsque l'on

atteignait les hautes énergies (pour exemple, 128.71UH à 130 keV versus 116.84UH à 140 keV).

Concernant les AI des régions les plus artefactées, l'évolution des valeurs est la même avec l'augmentation des keV, passant de 398.06 à 108.95 pour les artefacts hypodenses et de 273 à 158.364 HU pour les hyperdenses entre 70 et 140 keV avec des différences significatives ($p < 0.001$). On note de nouveau un plateau dans l'atténuation des artefacts, plus marqué sur les artefacts hyperdenses avec une stagnation des valeurs d'AI entre 120 et 140 keV (respectivement de 184.11 et 181.30 keV) (Figure 17, 19 et 20).

L'analyse des AI sur les ROI du canal médullaire montre également un plateau dans les hautes énergies mais également une inversion de la courbe avec augmentation des valeurs entre 120 et 140 keV (13.43 à 120 keV et 16.35 à 140keV).

Chambre de résorption	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Moyenne vis CR	409.34	309.5	202.97	168.54	146.17	128.71	116.84
SD vis CR	265.23	201.57	157.67	142.08	138.04	131.17	138.08
Moyenne vis sans CR	658.17	545.61	374.71	325.52	292.69	267.76	249.89
SD vis sans CR	274.46	238.43	199.89	189.51	184.11	181.29	181.30
Δ CT vis sans CR-CR	248.82	236.11	171.39	156.98	146.52	139.04	133.04
Moyenne Muscle	33.43	35.56	37.08	37.28	37.56	38.02	38.13
SD muscle	37.35	29.09	20.78	19.60	18.99	18.95	18.77
Δ CT CR- muscle	375.91	273.93	165.89	131.26	108.61	90.69	78.71
AI CR	262.59	199.46	156.29	140.73	136.73	135.86	136.80
AI vis sans CR	271.91	236.65	198.81	188.49	183.13	180.30	180.32
BAR/70keV		24.04	40.48	46.41	47.92	48.26	47.90

Tableau 3 : Valeur des moyennes des ROI avec Standard Déviation (SD), différence d'unité Hounsfield (Δ CT), Artefact Index (AI) et Beam Hardening Artefact Rate (BAR) aux différentes énergies pour l'étude des chambres de résorption.

Artefact hypodense	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Moyenne	-295.43	-272.09	-134.54	-90.15	-62.43	-40.39	-22.5
SD	399.41	192.39	149.87	135.40	124.39	116.24	111.02
ΔCT	-340.22	-314.74	-175.59	-130.49	-102.26	-80	-62.28
AI	398.06	190.63	148.29	133.76	122.61	114.33	108.95
BAR/70keV		52.11	62.74	66.39	69.20	71.28	72.63
Artefact hyperdense	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Moyenne	602.84	447.78	288.89	240.23	208.08	181.61	161.69
SD	274.98	222.84	173.85	170.56	162.39	161.05	159.80
ΔCT	558.06	405.13	247.84	199.91	168.26	142	121.96
AI	273.01	221.32	172.49	169.27	161.03	159.67	158.36
BAR/70keV		18.9	36.82	38	41.05	41.51	42
Canal médullaire	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Moyenne	128.73	83.37	32.49	17.17	6.91	-1.27	-7.35
SD	134.58	86.27	39.82	28.96	24.9	25.02	26.91
ΔCT	83.95	39.71	-8.55	-23.15	-32.91	-40.82	-47.09
AI	130.51	82.28	33.37	19.94	13.43	13.61	16.35
BAR/70keV		36.9	74.4	84.71	89.7	89.57	87.47
Muscle	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Moyenne	44.78	42.65	41.04	40.32	39.82	39.6	39.74
SD	32.84	25.94	21.74	20.99	20.97	20.99	21.37

Tableau 4 : Valeur des moyennes des ROI avec Standard Déviation (SD), différence d'unité Hounsfield (Δ CT), Artefact Index (AI) et Beam Hardening Artefact Rate (BAR) aux différentes énergies pour l'étude des artefacts les plus marqués et du canal médullaire.

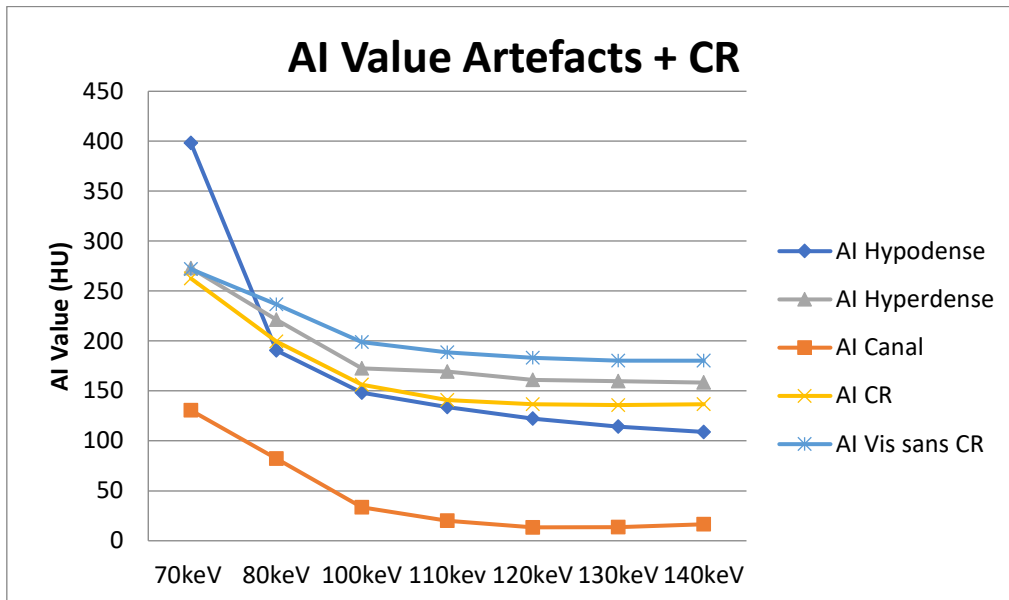


Figure 13 : Variation des valeurs des artefacts indexs (AI) aux différents niveaux d'énergies pour les ROI des vis avec et sans chambres de résorptions (CR), des artefacts les plus marqués (hypodenses, hyperdenses) et du canal médullaire.

4. Etude des BAR :

L'évolution des BAR se fait en sens inverse avec un pourcentage de réduction des artefacts de durcissement qui augmente parallèlement à l'augmentation des énergies pour atteindre 47.9 % dans le cas des chambres de résorption et jusqu'à 89% pour l'étude des artefacts dans le canal médullaire (tableaux 2 et 3). De même que pour les AI dans le cadre de l'analyse des chambres de résorption, on note une stagnation des valeurs de BAR entre 120 et 140 keV (respectivement 47.93 % et 47.90%) (Figure 18).

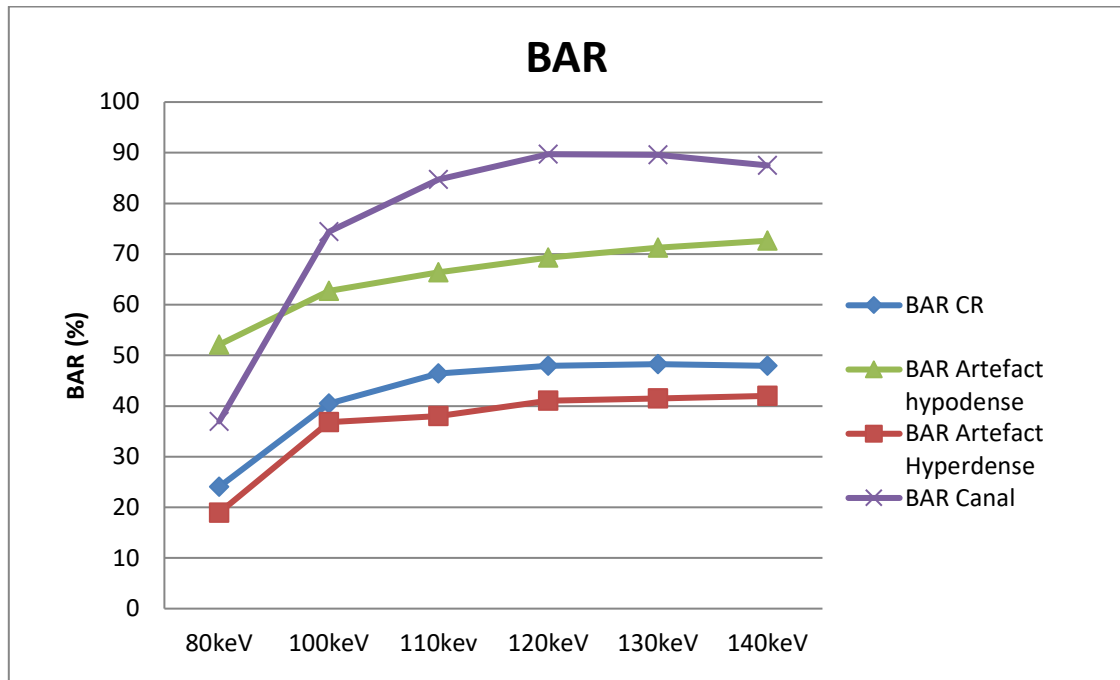


Figure 14 : Variation des valeurs de Beam Hardening Artefact Rate (BAR) aux différentes énergies pour l'étude des chambres de résorption (CR), des artefacts les plus marqués et du canal médullaire.

5. Analyse en régression linéaire :

Nous avons utilisé un modèle de régression linéaire pour variable dépendante continue avec ajustement sur la mesure des AI hyperdense et hypodense pour chaque patient à chaque niveau d'énergies (Figure 19 et 20). En effet, les différents types de vis induisent des artefacts plus ou moins importants en fonction notamment de leur diamètre ou de leur composition physique. La morphologie des patients et la localisation du matériel d'ostéosynthèse influent également sur la qualité des images reconstruites.

L'analyse multivariée permet ainsi de pondérer la réduction des artefacts grâce au GSI au sein des chambres de résorption par la dégradation globale de l'image par le matériel d'ostéosynthèse pour chaque patient.

On observe une différence statistiquement significative jusqu'à une énergie seuil de 110 keV. En effet, la valeur de la *p-value* est de 0,041 si l'on compare les AI des CR à 140 keV à 100 keV et de 0,275 entre 140 et 110 keV. L'énergie optimale en analyse multivariée serait donc de 110 keV. Aucune différence significative n'a été constatée entre les énergies supérieures avec des *p value* > 0.05 (Tableaux 5-6).

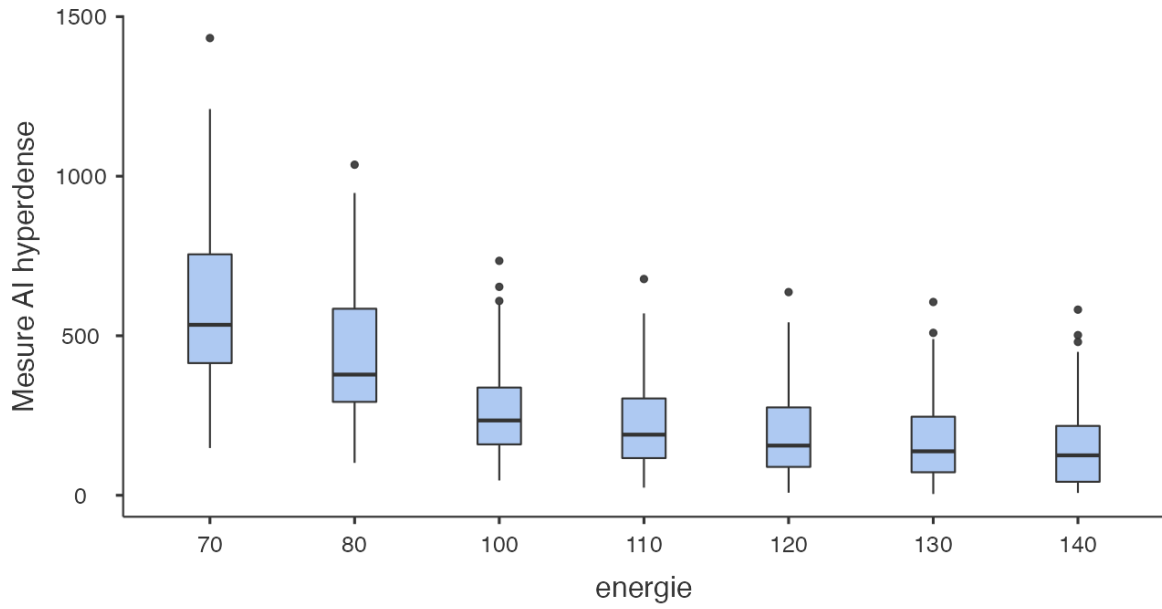


Figure 15 : Représentation par box-plot des AI aux différentes énergies en regard des artefacts les plus marqués hyperdenses.

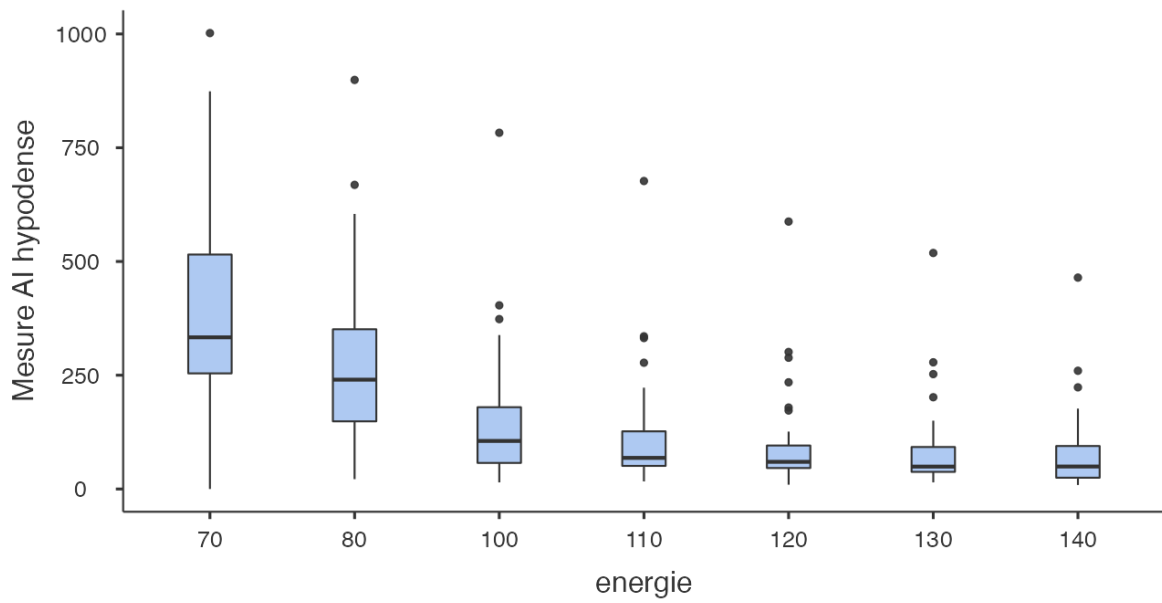


Figure 16 : Représentation par box-plot des AI aux différentes énergies en regard des artefacts les plus marqués hypodenses.

Model Coefficients - AI

Predictor	Estimate	SE	t	p
Intercept ^a	216.7802	29.5878	7.327	< .001
Energie:				
70 – 100	224.6346	40.8414	5.500	< .001
80 – 100	116.3069	36.7581	3.164	0.002
110 – 100	-34.9071	35.2045	-0.992	0.322
120 – 100	-51.7233	35.4312	-1.460	0.145
130 – 100	-65.1823	35.6282	-1.830	0.068
140 – 100	-73.5448	35.7940	-2.055	0.041
Mesure AI hyperdense	-0.1006	0.0497	-2.026	0.044
Mesure AI hypodense	0.0678	0.0663	1.023	0.307

^a Represents reference level

Tableau 5 : Résultats du modèle de régression linéaire pour variable dépendante continue avec ajustement sur la mesure des AI hyperdense et hypodense pour chaque patient en utilisant les données des AI calculés pour les artefacts les plus marqués à chaque niveau d'énergies. L'analyse est ici réalisée en comparant l'ensemble des énergies à 100 keV. On note une différence significative persistante avec 140keV.

Model Coefficients - AI

Predictor	Estimate	SE	t	p
Intercept ^a	181.8731	28.1128	6.469	< .001
Energie:				
70 – 110	259.5416	42.4386	6.116	< .001
80 – 110	151.2140	37.7508	4.006	< .001
100 – 110	34.9071	35.2045	0.992	0.322
120 – 110	-16.8163	35.1375	-0.479	0.633
130 – 110	-30.2752	35.2322	-0.859	0.391
140 – 110	-38.6377	35.3280	-1.094	0.275
Mesure AI hyperdense	-0.1006	0.0497	-2.026	0.044
Mesure AI hypodense	0.0678	0.0663	1.023	0.307

^a Represents reference level

Tableau 6 : Résultats du modèle de régression linéaire pour variable dépendante continue avec ajustement sur la mesure des AI hyperdense et hypodense pour chaque patient en utilisant les données des AI calculés pour les artefacts les plus marqués à chaque niveau d'énergies. L'analyse est ici réalisé en comparant l'ensemble des énergies à 110 keV. On ne note plus différence significative avec 140keV. L'énergie optimale serait donc 110 keV dans le cadre de cette analyse.

IV. Discussion :

La réduction des artefacts métallique en TDM a longtemps été un challenge et une compétition entre les constructeurs de matériel médical d'imagerie. Du coté des radiologues, le choix entre les différentes technologies proposées pour la réduction de ces artefacts reste difficile malgré les études précédentes prouvant leur efficacité(7,50,51).

Les objets métalliques induisent des zones hypo ou hyperdenses sur les images de TDM et peuvent ainsi masquer des complications post chirurgicales notamment au niveau du canal médullaire ou sur l'os à proximité du matériel. L'utilisation de la double énergie permet la création d'images virtuelles mono énergétiques permettant de s'affranchir partiellement de ces artefacts et ainsi d'améliorer le contraste entre deux structures de composition nucléaire très différentes(4,52) (Figure 21).

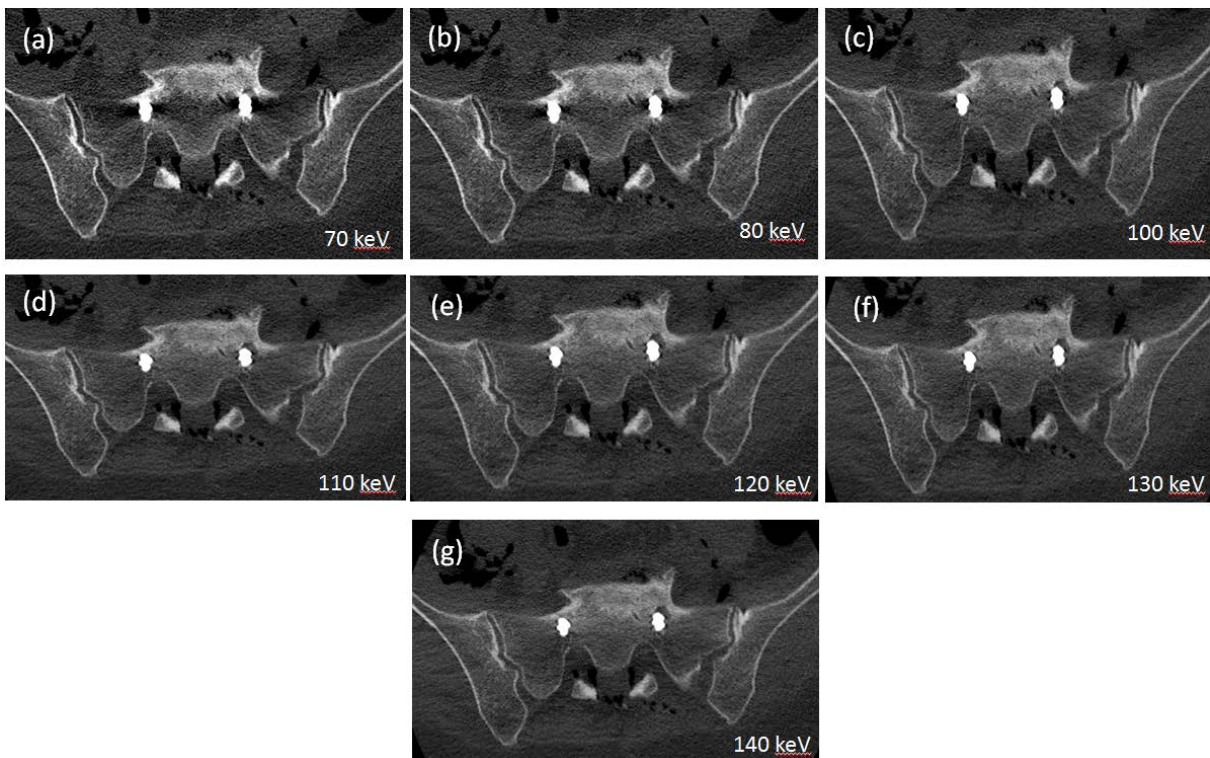


Figure 21: Reconstructions TDM en coupes axiales à 70, 80, et de 100 à 140 keV sur un rachis lombo-sacré avec chambre de résorption autour d'une vis sacrée gauche.

De nombreuses études précédentes se sont attelées à prouver que les images mono énergétiques permettaient d'améliorer la qualité des images mais aucune à notre connaissance n'a prouvé une meilleure détection de complication dans le cadre de la pratique clinique. De plus, il n'a jamais été prouvé que l'énergie optimale sur les TDM GSI de General Electric pour l'étude osseuse soit bien les 110 keV comme le préconise les constructeurs.

Nous avons donc tenté dans cette étude de prouver que la technique GSI permet une réduction des artefacts au pourtour du matériel métallique rachidien thoraco-lombo-sacré par l'analyse quantitative de la diminution des artefacts en déterminant quelle énergie d'une série monochromatique permet un diagnostic optimal des chambres de mobilité.

Cette étude confirme que les artefacts métalliques sont nettement réduits par les images mono énergétiques virtuelles à hautes énergies et que la détection de complication à type de chambre de résorption au pourtour du matériel est rendue plus aisée aux hautes énergies. La différence entre les valeurs d'UH à basses et hautes énergies au sein des chambres de résorption est déjà présente dès 70keV. Cela s'explique par la nature biologique même des chambres de mobilité, un remplacement de l'os corticalisé dense par un substrat fibreux en lien avec une diminution de la micro vascularisation du tissu osseux(33). Cette différence d'UH persiste et est également retrouvée sur les hautes énergies de façon statistiquement significative.

En ajoutant à cela la diminution des artefacts sur les images monochromatiques à hautes énergies traduite par la baisse des AI de façon significative ($p < 0.05$) et l'augmentation progressive des BAR, il semble légitime de préconiser en cas de suspicion clinique de chambre de mobilité sur matériel d'ostéosynthèse une reconstruction à haute énergie. La question de l'énergie optimale à laquelle doit être réalisée cette reconstruction se pose.

En analyse univariée par les tests ANOVA, on observe un plateau dans la réduction des artefacts au pourtour des vis d'ostéosynthèses entre 120 et 140 keV avec des différences d'AI non significatives, de même pour les artefacts les plus marqués.

Il semble donc exister, d'après les courbes et les données statistiques, une valeur seuil de 120keV à partir de laquelle la réduction des artefacts apparaît non significative.

L'analyse en régression linéaire prenant en compte la dégradation de l'image de chaque patient, retrouvait elle, une énergie optimale de 110keV dans le cadre de la recherche des chambres de résorption.

Il serait donc judicieux de proposer une reconstruction adaptée au contexte clinique et particulièrement à la pathologie recherchée.

Dans le cas de notre cohorte grenobloise, avec les spécificités que nous avons vu précédemment, on peut discuter de la réalisation d'une reconstruction osseuse à 110 et 120 keV pour l'analyse des chambres de résorption.

En effet, la réalisation d'une reconstruction à 110 keV permettrait une analyse optimale des chambres de mobilité, mais aussi un meilleur contraste sur les structures adjacentes qu'à 120keV. On rappelle que plus l'énergie des images virtuelles monochromatiques augmente, plus la visibilité des structures molles diminue(5,11,12).

Cependant, une différence de 10 keV apparaît difficilement caractérisable à l'œil nu par le radiologue comme on peut le noter sur les figures 21 et 22. Il s'agit plutôt de différences explicitées par les statistiques et les données numériques recueillies, qu'une réelle variation dans la qualité des images.

Il pourrait être judicieux en cas de doute diagnostique chez des patients jeunes pour lesquels des complications tardives d'une chirurgie sont recherchées (par exemple des lombalgies chroniques) d'effectuer une reconstruction en images monochromatiques à 110 et 120keV pour bénéficier de l'apport combiné des deux images.

Une étude qualitative par des radiologues entraînés en complément de notre étude quantitative pourrait permettre d'affirmer la meilleure visualisation de ces chambres de mobilité et d'en confirmer le niveau d'énergie permettant une analyse optimale.

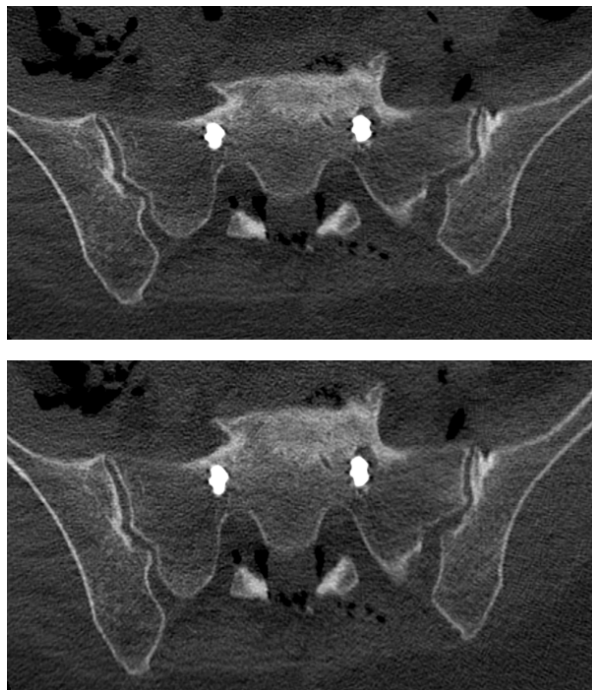


Figure 22 : comparaison des reconstructions monoénergétiques entre 110 keV (en haut) et 120 keV (en bas) sur un rachis sacré avec chambre de résorption latéralisée à gauche.

Nos résultats sont en adéquation avec l'étude de Dong et al.(8) réalisée en 2015 qui préconisait une énergie de 120 keV pour l'analyse des vis trans pédiculaires, seuil à partir duquel, selon leur analyse qualitative, le contraste au sein des tissus mous adjacents aux vis diminue de façon significative.

L'étude de Zhou et al(14) réalisée en 2011 sur 47 patients préconisait une énergie optimale de 130 keV pour l'analyse du matériel orthopédique. Cependant cette étude était réalisée sur des matériaux et des localisations diverses avec une majorité de prothèses de hanche.

Enfin, l'étude de Dangelmaier et al.(15) en 2018 réalisée sur une TDM de marque Phillips préconisait une énergie optimale pour la qualité globale de l'image à 180 keV. Une énergie haute qui ne peut être reconstruite en multi énergie sur la TDM Général Electric.

D'autres méthodes de diminution des artefacts sont disponibles, y compris sur les TDM GSI de General Electric. Il s'agit des méthodes MAR (Metal Artefact Reduction), utilisées dans notre centre lorsque l'IMC du patient dépasse 30. Ces méthodes MAR existent également chez d'autres constructeurs.

Dans le cadre d'une étude réalisée sur une TDM de type Phillips Healthcare, Huang et al.(53) ont observé de nouveaux artefacts introduits par l'algorithme de reconstruction MAR. Ainsi, ils

préconisent l'utilisation des VMI sans MAR pour réduire les artefacts sur vis d'ostéosynthèse. De même, Wayer et al.(54) dans le cadre d'une étude réalisée sur une TDM General Electric décrivent le même type d'artefact et recommandent également d'être vigilant lors de l'utilisation de technique MAR sur le rachis ostéosynthésé. Les techniques de MAR induiraient une distorsion des artefacts au contact immédiat des implants métalliques à type de vis et ne seraient pas adaptées à l'analyse radiologique de ce type d'implant(55,56).

La technologie GSI est donc plus adaptée à la recherche de complications osseuses au pourtour des vis d'osthéosynthèse en s'affranchissant des phénomènes de distorsion au contact des vis. Elle est à privilégier par rapport au MAR quand cela est possible.

Une particularité de notre centre est à prendre en compte, à savoir la grande proportion de patients traumatisés du rachis. De fait, la majorité des chirurgies rachidiennes sont effectuées sur ce type de patients qui sont pour la plupart jeunes et actifs. Ceci pourrait expliquer le fort pourcentage de chambres de mobilité diagnostiquées, près de 30 %, mais aussi le fort taux d'implication clinique découlant du diagnostic avec un impact clinique chez 38% des patients. Ces chiffres restent néanmoins en accord avec ceux des différentes études précédentes(32,34–36). Cependant, un des principaux facteur de risque de chambre de mobilité est l'ostéoporose, à priori non présente dans notre cohorte de patients dont l'âge moyen était de 51 ans.

Comme décrit précédemment, une particularité de notre cohorte est le grand nombre de patients pris en charge pour des lésions rachidiennes post traumatique (28/46 patients, 61%) survenant lors d'activités physiques pour la plupart. En analysant les données des types de fracture sur lesquelles nous retrouvions une ou plusieurs chambres de mobilité, il semble que l'ensemble de ces patients présentaient des fractures de grade élevé selon la classification de Magerl (burst fracture type A4)(21).

L'existence d'un nombre élevé de chambre de mobilité pourrait être le résultat d'une insuffisance de niveau de fixation par rapport à la sévérité de la fracture avec, chez ces patients jeunes, une sur sollicitation du matériel. L'apparition de chambres de résorption pourrait également être la conséquence d'une reprise d'activité rapide et relativement intense. Une seconde étude de comparaison des montages chirurgicaux pour un même type de fracture avec et sans signe de mobilité du matériel pourrait corroborer cette hypothèse.

Une des limites de notre étude reste l'efficacité variable des méthodes de reconstruction d'images monochromatiques qui dépend non seulement d'un algorithme de reconstruction spécifique, mais aussi de la composition du matériau, de la taille et de la géométrie du métal par rapport à l'anatomie adjacente. Notre étude monocentrique se basant pour la majorité des patients sur des chirurgies avec une voie d'abord similaire (postérieure), utilisant le même matériel implanté (principalement vis transpédiculaire sans matériel discale), les performances et les données fournies par la réduction des artefacts ne doivent pas être généralisées à tous les types d'implants métalliques (par exemple les prothèses de hanche).

De plus, les performances des méthodes de réduction d'artefacts sont le plus souvent spécifiques à un fabricant. Les conceptions des TDM doubles énergies diffèrent entre fabricant notamment concernant les sources de production photonique, la division du faisceau, les filtres appliqués, la commutation rapide des kilovolts et les détecteurs. Ainsi, la qualité des images mono-énergétiques dépend des spectres d'énergie à faible et fort kilovolt et de la séparation spectrale. Il existe également des différences dans les algorithmes itératifs de reconstruction pour la réduction des artefacts(51,53). Une adaptation des données de notre étude à chacun des types de TDM double énergie sera nécessaire.

L'angle d'insertion de la vis pédiculaire peut affecter l'intensité de l'artefact. Avec l'analyse des étages vertébraux thoraciques et lombo-sacrés, une variation des mesures en fonction du niveau ostéosynthésé pourrait être relevée dans des études plus restreintes, notamment chez des patients âgés avec accentuation des courbures rachidiennes physiologiques.

Conclusion

En conclusion, cette étude a permis de prouver l'intérêt de la technologie GSI disponible sur les TDM General Electric pour la réduction des artefacts, l'analyse osseuse au pourtour du matériel métallique implanté et la détection des chambres de résorption. L'énergie optimale de reconstruction des images virtuelles monoénergétiques dans le cadre de cette analyse osseuse apparaît comprise dans le cadre de notre étude entre 110 keV et 120 keV. En cas de suspicion clinique de signes de mobilité à distance d'une chirurgie d'ostéosynthèse par vissage du rachis thoracique, lombaire ou sacré, nous préconisons la réalisation de reconstructions d'images monochromatiques à 110 et 120 keV en fenêtre osseuse.

Bibliographie

1. Annette C. Douglas-Akinwande,, Kenneth A. Buckwalter. Multichannel CT: Evaluating the Spine in Postoperative Patients with Orthopedic Hardware I. *Radiographics*. 2006;26(Supplément 1):S97-110.
2. Dendy PP, Heaton B. *Physics For Diagnostic Radiology*. In: 3^e éd. CRC Press; 2013. (Series in Medical Physics and Biomedical Engineering).
3. Nils Große Hokamp, V. Neuhaus. Reduction of artifacts caused by orthopedic hardware in the spine in spectral detector CT examinations using virtual monoenergetic image reconstructions and metal-artifact-reduction algorithms. *Skeletal Radiol*. 2018;47:195-201.
4. Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol*. nov 2012;(199):3-8.
5. McCollough Cynthia H. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015;276(3).
6. Xiaoli Sun, Qingqing Zhao. Metal artifact reduction using mono-energy images combined with metal artifact reduction software in spectral computed tomography: a study on phantoms. *Quant Imaging Med Surg*. 2020;1515-25.
7. Young Han Lee, Kwan Kyu Park, Ho-Taek Song. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *Eur Radiol*. 2012;22:1331-40.
8. Yue Dong, Ai Jun Shi, Jian Lin Wu, Ru Xin Wang. Metal artifact reduction using virtual monochromatic images for patients with pedicle screws implants on CT. *Eur Spine J*. 2015;
9. Ashok Srinivasan, Ellen Hoeffner. Utility of Dual-Energy CT Virtual keV Monochromatic Series for the Assessment of Spinal Transpedicular Hardware-Bone Interface. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;201:878-83.
10. Fabian Bamberg. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*. 2011;21:1424-9.
11. Reza Forghani. Dual-Energy Computed Tomography Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 2. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017;27:385-400.
12. Reza Forghani,. Dual-Energy Computed Tomography Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017;27:371-84.
13. Kazuhiro Matsumoto. Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching: Improved Image Quality as Compared with That Obtained with Conventional 120-kVp CT 1. *Radiology*. 2011;259(1):257-62.
14. Zhou, Zhao. Monoenergetic Imaging of Dual-energy CT Reduces Artifacts from Implanted Metal Orthopedic Devices in Patients with Fractures. *Acad Radiol*. 2011;18(10):1252-7.
15. Dangelmaier J, Schwaiger B, Gersing A, Fingerle A, Rummeny E. Dual layer computed tomography: Reduction of metal artefacts from posterior spinal fusion using virtual monoenergetic imaging. *Eur J Radiol*. 2018;105:195-203.
16. Rutherford E. Lumbar Spine Fusion and Stabilization: Hardware, Techniques, and Imaging Appearances. *RadioGraphics*. 2007;27:1737-49.

17. Reinhold. Operative treatment of 733 patients with acute thoracolumbar spinal injuries: comprehensive results from the second, prospective, internet-based multicenter study of the Spine Study Group of the German Association of Trauma Surgery. *Eur Spine J.* (19):1657-76.
18. B. Blondel. Influence du type de vis sur la correction chirurgicale radiologique initiale coronale et sagittale des montages hybrides dans la scoliose idiopathique de l'adolescent. Considérations sur la correction à privilégier. *Rev Chir Orthopédique Traumatol.* 2012;98:785-91.
19. Freslon M, Bouaka D. Thoracolumbar fractures. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice L'appareil Mot.* 2008;(94):22-35.
20. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine.* 1983;8(8):817-31.
21. Magerl. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J.* 1994;3:184-201.
22. Vaccaro A. A New Classification of Thoracolumbar Injuries. *Spine.* 2005;30(20):2325-33.
23. Moon AS, Atesok K, Niemeier TE, Manoharan SR, Pittman JL, Theiss SM. Traumatic Lumbosacral Dislocation: Current Concepts in Diagnosis and Management. *Adv Orthop.* 28 oct 2018;2018:6578097-6578097.
24. Defino, Scarparo. Fractures of thoracolumbar spine: monosegmental fixation. *Inj Int J Care Inj.* 2005;36:S-B90—S-B97.
25. Award JN, Kebaish KM, Donigan J, Cohen DB, Kostuik JP. Analysis of the risk factors for the development of postoperative spinal epidural haematoma. *J Bone Jt Surg.* 2005;87(9):1248-52.
26. Kou J. Risk factors for spinal epidural hematoma after spinal surgery. *Spine.* 2002;27(15):1670-3.
27. Rometsch E. Screw-Related Complications After Instrumentation of the Osteoporotic Spine: A Systematic Literature Review With Meta-Analysis. *Glob Spine J.* 2020;10:69-88.
28. Dindo, Clavien. What is a surgical complication? *World J Surg.* 2008;32(6):939-41.
29. Guigui P. Complications per et postopératoires immédiates des arthrodèses lombaires et lombosacrées. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 2004;90:5-15.
30. Leonardi A. Massimo. Early postoperative MRI in detecting hematoma and dural compression after lumbar spinal decompression: prospective study of asymptomatic patients in comparison to patients requiring surgical revision. *Eur Spine J.* 2010;(19):2216-22.
31. Sanden B, Olerud C, Petren-Mallmine M, Johansson C, Larsson S. The significance of radiolucent zones surrounding pedicle screws-Definition of screw loosening in spinal instrumentation. *J Bone Jt Surg.* 2004;86-B:457-61.
32. Bokov A, Bulkin A, Aleynik A, Kutlaeva M, Mlyavykh S. Pedicle Screws Loosening in Patients With Degenerative Diseases of the Lumbar Spine: Potential Risk Factors and Relative Contribution. *Glob Spine J.* 2019;9(1):55-61.
33. schatzker. Effect of movement on the holding power of screws in Bone. *Clin Orthop.* 1975;111:257-62.
34. Röllinghoff, M. Mid-range outcomes in 64 consecutive cases of multilevel fusion for degenerative diseases of the lumbar spine. *Orthop Rev.* 2010;2.

35. Wu Z, Gong F, Liu L. A comparative study on screw loosening in osteoporotic lumbar spine fusion between expandable and conventional pedicle screws. *Orthop Surg.* 2012;132:471-6.
36. Fabio Galbusera. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? *Eur Spine J.* 2015;24:1005-16.
37. Bisschop. Single level lumbar laminectomy alters segmental biomechanical behavior without affecting adjacent segments. *Clin Biomech.* 2014;29(8):912-7.
38. Lee. Effects of laminectomy and facetectomy on the stability of the lumbar motion segment. *Med Eng Phys.* 2004;26:183-92.
39. Gemmel Filip, Paul C. Expanding role of 18F-fluoro-D-deoxyglucose PET and PET/CT in spinal infections. *Eur Spine J.* 2010;19:540-51.
40. Palestro C. Role of Radionuclide Imaging in the Diagnosis of Postoperative Infection. *RadioGraphics.* 2000;20:1649-60.
41. Schlessor Marc. Detection of Metallic Implant-associated Infections with FDG PET in Patients with Trauma: Correlation with Microbiologic Results. *Radiology.* 2003;
42. T. Van den Wyngaert. The EANM practice guidelines for bone scintigraphy. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2016;43(9):1723-38.
43. Rager Olivier. SPECT/CT in Differentiation of Pseudarthrosis From Other Causes of Back Pain in Lumbar Spinal Fusion. *Clin Nucl Med.* 2012;37:339-43.
44. Hendrah Hudyana. Accuracy of bone SPECT/CT for identifying hardware loosening in patients who underwent lumbar fusion with pedicle screws. · *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2016;43:349-54.
45. Ajay Malhotra, Vivek Kalra. Imaging of lumbar spinal surgery complications. *Insights Imaging.* 2015;6:579-90.
46. Hicks JM, Singla A, Shen FH, Arlet V. Complications of Pedicle Screw Fixation in Scoliosis Surgery. *Spine.* 2010;35(11):E465-70.
47. Brook I. Martin. Are Lumbar Spine Reoperation Rates Falling With Greater Use of Fusion Surgery and New Surgical Technology? *Spine.* 2007;32(19):2119.
48. Esses. Complications associated with the Technique of Pedicle Screw Fixation. *Spine.* 1993;18(15):2231-9.
49. Mari-Hardy L, Pascal-Moussellard H, Barnaba A, Bonaccorsi R, Scemama C. Screw Loosening in Posterior Spine Fusion : Prevalence and Risk Factors. *Glob Spine J.* 2020;10(5):598-602.
50. Yanwei Zeng, Kai Deng, Haitao Yang. Noise-optimised virtual monoenergetic imaging of dual-energy CT: effect on metal artefact reduction in patients with lumbar internal fixation. *Eur Spine J.* 2019;28:1783-92.
51. Zaiyang Long. Clinical Assessment of Metal Artifact Reduction Methods in Dual-Energy CT Examinations of Instrumented Spines. *Am J Roentgenol.* 2019;212:1-7.
52. Eric Pessis, Raphaël Campagna, Jean-Michel Sverzut. Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching: Reduction of Metal Artifacts at CT. *Radiographics.* 2013;33:573-83.
53. Jessie Y Huang. An evaluation of three commercially available metal artifact reduction methods for CT imaging. *Phys Med Biol.* 2015;60:1047-67.

54. Wayer D.R. Unintended Consequences: Review of New Artifacts Introduced by Iterative Reconstruction CT Metal Artifact Reduction in Spine Imaging. *Am J Neuroradiol.* 40:1973-5.
55. Wang Yang, Qian Bangping. Metal artifacts reduction using monochromatic images from spectral CT: Evaluation of pedicle screws in patients with scoliosis. *Eur J Radiol.* 2013;82:e360-6.
56. Guggenberger R., Winklhofer S. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol.* 2012;22:2357-64.

Evaluation of the optimal energy in Spectral Dual-Energy CT for the detection of pedicle screw loosening around spinal osteosynthesis hardware.

ORIGINAL ARTICLE

Keywords (5): Metal artifact reduction, Metal implants, Dual energy CT, CT imaging, Pedicle screw loosening

Conflicts of interest: none

ABSTRACT:

Purpose: To evaluate the effect of spectral Dual Energy CT in metal artifact reduction for the detection of pedicle screw loosening.

Methods: 46 patients with pedicle screws loosening underwent spectral CT examination. Virtual monochromatic images used for diagnosis (70-80 keV) and five sets of virtual monochromatic images at high energy (100–140 keV) were obtained. The standard deviation (SD) of CT number in pedicle screw loosening and around a screw without loosening was measured to generate artifact index (AI) and Beam Hardening Rate (BAR). The same measure was performed in worst level degraded by metal artefacts. Objective assessment including AI, BAR, CT number and SD value was performed with ANOVA test and linear regression model for continuous dependent variable.

Results: The AI and CT number of screw loosening regions decreased as keV increased such as for the worst artefact. At 120 keV, there was no significant difference in AI, BAR and CT numbers with other higher energy virtual monochromatic energy in univariate analysis. The regression model taking account of the most pronounced artifacts of each patient, reveal an optimal energy of 110 keV.

Conclusions: Virtual monochromatic images at both 110 keV and 120 keV provided an accurate CT number for analysis of pedicle screw loosening in Dual Energy Computed Tomography with Spectral technology.

Introduction:

The Dual Energy Computed Tomography (DECT) is the ideal tool for monitoring patients who have undergone osteosynthesis surgery of the spine, as it allows the layout of the implanted material to be analysed and possible complications to be detected(1). The presence of metal induces numerous artefacts in immediate contact with the osteosynthesis material, degrading the quality of the images and making interpretation difficult for the radiologist. It is also difficult to study the bone fixation zone of the material within the vertebra as well as the peripheral structures because of these artefacts. Gemstone Spectral Imaging (GSI) technology in DECT, which is used in clinical routine, can significantly reduce these artefacts and thus improve radiological interpretation(2).

The GSI technology allows the reconstruction of mono-energetic virtual images (VMI) to reduce the artefacts generated by the osteosynthesis material at low energies while maintaining a good contrast at high energies. Its effectiveness in reducing artefacts has already been proven in numerous phantoms and patients studies(3-7).

The manufacturer's CT data indicate an optimal energy for image analysis at 110 keV for the operated spine in a bone window, the energy at which reconstructions are performed for radiological analysis. This optimal energy is determined by the analysis of images on phantoms in a pre-clinical context during the elaboration of DECT protocols by the manufacturers. The keV/kVp correspondence is carried out on a 36 cm H₂O phantom with an estimated ratio for which 77keV corresponds to 120kVp and 70 keV to 100kVp. To our knowledge, there is no study proving that this energy of 110 keV is optimal for the analysis of a spine operated with osteosynthesis material using GSI technology(8). A study of Dong(9) and al in 2015 suggest that 120 keV was the optimal energy for study of pedicle screw.

Despite numerous studies proving the effectiveness of dual energy in reducing artefacts, none to our knowledge has investigated the impact of this technology on improving radiological diagnoses and thus their clinical consequences.

In the long-term follow-up of patients with spinal arthrodesis, DECT imaging is performed regularly to look for complications. In the acute phase, imaging is used to look for malposition of the transpedicular screws, the occurrence of an epidural or soft tissue haematoma, spondylodiscitis, or soft tissue abscess(10-14).

During the more distant follow-up, the evaluation of the mechanical response of the implants to the constraints imposed by the patient leads to the search for pedicle screw loosening (PSL) and signs of movement around the material(11-14). These complications can have a major clinical impact on patients with chronic spinal pain. In these situations, surgery may be necessary for removal or repositioning the device, with incidences varying according to the studies, ranging from 14% in the case of a 4-year postoperative follow-up to 19% for an 11-year follow-up(15-20).

This is why the detection of these complications in imaging is essential for optimal patient management. By reducing the artefacts around the osteosynthesis material, GSI technology in DECT could allow a better detection of the PSL located in these areas adjacent to the spinal screws within the most artefacted areas.

In this study we tried to evaluate the optimal energy with GSI technology in CT for the best detection of PSL around spinal osteosynthesis material.

Materials and Methods:

Patient Examinations and Image Processing

This retrospective study was approved by the Ethics Committee of the University Hospital of Grenoble and informed consent was given by all patients.

We prospectively included all patients who benefited from a DECT with GSI technology between August 2018 and January 2021 after a spinal surgery. A total of 386 patients were included. 257 DECT were performed immediately postoperatively, 187 remotely from the operation. Within this cohort, we detected 55 patients with one or more PSL. 3 patients were excluded from the analysis because the follow-up scans were not performed in GSI (CT in another hospital or error during acquisition). 6 patients had PSL on spinal osteosynthesis hooks, which we decided to exclude from the study because the artefacts are not of the same disposition or intensity on this type of material.

The inclusion criteria were the underwent of a DECT with GSI technology after spinal osteosynthesis at the thoracic and lumbo-sacral levels with a PSL on one or more screws.

Exclusion criteria were age under 18 years, BMI over 30, cervical fixation and fixation with spinal osteosynthesis hooks.

DECT Image Acquisition

All acquisitions of the thoraco-lumbo-sacral spine were performed using a 64-detector dual source DECT (GE Discovery CT 750HD; GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) with Gemstone Spectral Imaging hardware. The tube allowed a fast kilovoltage switch between 80 and 140 kVp of X-ray in less than 0.5ms. The X-ray tube had an X-ray power of 275mA if the Body Mass Index (BMI) was under 25 and 375mA if BMI was between 25 to 30, a pitch of 0.531, a slice interval of 1.25mm with a slice thickness of 1.25mm, in the secondarily reconstructed axial plane, with a detector coverage of 20mm, and a rotation time of 0.7 seconds.

DECT Data reconstruction

The generated images were transferred to the AW server 3.3 workstation (GE Advantage; GE Medical Systems) for analysis and post processing with the dedicated GSI Viewer software. The images were displayed using a bone window with a HU width/level of 2500/500.

Two different acquisition protocols were created depending on the patient's build: for patients with a BMI between 25 and 30 the mAs were 375 and 275 in case of BMI < 25. The GSI technology was not used if the BMI is higher than 30 (projections at 80kVp are no longer usable because the signal to noise ratio is too low).

Totally, seven groups of monoenergetic images were reconstructed (70,80 keV and 100 to 140 keV at an interval of 10 keV) with 1.25 mm section and 1.25 interval.

Quantitative analysis

The images at 70 and 80 keV (77 keV corresponding to 120kVp according to the studies on 36cm H₂O phantoms, used in clinical routine) served as reference for comparison. PSL were detected on automatic reconstructions performed at 110 keV as recommended by the manufacturers.

Quantitative analysis of the images was performed. Regions of interest (ROIs) were placed, one within the PSL and a second in contact with the metal material on the same section as the previous one, at different energies on the reconstructed series. A third reference ROI was placed in the least artefactual tissue, within an erector spinae muscle, always on the same slice level. The size of the three ROIs was the same. All ROIs were positioned using a bone window of width/level 2500/500 HU.

A second part of the analysis consisted of positioning ROIs within the reconstructed series as before. At the worst level degraded by metal artefacts for each patient, four ROIs were drawn around the metal implant, including a reference ROI at the least artefacted location in the erector spinae muscle. The four ROIs were selected as follows: highest hyperdense artefact, highest hypodense artefact, spinal canal, lowest erector spinae muscle artefact. The four ROIs were respectively placed in the same place and were of the same size on the images of the different series of each patient. The size of the ROIs for each patient was determined by the width of the hypo- and hyperdense artefacts.

All ROI data were collected using the mean CT number and their standard deviation (SD). The difference between the CT number of the largest artefact and the CT number of the reference ROI was calculated:

$$\Delta CT = CT_{\text{artifact}} - CT_{\text{standard}}.$$

With the ROI on the paraspinal muscle as a reference, an artefact index (AI) was also calculated to quantify the severity of artefacts using the results of the SD measurement following the formula:

$$AI = \sqrt{((SD_{artefact})^2 - (SD_{muscle})^2)}$$

Where $SD_{artefact}$ is the SD value of the ROI at the level of the different regions explored, SD_{muscle} is the SD value of the muscle ROI at the corresponding level.

If $SD_{artefact} < SD_{muscle}$, the AI was recorded as 0. A smaller AI value suggests less influence of metal artefact. The average AI of each ROI in the 70keV group at the different energies was calculated.

Finally, the AI value was used to calculate a hardening artefact reduction rate (BAR) :

$$BAR = (AI_{110kVp} - AI_{keV}) / AI_{110kVp} \times 100.$$

Statistical analysis

Jamovi statistical software (The jamovi project (2021). *jamovi* (Version 1.6) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>) was used to perform the statistical analyses.

Variables are reported as mean \pm standard deviation.

A p value less than 0.05 was considered statistically significant.

ANOVA test was performed to compare AI difference between 70 and 80 keV images and other monochromatic images. Paired sample *t* test was performed on CT number and SD value of most important artefact, vertebral canal and para vertebral muscle.

A linear regression model for continuous dependent variable with adjustment on the measurement of hyperdense and hypodense AI was secondly realized. This allows to take into account the deterioration of the image by artifacts for each patient, depending in particular on the implanted material but also on the level of osteosynthesis.

Results:

Overall, 46 consecutive patients with pedicle screws loosening (25 men 25/46; 54% and 21 women 21/46; 46%) were included in this study. The mean age of the patients at the time of the last follow-up DECT was 51 years (standard deviation 19; ranging from 19 to 84 years). The mean follow-up time from surgery to the last spine DECT was 53 months (standard deviation 52; ranging from 3 to 190 months).

The initial indications for spinal surgeries were 28 (28/46; 61%) post-traumatic vertebral fracture fixations, 5 spinal tumors (5/46; 11%), 6 spinal canal stenosis 6/46; 13%), 3 scoliosis 3/46; 7%), 4 spondylolisthesis 4/46; 9%).

The spinal levels of the screws loosening were 21 thoracic (21/46; 46%), 27 lumbar (27/46; 59%), 11 sacral (11/46; 24%). Some patients had several screws loosening at different levels. The number of levels (thoracic, lumbar and sacral) treated by osteosynthesis varied from one level for 27 patients to three levels for 4 patients, 22 patients having been treated on 2 levels.

Of the 52 patients with a pathological DECT and a pedicle screw loosening, either on a screw or on an osteosynthesis hook, 20 (20/52; 38%) of them had a therapeutic impact, with 5 patients treated for chronic disabling pain and 15 patients for whom a surgical revision was performed or envisaged.

Radiation Dose:

The radiation dose in DECT given by the Dose Length Product (DLP) of all the examinations was 718.80 +/- 257.37 mGy.cm (ranging from 411 to 1474 mGy.cm). The variations in irradiation and the high value of the standard deviation can be explained by the diversity of the surgical set-ups ranging from one to three levels and thus requiring different acquisition lengths depending on the patient.

The average CTDI vol was 22.57 mGy.

However, this mean value remains below the NRD standards for lumbar spine scans only (725 mGy.cm).

Comparison of ΔCT and Artifact Indexes:

The comparison of ΔCT variations at different energies is shown in Tables 2 and 3. As the energy increases, the absolute value of ΔCT decreases with differences becoming smaller and smaller as the energy is increased. Concerning the PSL analysis, the ΔCT values decrease from 248.82 at 70keV to 133.04 HU at 140 keV.

Similarly for AI, with increasing keV, the values gradually decrease between the values at high energies and the data at 70 keV (Tables 2-3). For the PSL, the AI at the circumference of screws with resorption chambers decreases from 262.59 to 136.8 at extreme energies. For comparison, the AI at the periphery of the screws without loosening increases from 271.9 to 180.32 with a significant difference ($p < 0.001$).

Nevertheless, there seems to be a threshold in the reduction of artifacts with a stagnation of the AI values between 110 and 140 keV. In univariate analysis, the differences between the energies remain significant if we compare the high energies between them up for PSL to 120 keV, then we no longer note any significant difference from this threshold energy (comparison of the AI at 110-120 keV with p value = 0.005, comparison at 120-130 keV with p value = 0.146 and 130-140 keV with p value = 0.314).

Concerning the AI of the most artifacted regions, the evolution of the values is the same with the increase of the keV, going from 398.06 to 108.95 for the hypodense artifacts and from 273 to 158.364 for the hyperdense ones between 70 and 140 keV with significant differences ($p < 0.001$). We note a threshold in artifact attenuation, more pronounced on hyperdense artifacts with a stagnation of values between 120 and 140 keV (161.03 and 158.36 keV respectively).

The analysis of the AI on the ROIs of the spinal canal also shows a plateau in the high energies but also a re-increase in values between 120 and 140 keV (13.43 at 120 keV and 16.35 at 140 keV).

BAR Study:

The evolution of BAR shows that the percentages of reduction of hardening artifacts increase in parallel with the increase in energies to reach 47.9% in the case of PSL and up to 89% for the study of artifacts in the medullary canal (Tables 2 and 3). Similarly to the AI in PSL analysis, there is a stagnation of BAR values between 120 and 140 keV (47.93% and 47.90% respectively).

Multivariate analysis

We used a linear regression model for a continuous dependent variable with adjustment on the measurement of hyperdense and hypodense AI for each patient using the AI data calculated for the most marked artifacts at each energy level. Indeed, the different types of screws induce more or less significant artifacts depending on their diameter or physical composition. The morphology of the patients and the location of the osteosynthesis material also influence the quality of the reconstructed images.

The multivariate analysis allows us to weight the reduction of artifacts with GSI according to the degradation of the image by the osteosynthesis material. A statistically significant difference is observed up to a threshold energy of 110 keV. Indeed, the p-value is 0.041 when comparing the AI of CR at 140 keV to 100 keV and 0.275 between 140 and 110 keV. The optimal energy in multivariate analysis would therefore be between 100 and 110 keV. No significant difference was found between the higher energies with p values > 0.05.

Discussion:

The metal artifacts reduction in CT has long been a challenge between manufacturers of medical imaging equipment. On the radiologist's side, the choice between the different technologies proposed for the reduction of these artifacts remains difficult despite previous studies proving the effectiveness of the different techniques(4,7,23). Metallic objects induce hypo- or hyper-dense zones on the CT images and can thus mask post-surgical complications, particularly in the spinal canal or on the bone near the material. The use of DECT with spectral technics tomohgraphy allows the creation of VMI that partially eliminate these artifacts and thus improve the contrast between two structures of very different nuclear composition(4,28).

Numerous previous studies have attempted to prove that VMI improve image quality, but to our knowledge, none of them has proven better detection of complications in clinical practice.

Therefore, in this study, we attempted to prove the improvement in visualization by quantitative analysis of artifact reduction and determining the optimal energy of a monochromatic series for optimal diagnosis of pedicle screw loosening around thoracolumbosacral spinal metal hardware. In parallel, we studied the global artifacts reduction on VMI reconstructed at different energy levels.

This study confirms that metal artifacts are reduced by VMI and that the detection of complications such as PSL around the material is made easier at high energies. The difference between the HU values at low and high energies within the PSL is already present at 70keV. This can be explained by the biological nature of the loosening around the screw, a replacement of dense cortical bone by a fibrous substrate in connection with a decrease in the micro vascularization of the bone tissue. This difference in HU persists and is also found at high energies in a statistically significant way.

In addition, the reduction in artifacts on high-energy monochromatic images, reflected by a significant decrease in AIs ($p < 0.05$), and the increase in BARs, seems legitimate to recommend high-energy reconstruction in cases of clinical suspicion of a PSL on osteosynthesis material. The question of the optimal high-energy at which this reconstruction should be performed arises.

We have thus combined the analysis of PSL with the global artifacts reduction around the osteosynthesis material. The AI values appear better (lower) at high energies compared to the energies of basic reconstructions (70-80 keV). However, we observe a threshold in the reduction of artifacts around the osteosynthesis screws between 120 and 140 keV with insignificant differences in AI for the ROIs around the PSL in univariate analysis. But the linear regression model correct it by taking account of the most pronounced artefacts of each patient and the threshold value seems to be 110 keV.

Reconstruction at both 110 and 120 keV would allow optimal analysis of the mobility chambers, but also visualization of adjacent structures without loss of information. It should be remembered that as the energy of monochromatic virtual images increases, the visibility of soft structures decreases.

Thus, an upfront reconstruction at 140 keV, the maximum energy available in our DECT, does not seem optimal in the analysis of thoracolumbar operated spines.

In the case of our cohort with the specificities that we have seen previously, we can discuss the realization of a bone reconstruction at 110 and 120 keV for the analysis of the resorption chambers. Indeed, reconstruction at 110 keV would allow optimal analysis of the mobility chambers, but also a better contrast on the adjacent structures than at 120 keV. We recall that as the energy of monochromatic virtual images increases, the visibility of soft structures decreases.

However, a difference of 10 keV is difficult for the radiologist to characterize visually. It is more a question of differences explained by the statistics and the data collected than a real variation in the quality of the images.

In the case of diagnostic doubt in young patients for whom late complications of surgery are sought (e.g. chronic low back pain), it might be wise to perform a reconstruction in

monochromatic images at 110 and 120keV to benefit from the combined contribution of the two images.

A qualitative study by trained radiologists in addition to our quantitative study could confirm the best visualization of these mobility chambers and confirm the energy level for optimal analysis.

An advantage of our cohort is the high number of patients included and analyzed, 46 DECT with GSI technology on which we detected a PSL. A particularity of our center is the large proportion of patients with spinal trauma. In fact, the majority of spinal surgeries are performed on this type of patient who is generally young and active. This could explain the high percentage of PSL, nearly 30%, but also the high rate of clinical involvement resulting from the diagnosis with a clinical impact in 38% of patients. These figures are nevertheless in agreement with those of the various previous studies(18,20).

A first limit of our study is that the effectiveness of monochromatic image reconstruction methods depends not only on the specific algorithm, but also on the material composition, size and geometry of the metal in relation to the adjacent anatomy. Since our study was based on similar surgeries with the same implanted material for most of patients, the performance of this method should not be generalized to other types of metal implants, such as knee or hip prostheses on which similar signs of mobility may appear, until specific studies are performed.

In the same way, the performance of these clinically available artifact reduction methods may also be vendor specific. Clearly, DECT designs differ across major manufacturers' platforms, including dual sources, beam splitting and filters, fast kilovolt switching, and dual-layer detectors. The quality of VMIs depends on low and high kilovolt energy spectra and spectral separation. There are also differences in their iterative reconstruction algorithms for artifact reduction(26). Therefore, it would not be accurate to generalize the data from our study to all types of reconstructions. In addition, in a study performed on a Phillips Healthcare CT, Huang et al. observed new artifacts introduced by the Metal Artefact Reconstruction (MAR) algorithm and therefore preferred VMIs without MAR to reduce artifacts on osteosynthesis screws. Similarly, Wayer et al.(27) on a General Electric CT described the same type of artifact and also recommended to be vigilant when using MAR on the osteosynthesized spine with this type of DECT. Monochromatic images with MAR could distorted the form of pedicle screw and should not be satisfactory for radiological analysis.

The pedicle screw insertion angle can affect the intensity of artefact. With the analysis of thoracic and lumbosacral vertebral body, it can induce a difference in the measurement. Furthermore, this study only focuses on pedicle screw loosening and not on other complication and further studies are necessary to assess more artifact generating devices such as spinal osteosynthesis hooks or disc prostheses.

In conclusion, this study has demonstrated the interest of the GSI technology available on General Electric tomography for the reduction of artifacts, the bone analysis around the

implanted metallic material and the detection of resorption chambers. The optimal energy for monoenergetic virtual image reconstruction for this bone analysis appears to be between 110keV and 120keV in our study. In case of clinical suspicion of signs of mobility at a distance from a screw fixation surgery of the thoracolumbosacral spine, we recommend the realization of a monochromatic image reconstruction at 110 and 120keV in the bone window.

Bibliography :

1. Annette C. Douglas-Akinwande,, Kenneth A. Buckwalter. Multichannel CT: Evaluating the Spine in Postoperative Patients with Orthopedic Hardware1. *Radiographics*. 2006;26(Supplément 1):S97-110.
2. Thakkar Rashmi, Malloy John. Imaging of the postoperative spine. *Radiol Clin N Am*. 2012;(50):731-47.
3. Eric Pessis, Raphaël Campagna, Jean-Michel Sverzut. Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching: Reduction of Metal Artifacts at CT. *Radiographics*. 2013;33:573-83.
4. Young Han Lee, Kwan Kyu Park, Ho-Taek Song. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *Eur Radiol*. 2012;22:1331-40.
5. Xiaoli Sun, Qingqing Zhao. Metal artifact reduction using mono-energy images combined with metal artifact reduction software in spectral computed tomography: a study on phantoms. *Quant Imaging Med Surg*. 2020;1515-25.
6. Yue Dong, Ai Jun Shi, Jian Lin Wu, Ru Xin Wang. Metal artifact reduction using virtual monochromatic images for patients with pedicle screws implants on CT. *Eur Spine J*. 2015;
7. Ashok Srinivasan, Ellen Hoeffner. Utility of Dual-Energy CT Virtual keV Monochromatic Series for the Assessment of Spinal Transpedicular Hardware-Bone Interface. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;201:878-83.
8. Fabian Bamberg. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*. 2011;21:1424-9.
9. McCollough Cynthia H. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015;276(3).
10. Award JN, Kebaish KM, Donigan J, Cohen DB, Kostuik JP. Analysis of the risk factors for the development of postoperative spinal epidural haematoma. *J Bone Jt Surg*. 2005;87(9):1248-52.
11. Kou J. Risk factors for spinal epidural hematoma after spinal surgery. *Spine*.
12. Rometsch E. Screw-Related Complications After Instrumentation of the Osteoporotic Spine: A Systematic Literature Review With Meta-Analysis. *Glob Spine J*. 2020;10:69-88.
13. Dindo, Clavien. What is a surgical complication? *World J Surg*. 2008;32(6):939-41.

14. Leonardi A. Massimo. Early postoperative MRI in detecting hematoma and dural compression after lumbar spinal decompression: prospective study of asymptomatic patients in comparison to patients requiring surgical revision. *Eur Spine J.* 2010;(19):2216-22.
15. Bokov A, Bulkin A, Aleynik A, Kutlaeva M, Mlyavykh S. Pedicle Screws Loosening in Patients With Degenerative Diseases of the Lumbar Spine: Potential Risk Factors and Relative Contribution. *Glob Spine J.* 2019;9(1):55-61.
16. Röllinghoff, M. Mid-range outcomes in 64 consecutive cases of multilevel fusion for degenerative diseases of the lumbar spine. *Orthop Rev.* 2010;2.
17. Wu Z, Gong F, Liu L. A comparative study on screw loosening in osteoporotic lumbar spine fusion between expandable and conventional pedicle screws. *Orthop Surg.* 2012;132:471-6.
18. Fabio Galbusera. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication? *Eur Spine J.* 2015;24:1005-16.
19. Tian Nai-Feng. Pedicle screw insertion accuracy with different assisted methods: a systematic review and meta-analysis of comparative studies. *Eur Spine J.* 2011;20:846-59.
20. Hicks J, Singla A, Shen F, Arlet V. Complications of Pedicle Screw Fixation in Scoliosis Surgery A Systematic Review. *Spine.* 2010;35(11):E465-70.
21. Brook I. Martin. Are Lumbar Spine Reoperation Rates Falling With Greater Use of Fusion Surgery and New Surgical Technology? *Spine.* 2007;32(19):2119.
22. Brook I. Martin,. Reoperation Rates Following Lumbar Spine Surgery and the Influence of Spinal Fusion Procedures. *Spine.* 2007;32(3):382-7.
23. Zaiyang Long. Clinical Assessment of Metal Artifact Reduction Methods in Dual-Energy CT Examinations of Instrumented Spines. *Am J Roentgenol.* 2019;212:1-7.
24. Yanwei Zeng, Kai Deng, Haitao Yang. Noise-optimised virtual monoenergetic imaging of dual-energy CT: effect on metal artefact reduction in patients with lumbar internal fixation. *Eur Spine J.* 2019;28:1783-92.
25. Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol.* nov 2012;(199):3-8.
26. Jessie Y Huang. An evaluation of three commercially available metal artifact reduction methods for CT imaging. *Phys Med Biol.* 2015;60:1047-67.
27. Wayer D.R. Unintended Consequences: Review of New Artifacts Introduced by Iterative Reconstruction CT Metal Artifact Reduction in Spine Imaging. *Am J Neuroradiol.* 40:1973-5.
28. Wang Yang, Qian Bangping. Metal artifacts reduction using monochromatic images from spectral CT: Evaluation of pedicle screws in patients with scoliosis. *Eur J Radiol.* 2013;82:e360-6.

29. Guggenberger R., Winklhofer S. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol.* 2012;22:2357-64.

Figures and tables :

Paramètres	Valeurs
Number of patients	46
Male-to-female ratio	25/21
Age (range) years	51+/-19 (19-84)
Follow-up time in months	53+/-52 (3-190)
<i>Reasons of operation</i>	
Vertebral fractures	28
Vertebral tumour	5
Spinal stenosis	6
Scoliosis	3
Spondylolisthesis	4
<i>Level of osteosynthesis</i>	
Thoracic	21
Lumbar	27
Sacral	11

Table 1 : Patient characteristics

	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Average PSL	409.34	309.5	202.97	168.54	146.17	128.71	116.84
SD PSL	265.23	201.57	157.67	142.08	138.04	131.17	138.08
Average without PSL	658.17	545.61	374.71	325.52	292.69	267.76	249.89
SD without PSL	274.46	238.43	199.89	189.51	184.11	181.29	181.30
Δ CT without PSI-PSL	248.82	236.11	171.39	156.98	146.52	139.04	133.04
Average muscle	33.43	35.56	37.08	37.28	37.56	38.02	38.13
SD muscle	37.35	29.09	20.78	19.60	18.99	18.95	18.77
Δ CT PSL - muscle	375.91	273.93	165.89	131.26	108.61	90.69	78.71
AI PSL	262.59	199.46	156.29	140.73	136.73	135.86	136.80
AI without PSL	271.91	236.65	198.81	188.49	183.13	180.30	180.32
BAR/70keV		24.04	40.48	46.41	47.92	48.26	47.90

Table 5 : Value of ROI averages with Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit Difference (Δ CT), Artefact Index (AI) and Beam Hardening Artefact Rate (BAR) at different energies for the Pedicle Screw Loosening (SL) studies.

Hypodense Artefact	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Average	409.34	309.5	202.97	168.54	146.17	128.71	116.84
SD	265.23	201.57	157.67	142.08	138.04	131.17	138.08
ΔCT	658.17	545.61	374.71	325.52	292.69	267.76	249.89
AI	274.46	238.43	199.89	189.51	184.11	181.29	181.30
BAR/70keV		24.04	40.48	46.41	47.92	48.26	47.90
Hyperdense Artefact	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Average	409.34	309.5	202.97	168.54	146.17	128.71	116.84
SD	265.23	201.57	157.67	142.08	138.04	131.17	138.08
ΔCT	658.17	545.61	374.71	325.52	292.69	267.76	249.89
AI	274.46	238.43	199.89	189.51	184.11	181.29	181.30
BAR/70keV		24.04	40.48	46.41	47.92	48.26	47.90
Spinal Canal	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Average	409.34	309.5	202.97	168.54	146.17	128.71	116.84
SD	265.23	201.57	157.67	142.08	138.04	131.17	138.08
ΔCT	658.17	545.61	374.71	325.52	292.69	267.76	249.89
AI	274.46	238.43	199.89	189.51	184.11	181.29	181.30
BAR/70keV		24.04	40.48	46.41	47.92	48.26	47.90
Muscle	70 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Average	265.23	201.57	157.67	142.08	138.04	131.17	138.08
SD	658.17	545.61	374.71	325.52	292.69	267.76	249.89

Table 6 : Value of ROI averages with Standard Deviation (SD), Hounsfield Unit Difference (Δ CT), Artefact Index (AI) and Beam Hardening Artefact Rate (BAR) at different energies for the study of the most marked artifacts and the spinal canal.

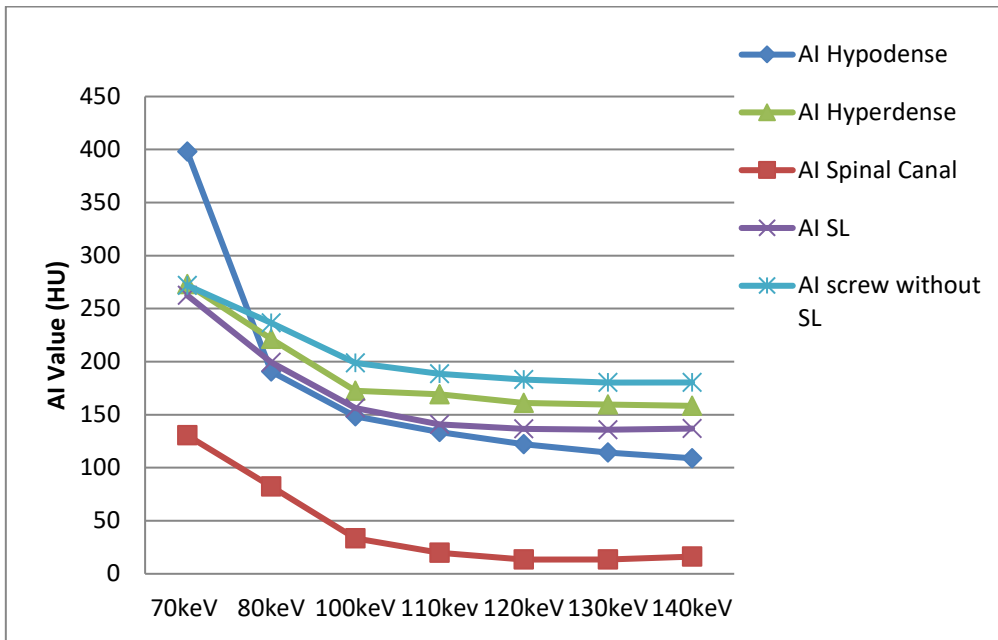


Figure 17. The variation trends of AI values at all of the energy levels

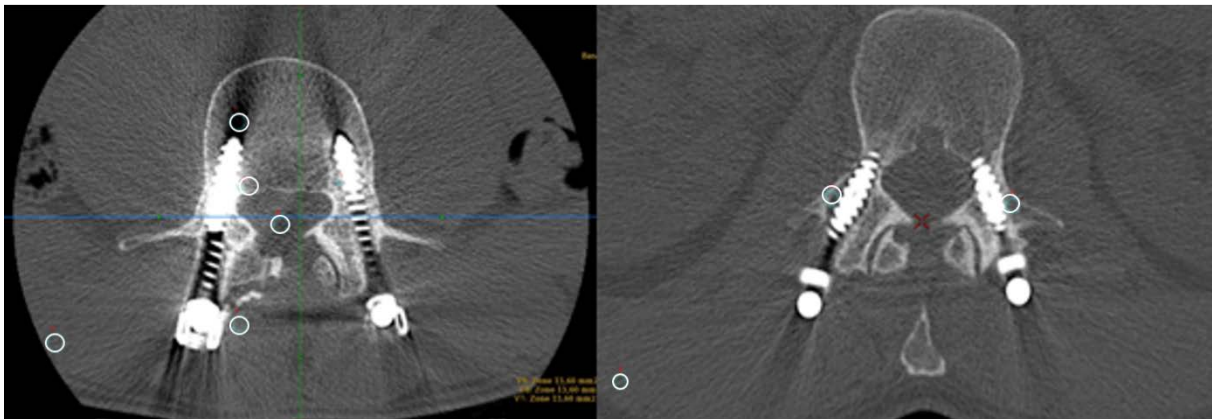


Figure 18. ROI placement : in the pedicle screw loosening on the right and in the artefacts on the left. Images obtained in a 37-year-old male patient with lumbar metal internal fixation. Axial images were reconstructed with bone window at different energy, here 110keV.

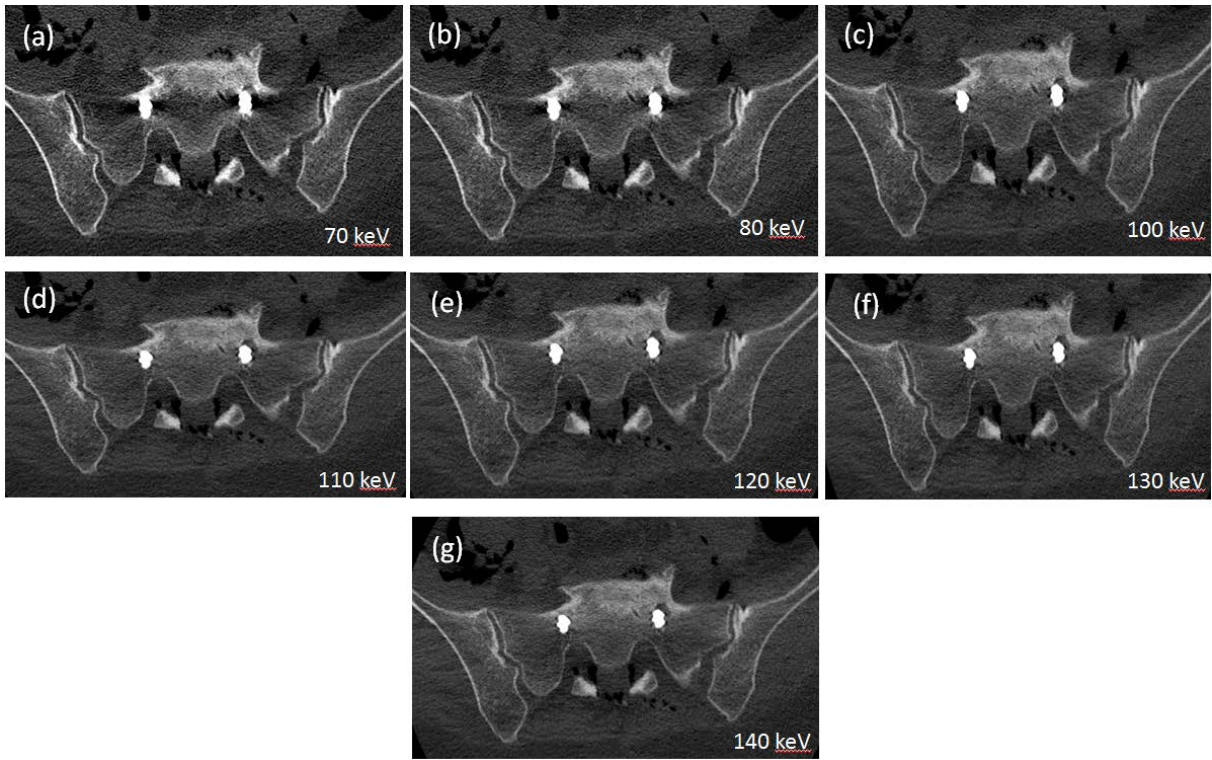


Figure 3: Reconstructions at 70, 80, and from 100 to 140 keV on a lumbar spine with pedicle screw loosening around a left sacral screw.

THÈSE SOUTENUE PAR : DEMAISON Romain

TITRE :

Evaluation de l'énergie optimale en tomодensitométrie multi-énergie pour la détection des chambres de résorption osseuse au pourtour du matériel d'ostéosynthèse rachidien.

CONCLUSION :

La tomодensitométrie (TDM) est l'outil idéal pour suivre les patients ayant bénéficié d'une chirurgie rachidienne avec une implantation de matériel d'ostéosynthèse. L'un des principaux défis de l'imagerie post-opératoire est de limiter les artefacts générés par le matériel métallique implanté.

Parmi les complications tardives, l'apparition d'une chambre de résorption autour des vis implantées traduit une possible mobilité du matériel pouvant nécessiter son retrait.

Ainsi, nous avons réalisé une étude rétrospective sur 46 patients qui présentaient des chambres de résorption à distance d'une ostéosynthèse thoraco-lombaire pour rechercher l'énergie optimale en TDM multi-énergie et permettre la meilleure analyse radiologique.

A partir d'images virtuelles monochromatiques reconstruites à plusieurs niveaux d'énergie (de 70 à 140 keV), nous avons mesuré les valeurs moyennes d'Unités Hounsfield (UH) avec leur déviation standard dans les chambres de résorption, le canal rachidien et les muscles paravertébraux, et calculé les taux de réduction des artefacts de durcissement de rayons ainsi que les indices des artefacts hyperdenses, hypodenses et dans les chambres de résorption. Ces paramètres ont été comparés indépendamment par des ANOVA univariées pour les différents niveaux d'énergie puis par un modèle de régression linéaire. Le taux de réduction des artefacts de durcissement des rayons augmente avec le niveau énergie jusqu'à 120 keV. Tous les indices d'artefacts diminuent avec l'augmentation de l'énergie, notamment entre 70 et 120 keV. Les analyses par régression linéaire ont montré que les énergies de 110 keV et au-delà étaient les meilleures pour étudier le contenu des chambres de résorption.

Notre travail montre que les reconstructions pour des énergies de 110 et 120 keV sont les meilleures pour étudier en TDM les patients ayant bénéficié d'une ostéosynthèse rachidienne.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

Grenoble, le : 26/01/22

LE DOYEN DE L'UFR DE MÉDECINE



Pr. Patrice MORAND

LE PRÉSIDENT DU JURY

A handwritten signature in black ink, which appears to read 'A. KRAINIK'.

Pr. KRAINIK Alexandre

Le serment d'Hippocrate

Texte revu par l'Ordre des médecins en 2012

“ **Au moment d'être admis(e) 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(e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) 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(e) et méprisé(e) si j'y manque.

”