



HAL
open science

Étude de la texture osseuse trabéculaire vertébrale en IRM et scanner sur rachis ostéoporotique et rachis sain à l'aide d'un logiciel développé par la société Oléa Medical

François Poullain

► To cite this version:

François Poullain. Étude de la texture osseuse trabéculaire vertébrale en IRM et scanner sur rachis ostéoporotique et rachis sain à l'aide d'un logiciel développé par la société Oléa Medical. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02367648

HAL Id: dumas-02367648

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02367648v1>

Submitted on 18 Nov 2019

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.



Faculté des sciences
médicales et paramédicales
Aix-Marseille Université

Etude de la texture osseuse trabéculaire vertébrale en IRM et scanner sur rachis ostéoporotique et rachis sain à l'aide d'un logiciel développé par la société Oléa Medical

T H È S E A R T I C L E

Présentée et publiquement soutenue devant

LA FACULTÉ DES SCIENCES MEDICALES ET PARAMEDICALES

DE MARSEILLE

Le 30 Septembre 2019

Par Monsieur François POUILLAIN

Né le 24 mai 1990 à Marseille 08eme (13)

Pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

D.E.S. de RADIODIAGNOSTIC ET IMAGERIE MÉDICALE

Membres du Jury de la Thèse :

Monsieur le Professeur CHAMPSAUR Pierre	Président
Monsieur le Professeur LE CORROLLER Thomas	Assesseur
Madame le Docteur (MCU-PH) GUENOUN Daphné	Assesseur
Monsieur le Professeur BARTOLI Jean-Michel	Assesseur
Madame le Professeur GUIIS Sandrine	Assesseur

AIX-MARSEILLE UNIVERSITE

Président : Yvon BERLAND

FACULTE DES SCIENCES MEDICALES ET PARAMEDICALES

Doyen Georges LEONETTI

Vice-doyen aux Affaires Générales et aux Sciences Médicales : Patrick DESSI
Vice-doyen aux Sciences Paramédicales : Philippe BERBIS

Direction d'école :

- **Ecole de Médecine** : Jean-Michel VITON
- **Ecoles de Maïeutique** : Carole ZAKARIAN
- **Ecoles des Sciences de la Réadaptation** : Philippe SAUVAGEON
- **Ecoles des Sciences Infirmières** : Sébastien COLSON

Asseseurs :

- aux Etudes : Kathia CHAUMOITRE
- à la Recherche : Jean-Louis MEGE
- aux Prospectives Hospitalo-Universitaires : Frédéric COLLART
- aux Enseignements Hospitaliers : Patrick VILLANI
- à l'Unité Mixte de Formation Continue en Santé : Fabrice BARLESI
- pour le Secteur Nord : Stéphane BERDAH
- aux centres hospitaliers non universitaires : Jean-Noël ARGENSON

Chargés de mission :

- 1^{er} cycle : Jean-Marc DURAND et Marc BARTHET
- 2^{ème} cycle : Marie-Aleth RICHARD
- 3^{ème} cycle DES/DESC : Pierre-Edouard FOURNIER
- Licences-Masters-Doctorat : Pascal ADALIAN
- DU-DIU : Véronique VITTON
- Stages Hospitaliers : Franck THUNY
- Sciences Humaines et Sociales : Pierre LE COZ
- Préparation à l'ECN : Aurélie DAUMAS
- Démographie Médicale et Filiation : Roland SAMBUC
- Relations Internationales : Philippe PAROLA
- Etudiants : Arthur ESQUER

Chef des services généraux : Déborah ROCCHICCIOLI

Chefs de service :

- Communication : Laetitia DELOUIS
- Examens : Caroline MOUTTET
- Intérieur : Joëlle FAVREGA
- Maintenance : Philippe KOCK
- Scolarité : Christine GAUTHIER

DOYENS HONORAIRES

M. Yvon BERLAND
M. André ALI CHERIF
M. Jean-François PELLISSIER

PROFESSEURS HONORAIRES

MM	AGOSTINI Serge	MM	FAVRE Roger
	ALDIGHIERI René		FIECHI Marius
	ALESSANDRINI Pierre		FARNARIER Georges
	ALLIEZ Bernard		FIGARELLA Jacques
	AQUARON Robert		FONTES Michel
	ARGEME Maxime		FRANCOIS Georges
	ASSADOURIAN Robert		FUENTES Pierre
	AUFFRAY Jean-Pierre		GABRIEL Bernard
	AUTILLO-TOUATI Amapola		GALINIER Louis
	AZORIN Jean-Michel		GALLAIS Hervé
	BAILLE Yves		GAMERRE Marc
	BARDOT Jacques		GARCIN Michel
	BARDOT André		GARNIER Jean-Marc
	BERARD Pierre		GAUTHIER André
	BERGOIN Maurice		GERARD Raymond
	BERNARD Dominique		GEROLAMI-SANTANDREA André
	BERNARD Jean-Louis		GIUDICELLI Roger
	BERNARD Pierre-Marie		GIUDICELLI Sébastien
	BERTRAND Edmond		GOUDARD Alain
	BISSET Jean-Pierre		GOUIN François
	BLANC Bernard		GRILLO Jean-Marie
	BLANC Jean-Louis		GRISOLI François
	BOLLINI Gérard		GROULIER Pierre
	BONGRAND Pierre		HADIDA/SAYAG Jacqueline
	BONNEAU Henri		HASSOUN Jacques
	BONNOIT Jean		HEIM Marc
	BORY Michel		HOUEL Jean
	BOTTA Alain		HUGUET Jean-François
	BOURGEADE Augustin		JAQUET Philippe
	BOUVENOT Gilles		JAMMES Yves
	BOUYALA Jean-Marie		JOUVE Paulette
	BREMOND Georges		JUHAN Claude
	BRICOT René		JUIN Pierre
	BRUNET Christian		KAPHAN Gérard
	BUREAU Henri		KASBARIAN Michel
	CAMBOULIVES Jean		KLEISBAUER Jean-Pierre
	CANNONI Maurice		LACHARD Jean
	CARTOUZOU Guy		LAFFARGUE Pierre
	CAU Pierre		LAUGIER René
	CHABOT Jean-Michel		LE TREUT Yves
	CHAMLIAN Albert		LEVY Samuel
	CHARREL Michel		LOUCHET Edmond
	CHAUVEL Patrick		LOUIS René
	CHOUX Maurice		LUCIANI Jean-Marie
	CIANFARANI François		MAGALON Guy
	CLEMENT Robert		MAGNAN Jacques
	COMBALBERT André		MALLAN- MANCINI Josette
	CONTE-DEVOLX Bernard		MALMEJAC Claude
	CORRIOL Jacques		MARANINCHI Dominique
	COULANGE Christian		MARTIN Claude
	DALMAS Henri		MATTEI Jean François
	DE MICO Philippe		MERCIER Claude
	DESSEIN Alain		METGE Paul
	DELARQUE Alain		MICHOTEY Georges
	DEVIN Robert		MILLET Yves
	DEVRED Philippe		MIRANDA François
	DJIANE Pierre		MONFORT Gérard
	DONNET Vincent		MONGES André
	DUCASSOU Jacques		MONGIN Maurice
	DUFOUR Michel		MONTIES Jean-Raoul
	DUMON Henri		NAZARIAN Serge
	ENJALBERT Alain		NICOLI René

MM NOIRCLERC Michel
OLMER Michel
OREHEK Jean
PAPY Jean-Jacques
PAULIN Raymond
PELOUX Yves
PENAUD Antony
PENE Pierre
PIANA Lucien
PICAUD Robert
PIGNOL Fernand
POGGI Louis
POITOUT Dominique
PONCET Michel
POUGET Jean
PRIVAT Yvan
QUILICHINI Francis
RANQUE Jacques
RANQUE Philippe
RICHAUD Christian
RIDINGS Bernard
ROCHAT Hervé
ROHNER Jean-Jacques
ROUX Hubert
ROUX Michel
RUFO Marcel
SAHEL José
SALAMON Georges
SALDUCCI Jacques
SAN MARCO Jean-Louis
SANKALE Marc
SARACCO Jacques
SASTRE Bernard
SCHIANO Alain
SCOTTO Jean-Claude
SEBAHOUN Gérard
SERMENT Gérard
SERRATRICE Georges
SOULAYROL René
STAHL André
TAMALET Jacques
TARANGER-CHARPIN Colette
THOMASSIN Jean-Marc
UNAL Daniel
VAGUE Philippe
VAGUE/JUHAN Irène
VANUXEM Paul
VERVLOET Daniel
VIALETTES Bernard
WEILLER Pierre-Jean

PROFESSEURS HONORIS CAUSA

1967

MM. les Professeurs DADI (Italie)
CID DOS SANTOS (Portugal)

1974

MM. les Professeurs MAC ILWAIN (Grande-Bretagne)
T.A. LAMBO (Suisse)

1975

MM. les Professeurs O. SWENSON (U.S.A.)
Lord J.WALTON of DETCHANT (Grande-Bretagne)

1976

MM. les Professeurs P. FRANCHIMONT (Belgique)
Z.J. BOWERS (U.S.A.)

1977

MM. les Professeurs C. GAJDUSEK-Prix Nobel (U.S.A.)
C.GIBBS (U.S.A.)
J. DACIE (Grande-Bretagne)

1978

M. le Président F. HOUPHOUET-BOIGNY (Côte d'Ivoire)

1980

MM. les Professeurs A. MARGULIS (U.S.A.)
R.D. ADAMS (U.S.A.)

1981

MM. les Professeurs H. RAPPAPORT (U.S.A.)
M. SCHOU (Danemark)
M. AMENT (U.S.A.)
Sir A. HUXLEY (Grande-Bretagne)
S. REFSUM (Norvège)

1982

M. le Professeur W.H. HENDREN (U.S.A.)

1985

MM. les Professeurs S. MASSRY (U.S.A.)
KLINSMANN (R.D.A.)

1986

MM. les Professeurs E. MIHICH (U.S.A.)
T. MUNSAT (U.S.A.)
LIANA BOLIS (Suisse)
L.P. ROWLAND (U.S.A.)

1987

M. le Professeur P.J. DYCK (U.S.A.)

1988

MM. les Professeurs R. BERGUER (U.S.A.)
W.K. ENGEL (U.S.A.)
V. ASKANAS (U.S.A.)
J. WEHSTER KIRKLIN (U.S.A.)
A. DAVIGNON (Canada)
A. BETTARELLO (Brésil)

1989

M. le Professeur P. MUSTACCHI (U.S.A.)

1990

MM. les Professeurs J.G. MC LEOD (Australie)
J. PORTER (U.S.A.)

1991

MM. les Professeurs J. Edward MC DADE (U.S.A.)
W. BURGDORFER (U.S.A.)

1992

MM. les Professeurs H.G. SCHWARZACHER (Autriche)
D. CARSON (U.S.A.)
T. YAMAMURO (Japon)

1994

MM. les Professeurs G. KARPATI (Canada)
W.J. KOLFF (U.S.A.)

1995

MM. les Professeurs D. WALKER (U.S.A.)
M. MULLER (Suisse)
V. BONOMINI (Italie)

1997

MM. les Professeurs C. DINARELLO (U.S.A.)
D. STULBERG (U.S.A.)
A. MEIKLE DAVISON (Grande-Bretagne)
P.I. BRANEMARK (Suède)

1998

MM. les Professeurs O. JARDETSKY (U.S.A.)

1999

MM. les Professeurs J. BOTELLA LLUSIA (Espagne)
D. COLLEN (Belgique)
S. DIMAURO (U. S. A.)

2000

MM. les Professeurs D. SPIEGEL (U. S. A.)
C. R. CONTI (U.S.A.)

2001

MM. les Professeurs P-B. BENNET (U. S. A.)
G. HUGUES (Grande Bretagne)
J-J. O'CONNOR (Grande Bretagne)

2002

MM. les Professeurs M. ABEDI (Canada)
K. DAI (Chine)

2003

M. le Professeur Sir T. MARRIE (Canada)
G.K. RADDI (Grande Bretagne)

2004

M. le Professeur M. DAKE (U.S.A.)

2005

M. le Professeur L. CAVALLI-SFORZA (U.S.A.)

2006

M. le Professeur A. R. CASTANEDA (U.S.A.)

2007

M. le Professeur S. KAUFMANN (Allemagne)

PROFESSEURS EMERITE

2008

M. le Professeur	LEVY Samuel	31/08/2011
Mme le Professeur	JUHAN-VAGUE Irène	31/08/2011
M. le Professeur	PONCET Michel	31/08/2011
M. le Professeur	KASBARIAN Michel	31/08/2011
M. le Professeur	ROBERTOUX Pierre	31/08/2011

2009

M. le Professeur	DJIANE Pierre	31/08/2011
M. le Professeur	VERVLOET Daniel	31/08/2012

2010

M. le Professeur	MAGNAN Jacques	31/12/2014
------------------	----------------	------------

2011

M. le Professeur	DI MARINO Vincent	31/08/2015
M. le Professeur	MARTIN Pierre	31/08/2015
M. le Professeur	METRAS Dominique	31/08/2015

2012

M. le Professeur	AUBANIAC Jean-Manuel	31/08/2015
M. le Professeur	BOUVENOT Gilles	31/08/2015
M. le Professeur	CAMBOULIVES Jean	31/08/2015
M. le Professeur	FAVRE Roger	31/08/2015
M. le Professeur	MATTEI Jean-François	31/08/2015
M. le Professeur	OLIVER Charles	31/08/2015
M. le Professeur	VERVLOET Daniel	31/08/2015

2013

M. le Professeur	BRANCHEREAU Alain	31/08/2016
M. le Professeur	CARAYON Pierre	31/08/2016
M. le Professeur	COZZONE Patrick	31/08/2016
M. le Professeur	DELMONT Jean	31/08/2016
M. le Professeur	HENRY Jean-François	31/08/2016
M. le Professeur	LE GUICHAOUA Marie-Roberte	31/08/2016
M. le Professeur	RUFUO Marcel	31/08/2016
M. le Professeur	SEBAHOUN Gérard	31/08/2016

2014

M. le Professeur	FUENTES Pierre	31/08/2017
M. le Professeur	GAMERRE Marc	31/08/2017
M. le Professeur	MAGALON Guy	31/08/2017
M. le Professeur	PERAGUT Jean-Claude	31/08/2017
M. le Professeur	WEILLER Pierre-Jean	31/08/2017

2015

M. le Professeur	COULANGE Christian	31/08/2018
M. le Professeur	COURAND François	31/08/2018
M. le Professeur	FAVRE Roger	31/08/2016
M. le Professeur	MATTEI Jean-François	31/08/2016
M. le Professeur	OLIVER Charles	31/08/2016
M. le Professeur	VERVLOET Daniel	31/08/2016

2016

M. le Professeur	BONGRAND Pierre	31/08/2019
M. le Professeur	BOUVENOT Gilles	31/08/2017
M. le Professeur	BRUNET Christian	31/08/2019
M. le Professeur	CAU Pierre	31/08/2019
M. le Professeur	COZZONE Patrick	31/08/2017
M. le Professeur	FAVRE Roger	31/08/2017
M. le Professeur	FONTES Michel	31/08/2019
M. le Professeur	JAMMES Yves	31/08/2019
M. le Professeur	NAZARIAN Serge	31/08/2019
M. le Professeur	OLIVER Charles	31/08/2017
M. le Professeur	POITOUT Dominique	31/08/2019
M. le Professeur	SEBAHOUN Gérard	31/08/2017
M. le Professeur	VIALETTES Bernard	31/08/2019

2017

M. le Professeur	ALESSANDRINI Pierre	31/08/2020
M. le Professeur	BOUVENOT Gilles	31/08/2018
M. le Professeur	CHAUVEL Patrick	31/08/2020
M. le Professeur	COZZONE Pierre	31/08/2018
M. le Professeur	DELMONT Jean	31/08/2018
M. le Professeur	FAVRE Roger	31/08/2018
M. le Professeur	OLIVER Charles	31/08/2018
M. le Professeur	SEBBAHOUN Gérard	31/08/2018

2018

M. le Professeur	MARANINCHI Dominique	31/08/2021
M. le Professeur	BOUVENOT Gilles	31/08/2019
M. le Professeur	COZZONE Pierre	31/08/2019
M. le Professeur	DELMONT Jean	31/08/2019
M. le Professeur	FAVRE Roger	31/08/2019
M. le Professeur	OLIVER Charles	31/08/2019

PROFESSEURS DES UNIVERSITES-PRATICIENS HOSPITALIERS

AGOSTINI FERRANDES Aubert	CHINOT Olivier	GRIMAUD Jean-Charles
ALBANESE Jacques	CHOSSEGROS Cyrille	GROB Jean-Jacques
ALIMI Yves	<i>CLAVERIE Jean-Michel Surnombre</i>	GUEDJ Eric
AMABILE Philippe	COLLART Frédéric	GUIEU Régis
AMBROSI Pierre	COSTELLO Régis	GUIS Sandrine
ANDRE Nicolas	COURBIERE Blandine	GUYE Maxime
ARGENSON Jean-Noël	COWEN Didier	GUYOT Laurent
ASTOUL Philippe	CRAVELLO Ludovic	GUYS Jean-Michel
ATTARIAN Shahram	CUISSET Thomas	HABIB Gilbert
AUDOUIN Bertrand	CURVALE Georges	HARDWIGSEN Jean
AUQUIER Pascal	DA FONSECA David	HARLE Jean-Robert
AVIERINOS Jean-François	DAHAN-ALCARAZ Laetitia	<i>HOFFART Louis Disponibilité</i>
AZULAY Jean-Philippe	DANIEL Laurent	HOUVENAEGHEL Gilles
BAILLY Daniel	DARMON Patrice	JACQUIER Alexis
BARLESI Fabrice	D'ERCOLE Claude	JOURDE-CHICHE Noémie
BARLIER-SETTI Anne	D'JOURNO Xavier	JOUVE Jean-Luc
BARTHET Marc	DEHARO Jean-Claude	KAPLANSKI Gilles
BARTOLI Christophe	DELAPORTE Emmanuel	KARSENTY Gilles
BARTOLI Jean-Michel	DELPERO Jean-Robert	KERBAUL François
BARTOLI Michel	DENIS Danièle	KRAHN Martin
BARTOLOMEI Fabrice	DISDIER Patrick	LAFFORGUE Pierre
BASTIDE Cyrille	DODDOLI Christophe	LAGIER Jean-Christophe
BENSOUSSAN Laurent	DRANCOURT Michel	LAMBAUDIE Eric
BERBIS Philippe	DUBUS Jean-Christophe	LANCON Christophe
BERDAH Stéphane	DUFFAUD Florence	LA SCOLA Bernard
<i>BERLAND Yvon Surnombre</i>	DUFOUR Henry	LAUNAY Franck
BERNARD Jean-Paul	DURAND Jean-Marc	LAVIEILLE Jean-Pierre
BEROUD Christophe	DUSSOL Bertrand	LE CORROLLER Thomas
BERTUCCI François	EUSEBIO Alexandre	LECHEVALLIER Eric
BLAISE Didier	FAKHRY Nicolas	LEGRE Régis
BLIN Olivier	<i>FAUGERE Gérard Surnombre</i>	LEHUCHER-MICHEL Marie-Pascale
BLONDEL Benjamin	FELICIAN Olivier	LEONE Marc
BONIN/GUILLAUME Sylvie	FENOLLAR Florence	LEONETTI Georges
BONELLO Laurent	FIGARELLA/BRANGER Dominique	LEPIDI Hubert
BONNET Jean-Louis	FLECHER Xavier	LEVY Nicolas
<i>BOTTA/FRIDLUND Danielle Surnom</i>	FOURNIER Pierre-Edouard	MACE Loïc
BOUBLI Léon	<i>FRANCES Yves Surnombre</i>	MAGNAN Pierre-Edouard
BOUFI Mourad	FRANCESCHI Frédéric	<i>MATONTI Frédéric Disponibilité</i>
BOYER Laurent	FUENTES Stéphane	MEGE Jean-Louis
BREGEON Fabienne	GABERT Jean	MERROT Thierry
BRETELLE Florence	GABORIT Bénédicte	METZLER/GUILLEMAIN Catherine
BROUQUI Philippe	GAINNIER Marc	MEYER/DUTOUR Anne
BRUDER Nicolas	GARCIA Stéphane	MICCALEF/ROLL Joëlle
BRUE Thierry	GARIBOLDI Vlad	MICHEL Fabrice
BRUNET Philippe	GAUDART Jean	MICHEL Gérard
BURTEY Stéphane	GAUDY-MARQUESTE Caroline	MICHEL Justin
CARCOPINO-TUSOLI Xavier	GENTILE Stéphanie	MICHELET Pierre
CASANOVA Dominique	GERBEAUX Patrick	MILH Mathieu
CASTINETTI Frédéric	GEROLAMI/SANTANDREA René	MOAL Valérie
CECCALDI Mathieu	GILBERT/ALESSI Marie-Christine	MONCLA Anne
CHAGNAUD Christophe	GIORGI Roch	MORANGE Pierre-Emmanuel
CHAMBOST Hervé	GIOVANNI Antoine	MOULIN Guy
CHAMPSAUR Pierre	GIRARD Nadine	MOUTARDIER Vincent
CHANEZ Pascal	GIRAUD/CHABROL Brigitte	<i>MUNDLER Olivier Surnombre</i>
CHARAFFE-JAUFFRET Emmanuelle	GONCALVES Anthony	NAUDIN Jean
CHARREL Rémi	GORINCOUR Guillaume	NICOLAS DE LAMBALLERIE Xavier
<i>CHARPIN Denis Surnombre</i>	GRANEL/REY Brigitte	NICOLLAS Richard
CHAUMOITRE Kathia	GRANVAL Philippe	OLIVE Daniel
CHIARONI Jacques	GREILLIER Laurent	OUAFIK L'Houcine

PAGANELLI Franck	ROCHE Pierre-Hugues	THOMAS Pascal
PANUEL Michel	ROCH Antoine	THUNY Franck
PAPAZIAN Laurent	ROCHWERGER Richard	TREBUCHON-DA FONSECA Agnès
PAROLA Philippe	ROLL Patrice	TRIGLIA Jean-Michel
<i>PARRATTE Sébastien Disponibilité</i>	ROSSI Dominique	TROPIANO Patrick
PELISSIER-ALICOT Anne-Laure	ROSSI Pascal	TSIMARATOS Michel
PELLETIER Jean	ROUDIER Jean	TURRINI Olivier
PERRIN Jeanne	SALAS Sébastien	VALERO René
PETIT Philippe	<i>SAMBUC Roland Surnombre</i>	VAROQUAUX Arthur Damien
PHAM Thao	SARLES Jacques	VELLY Lionel
PIERCECCHI/MARTI Marie-Dominique	SARLES/PHILIP Nicole	VEY Norbert
PIQUET Philippe	SARLON-BARTOLI Gabrielle	VIDAL Vincent
PIRRO Nicolas	SCAVARDA Didier	VIENS Patrice
POINSON François	SCHLEINITZ Nicolas	VILLANI Patrick
RACCAH Denis	SEBAG Frédéric	VITON Jean-Michel
RANQUE Stéphane	SEITZ Jean-François	VITTON Véronique
RAOULT Didier	SIELEZNEFF Igor	VIEHWEGER Heide Elke
REGIS Jean	SIMON Nicolas	VIVIER Eric
REYNAUD/GAUBERT Martine	STEIN Andréas	XERRI Luc
REYNAUD Rachel	TAIEB David	
RICHARD/LALLEMAND Marie-Aleth	THIRION Xavier	

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ADALIAN Pascal
 AGHABABIAN Valérie
 BELIN Pascal
 CHABANNON Christian
 CHABRIERE Eric
 FERON François
 LE COZ Pierre
 LEVASSEUR Anthony
 RANJEVA Jean-Philippe
 SOBOL Hagay

PROFESSEUR CERTIFIE

BRANDENBURGER Chantal

PRAG

TANTI-HARDOUIN Nicolas

PROFESSEUR ASSOCIE DE MEDECINE GENERALE A MI-TEMPS

ADNOT Sébastien
 FILIPPI Simon

MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER

ACHARD Vincent (<i>disponibilité</i>)	EBBO Mikaël	NGUYEN PHONG Karine
AHERFI Sarah	FABRE Alexandre	NINOVE Laetitia
ANGELAKIS Emmanouil (<i>dispo oct 2018</i>)	FAURE Alice	NOUGAIREDE Antoine
ATLAN Catherine (<i>disponibilité</i>)	FOLETTI Jean- Marc	OLLIVIER Matthieu
BARTHELEMY Pierre	FOUILLOUX Virginie	OVAERT Caroline
BEGE Thierry	FROMNOT Julien	PAULMYER/LACROIX Odile
BELIARD Sophie	GASTALDI Marguerite	PESENTI Sébastien
BERBIS Julie	GELSI/BOYER Véronique	RESSEGUIER Noémie
BERGE-LEFRANC Jean-Louis	GIUSIANO Bernard	REY Marc
BERTRAND Baptiste	GIUSIANO COURCAMBECK Sophie	ROBERT Philippe
BEYER-BERJOT Laura	GONZALEZ Jean-Michel	SABATIER Renaud
BIRNBAUM David	GOURIET Frédérique	SARI-MINODIER Irène
BONINI Francesca	GRAILLON Thomas	SAVEANU Alexandru
BOUCRAUT Joseph	GRISOLI Dominique	SECQ Véronique
BOULAMERY Audrey	GUERIN Carole	SUCHON Pierre
BOULLU/CIOCCA Sandrine	GUENOUN MEYSSIGNAC Daphné	TABOURET Emeline
BUFFAT Christophe	GUIDON Catherine	TOGA Caroline
CAMILLERI Serge	HAUTIER/KRAHN Aurélie	TOGA Isabelle
CARRON Romain	HRAIECH Sami	TOMASINI Pascale
CASSAGNE Carole	KASPI-PEZZOLI Elise	TOSELLO Barthélémy
CHAUDET Hervé	L'OLLIVIER Coralie	TROUSSE Delphine
CHRETIEN Anne-Sophie	LABIT-BOUVIER Corinne	TUCHTAN-TORRENTS Lucile
COZE Carole	LAFAGE/POCHITALOFF-HUVALE Marina	VELY Frédéric
CUNY Thomas	LAGIER Aude (<i>disponibilité</i>)	VION-DURY Jean
DADOUN Frédéric (<i>disponibilité</i>)	LAGOUANELLE/SIMEONI Marie-Claude	ZATTARA/CANNONI Hélène
DALES Jean-Philippe	LEVY/MOZZICONACCI Annie	
DAUMAS Aurélie	LOOSVELD Marie	
DEGEORGES/VITTE Joëlle	MANCINI Julien	
DELLIAUX Stéphane	MARY Charles	
DESPLAT/JEGO Sophie	MASCAUX Céline	
DEVILLIER Raynier	MAUES DE PAULA André	
DUBOURG Grégory	MILLION Matthieu	
DUFOUR Jean-Charles	MOTTOLA GHIGO Giovanna	

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

(mono-appartenants)

ABU ZAINEH Mohammad	DEGIOANNI/SALLE Anna	RUEL Jérôme
BARBACARU/PERLES T. A.	DESNUES Benoît	THOLLON Lionel
BERLAND/BENHAIM Caroline	MARANINCHI Marie	THIRION Sylvie
BOUCAULT/GARROUSTE Françoise	MERHEJ/CHAUVEAU Vicky	VERNA Emeline
BOYER Sylvie	MINVIELLE/DEVICTOR Bénédicte	
COLSON Sébastien	POGGI Marjorie	

MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

CASANOVA Ludovic
GENTILE Gaëtan

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES DE MEDECINE GENERALE à MI-TEMPS

BARGIER Jacques
BONNET Pierre-André
CALVET-MONTREDON Céline
GUIDA Pierre
JANCZEWSKI Aurélie

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE à MI-TEMPS

MATHIEU Marion
REVIS Joana

ANATOMIE 4201

CHAMPSAUR Pierre (PU-PH)
LE CORROLLER Thomas (PU-PH)
PIRRO Nicolas (PU-PH)

GUENOUN-MEYSSIGNAC Daphné (MCU-PH)
LAGIER Aude (MCU-PH) disponibilité

THOLLON Lionel (MCF) (60ème section)

ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES 4203

CHARAFE/JAUFFRET Emmanuelle (PU-PH)
DANIEL Laurent (PU-PH)
FIGARELLA/BRANGER Dominique (PU-PH)
GARCIA Stéphane (PU-PH)
XERRI Luc (PU-PH)

DALES Jean-Philippe (MCU-PH)
GIUSIANO COURCAMBECK Sophie (MCU PH)
LABIT/BOUVIER Corinne (MCU-PH)
MAUES DE PAULA André (MCU-PH)
SECQ Véronique (MCU-PH)

**ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE ;
MEDECINE URGENCE 4801**

ALBANESE Jacques (PU-PH)
BRUDER Nicolas (PU-PH)
LEONE Marc (PU-PH)
MICHEL Fabrice (PU-PH)
VELLY Lionel (PU-PH)

GUIDON Catherine (MCU-PH)

ANGLAIS 11

BRANDENBURGER Chantal (PRCE)

**BIOLOGIE ET MEDECINE DU DEVELOPPEMENT
ET DE LA REPRODUCTION ; GYNECOLOGIE MEDICALE 5405**

METZLER/GUILLEMAIN Catherine (PU-PH)
PERRIN Jeanne (PU-PH)

BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE 4301

GUEDJ Eric (PU-PH)
GUYE Maxime (PU-PH)
MUNDLER Olivier (PU-PH) Surnombre
TAIEB David (PU-PH)

BELIN Pascal (PR) (69ème section)
RANJEVA Jean-Philippe (PR) (69ème section)

CAMMILLERI Serge (MCU-PH)
VION-DURY Jean (MCU-PH)

BARBACARU/PERLES Téodora Adriana (MCF) (69ème section)

**BIostatistiques, Informatique Médicale
ET TECHNOLOGIES DE COMMUNICATION 4604**

CLAVERIE Jean-Michel (PU-PH) Surnombre
GAUDART Jean (PU-PH)
GIORGI Roch (PU-PH)

CHAUDET Hervé (MCU-PH)
DUFOUR Jean-Charles (MCU-PH)
GIUSIANO Bernard (MCU-PH)
MANCINI Julien (MCU-PH)

ABU ZAINEH Mohammad (MCF) (5ème section)
BOYER Sylvie (MCF) (5ème section)

ANTHROPOLOGIE 20

ADALIAN Pascal (PR)

DEGIOANNI/SALLE Anna (MCF)
VERNA Emeline (MCF)

BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE ; HYGIENE HOSPITALIERE 4501

CHARREL Rémi (PU PH)
DRANCOURT Michel (PU-PH)
FENOLLAR Florence (PU-PH)
FOURNIER Pierre-Edouard (PU-PH)
NICOLAS DE LAMBALLERIE Xavier (PU-PH)
LA SCOLA Bernard (PU-PH)
RAOULT Didier (PU-PH)

AHERFI Sarah (MCU-PH)
ANGELAKIS Emmanouil (MCU-PH) disponibilité octobre 2018
DUBOURG Grégory (MCU-PH)
GOURIET Frédérique (MCU-PH)
NOUGAIREDE Antoine (MCU-PH)
NINOVE Laetitia (MCU-PH)

CHABRIERE Eric (PR) (64ème section)
LEVASSEUR Anthony (PR) (64ème section)
DESNUES Benoit (MCF) (65ème section)
MERHEJ/CHAUVEAU Vicky (MCF) (87ème section)

BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE 4401

BARLIER/SETTI Anne (PU-PH)
GABERT Jean (PU-PH)
GUIEU Régis (PU-PH)
OUAFIK L'Houcine (PU-PH)

BUFFAT Christophe (MCU-PH)
FROMNOT Julien (MCU-PH)
MOTTOLA GHIGO Giovanna (MCU-PH)
SAVEANU Alexandru (MCU-PH)

BIOLOGIE CELLULAIRE 4403

ROLL Patrice (PU-PH)

GASTALDI Marguerite (MCU-PH)
KASPI-PEZZOLI Elise (MCU-PH)
LEVY-MOZZICONNACCI Annie (MCU-PH)

CARDIOLOGIE 5102

AVIERINOS Jean-François (PU-PH)
BONELLO Laurent (PU PH)
BONNET Jean-Louis (PU-PH)
CUISSSET Thomas (PU-PH)
DEHARO Jean-Claude (PU-PH)
FRANCESCHI Frédéric (PU-PH)
HABIB Gilbert (PU-PH)
PAGANELLI Franck (PU-PH)
THUNY Franck (PU-PH)

CHIRURGIE DIGESTIVE 5202

BERDAH Stéphane (PU-PH)
HARDWIGSEN Jean (PU-PH)
SIELEZNEFF Igor (PU-PH)

BEYER-BERJOT Laura (MCU-PH)

CHIRURGIE GENERALE 5302

DELPERO Jean-Robert (PU-PH)
MOUTARDIER Vincent (PU-PH)
SEBAG Frédéric (PU-PH)
TURRINI Olivier (PU-PH)

BEGE Thierry (MCU-PH)
BIRNBAUM David (MCU-PH)

CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE 5002

ARGENSON Jean-Noël (PU-PH)
 BLONDEL Benjamin (PU-PH)
 CURVALE Georges (PU-PH)
 FLECHER Xavier (PU PH)
PARRATTE Sébastien (PU-PH) Disponibilité
 ROCHWERGER Richard (PU-PH)
 TROPIANO Patrick (PU-PH)

OLLIVIER Matthieu (MCU-PH)

CANCEROLOGIE ; RADIOTHERAPIE 4702

BERTUCCI François (PU-PH)
 CHINOT Olivier (PU-PH)
 COWEN Didier (PU-PH)
 DUFFAUD Florence (PU-PH)
 GONCALVES Anthony (PU-PH)
 HOUVENAEGHEL Gilles (PU-PH)
 LAMBAUDIE Eric (PU-PH)
 SALAS Sébastien (PU-PH)
 VIENS Patrice (PU-PH)

SABATIER Renaud (MCU-PH)
 TABOURET Emeline (MCU-PH)

CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE 5103

COLLART Frédéric (PU-PH)
 D'JOURNO Xavier (PU-PH)
 DODDOLI Christophe (PU-PH)
 GARIBOLDI Vlad (PU-PH)
 MACE Loïc (PU-PH)
 THOMAS Pascal (PU-PH)

FOUILLOUX Virginie (MCU-PH)
 GRISOLI Dominique (MCU-PH)
 TROUSSE Delphine (MCU-PH)

CHIRURGIE VASCULAIRE ; MEDECINE VASCULAIRE 5104

ALIMI Yves (PU-PH)
 AMABILE Philippe (PU-PH)
 BARTOLI Michel (PU-PH)
 BOUFI Mourad (PU-PH)
 MAGNAN Pierre-Edouard (PU-PH)
 PIQUET Philippe (PU-PH)
 SARLON-BARTOLI Gabrielle (PU PH)

HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE ET CYTOGENETIQUE 4202

LEPIDI Hubert (PU-PH)

ACHARD Vincent (MCU-PH) disponibilité
 PAULMYER/LACROIX Odile (MCU-PH)

DERMATOLOGIE - VENEREOLOGIE 5003

BERBIS Philippe (PU-PH)
 GAUDY/MARQUESTE Caroline (PU-PH)
 GROB Jean-Jacques (PU-PH)
 RICHARD/LALLEMAND Marie-Aleth (PU-PH)

DUSI

COLSON Sébastien (MCF)

ENDOCRINOLOGIE ,DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES ; GYNECOLOGIE MEDICALE 5404

BRUE Thierry (PU-PH)
 CASTINETTI Frédéric (PU-PH)
 CUNY Thomas (MCU PH)

EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION 4601

AUQUIER Pascal (PU-PH)
 BOYER Laurent (PU-PH)
 GENTILE Stéphanie (PU-PH)
SAMBUC Roland (PU-PH) Surnombre
 THIRION Xavier (PU-PH)

BERBIS Julie (MCU-PH)
 LAGOUANELLE/SIMEONI Marie-Claude (MCU-PH)
 RESSEGUIER Noémie (MCU-PH)

MINVIELLE/DEVICTOR Bénédicte (MCF)(06ème section)
 TANTI-HARDOUIN Nicolas (PRAG)

CHIRURGIE INFANTILE 5402

GUYS Jean-Michel (PU-PH)
 JOUVE Jean-Luc (PU-PH)
 LAUNAY Franck (PU-PH)
 MERROT Thierry (PU-PH)
 VIEHWEGER Heide Elke (PU-PH)
 FAURE Alice (MCU PH)
 PESENTI Sébastien (MCU-PH)

CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ET STOMATOLOGIE 5503

CHOSSEGROS Cyrille (PU-PH)
 GUYOT Laurent (PU-PH)

FOLETTI Jean-Marc (MCU-PH)

CHIRURGIE PLASTIQUE, RECONSTRUCTRICE ET ESTHETIQUE ; BRÛOLOGIE 5004

CASANOVA Dominique (PU-PH)
 LEGRE Régis (PU-PH)

BERTRAND Baptiste (MCU-PH)
 HAUTIER/KRAHN Aurélie (MCU-PH)

GASTROENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE ; ADDICTOLOGIE 5201

BARTHET Marc (PU-PH)
 BERNARD Jean-Paul (PU-PH)
BOTTA-FRIDLUND Danielle (PU-PH) Surnombre
 DAHAN-ALCARAZ Laetitia (PU-PH)
 GEROLAMI-SANTANDREA René (PU-PH)
 GRANDVAL Philippe (PU-PH)
 GRIMAUD Jean-Charles (PU-PH)
 SEITZ Jean-François (PU-PH)
 VITTON Véronique (PU-PH)

GONZALEZ Jean-Michel (MCU-PH)

GENETIQUE 4704

BEROUD Christophe (PU-PH)
 KRAHN Martin (PU-PH)
 LEVY Nicolas (PU-PH)
 MONCLA Anne (PU-PH)
 SARLES/PHILIP Nicole (PU-PH)

NGYUEN Karine (MCU-PH)
 TOGA Caroline (MCU-PH)
 ZATTARA/CANNONI Héléne (MCU-PH)

GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE ; GYNECOLOGIE MEDICALE 5403

AGOSTINI Aubert (PU-PH)
 BOUBLI Léon (PU-PH)
 BRETELLE Florence (PU-PH)
 CARCOPINO-TUSOLI Xavier (PU-PH)
 COURBIERE Blandine (PU-PH)
 CRAVELLO Ludovic (PU-PH)
 D'ERCOLE Claude (PU-PH)

IMMUNOLOGIE 4703

KAPLANSKI Gilles (PU-PH)
 MEGE Jean-Louis (PU-PH)
 OLIVE Daniel (PU-PH)
 VIVIER Eric (PU-PH)

FERON François (PR) (69ème section)

BOUCRAUT Joseph (MCU-PH)
 CHRETIEN Anne-Sophie (MCU PH)
 DEGEORGES/VITTE Joëlle (MCU-PH)
 DESPLAT/JEGO Sophie (MCU-PH)
 ROBERT Philippe (MCU-PH)
 VELY Frédéric (MCU-PH)

BOUCAULT/GARROUSTE Françoise (MCF) 65ème section)

MALADIES INFECTIEUSES ; MALADIES TROPICALES 4503

BROUQUI Philippe (PU-PH)
 LAGIER Jean-Christophe (PU-PH)
 PAROLA Philippe (PU-PH)
 STEIN Andréas (PU-PH)

MILLION Matthieu (MCU-PH)

MEDECINE D'URGENCE 4805

KERBAUL François (PU-PH)
 MICHELET Pierre (PU-PH)

**MEDECINE INTERNE ; GERIATRIE ET BIOLOGIE DU
 VEILLISSEMENT ; MEDECINE GENERALE ; ADDICTOLOGIE 5301**

BONIN/GUILLAUME Sylvie (PU-PH)
 DISDIER Patrick (PU-PH)
 DURAND Jean-Marc (PU-PH)
FRANCES Yves (PU-PH) Surnombre
 GRANEL/REY Brigitte (PU-PH)
 HARLE Jean-Robert (PU-PH)
 ROSSI Pascal (PU-PH)
 SCHLEINITZ Nicolas (PU-PH)

EBBO Mikael (MCU-PH)

GENTILE Gaëtan (MCF Méd. Gén. Temps plein)

ADNOT Sébastien (PR associé Méd. Gén. à mi-temps)
 FILIPPI Simon (PR associé Méd. Gén. à mi-temps)

BARGIER Jacques (MCF associé Méd. Gén. À mi-temps)
 BONNET Pierre-André (MCF associé Méd. Gén à mi-temps)
 CALVET-MONTREDON Céline (MCF associé Méd. Gén. à temps plein)
 GUIDA Pierre (MCF associé Méd. Gén. à mi-temps)
 JANCZEWSKI Aurélie (MCF associé Méd. Gén. À mi-temps)

NUTRITION 4404

DARMON Patrice (PU-PH)
 RACCAH Denis (PU-PH)
 VALERO René (PU-PH)

ATLAN Catherine (MCU-PH) disponibilité
 BELIARD Sophie (MCU-PH)

MARANINCHI Marie (MCF) (66ème section)

ONCOLOGIE 65 (BIOLOGIE CELLULAIRE)

CHABANNON Christian (PR) (66ème section)
 SOBOL Hagay (PR) (65ème section)

IMMUNOLOGIE ; TRANSFUSION 4701

BLAISE Didier (PU-PH)
 COSTELLO Régis (PU-PH)
 CHIARONI Jacques (PU-PH)
 GILBERT/ALESSI Marie-Christine (PU-PH)
 MORANGE Pierre-Emmanuel (PU-PH)
 VEY Norbert (PU-PH)

DEVILLIER Raynier (MCU PH)
 GELSI/BOYER Véronique (MCU-PH)
 LAFAGE/POCHITALOFF-HUVALE Marina (MCU-PH)
 LOOSVELD Marie (MCU-PH)
 SUCHON Pierre (MCU-PH)

POGGI Marjorie (MCF) (64ème section)

MEDECINE LEGALE ET DROIT DE LA SANTE 4603

BARTOLI Christophe (PU-PH)
 LEONETTI Georges (PU-PH)
 PELISSIER-ALICOT Anne-Laure (PU-PH)
 PIERCECCHI-MARTI Marie-Dominique (PU-PH)

TUCHTAN-TORRENTS Lucile (MCU-PH)

BERLAND/BENHAIM Caroline (MCF) (1ère section)

MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION 4905

BENSOUSSAN Laurent (PU-PH)
 VITON Jean-Michel (PU-PH)

MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL 4602

LEHUCHER/MICHEL Marie-Pascale (PU-PH)

BERGE-LEFRANC Jean-Louis (MCU-PH)
 SARI/MINODIER Irène (MCU-PH)

NEPHROLOGIE 5203

BERLAND Yvon (PU-PH) Surnombre
 BRUNET Philippe (PU-PH)
 BURTEY Stéphanne (PU-PH)
 DUSSOL Bertrand (PU-PH)
 JOURDE CHICHE Noémie (PU PH)
 MOAL Valérie (PU-PH)

NEUROCHIRURGIE 4902

DUFOUR Henry (PU-PH)
 FUENTES Stéphane (PU-PH)
 REGIS Jean (PU-PH)
 ROCHE Pierre-Hugues (PU-PH)
 SCAVARDA Didier (PU-PH)

CARRON Romain (MCU PH)
 GRAILLON Thomas (MCU PH)

NEUROLOGIE 4901

ATTARIAN Sharham (PU PH)
 AUDOIN Bertrand (PU-PH)
 AZULAY Jean-Philippe (PU-PH)
 CECCALDI Mathieu (PU-PH)
 EUSEBIO Alexandre (PU-PH)
 FELICIAN Olivier (PU-PH)
 PELLETIER Jean (PU-PH)

OPHTALMOLOGIE 5502

DENIS Danièle (PU-PH)
 HOFFART Louis (PU-PH) *Disponibilité*
 MATONTI Frédéric (PU-PH) *Disponibilité*

PEDEPSYCHIATRIE; ADDICTOLOGIE 4904

DA FONSECA David (PU-PH)
 POINSO François (PU-PH)

OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE 5501

DESSI Patrick (PU-PH)
 FAKHRY Nicolas (PU-PH)
 GIOVANNI Antoine (PU-PH)
 LAVIEILLE Jean-Pierre (PU-PH)
 MICHEL Justin (PU-PH)
 NICOLLAS Richard (PU-PH)
 TRIGLIA Jean-Michel (PU-PH)
 DEVEZE Arnaud (MCU-PH) *Disponibilité*
 REVIS Joana (MAST) (Orthophonie) (7ème Section)

**PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE -
PHARMACOLOGIE CLINIQUE; ADDICTOLOGIE 4803**

BLIN Olivier (PU-PH)
 FAUGERE Gérard (PU-PH) *Surnombre*
 MICALLEF/ROLL Joëlle (PU-PH)
 SIMON Nicolas (PU-PH)
 BOULAMERY Audrey (MCU-PH)

PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE 4502

RANQUE Stéphane (PU-PH)

PHILOSOPHIE 17

CASSAGNE Carole (MCU-PH)
 L'OLLIVIER Coralie (MCU-PH)
 MARY Charles (MCU-PH)
 TOGA Isabelle (MCU-PH)

LE COZ Pierre (PR) (17ème section)

MATHIEU Marion (MAST)

PEDIATRIE 5401

ANDRE Nicolas (PU-PH)
 CHAMBOST Hervé (PU-PH)
 DUBUS Jean-Christophe (PU-PH)
 GIRAUD/CHABROL Brigitte (PU-PH)
 MICHEL Gérard (PU-PH)
 MILH Mathieu (PU-PH)
 REYNAUD Rachel (PU-PH)
 SARLES Jacques (PU-PH)
 TSIMARATOS Michel (PU-PH)

PHYSIOLOGIE 4402

BARTOLOMEI Fabrice (PU-PH)
 BREGEON Fabienne (PU-PH)
 GABORIT Bénédicte (PU-PH)
 MEYER/DUTOUR Anne (PU-PH)
 TREBUCHON/DA FONSECA Agnès (PU-PH)

COZE Carole (MCU-PH)
 FABRE Alexandre (MCU-PH)
 OVAERT Caroline (MCU-PH)
 TOSELLO Barthélémy (MCU-PH)

BARTHELEMY Pierre (MCU-PH)
 BONINI Francesca (MCU-PH)
 BOULLU/CIOCCA Sandrine (MCU-PH)
 DADOUN Frédéric (MCU-PH) (*disponibilité*)
 DELLIAUX Stéphane (MCU-PH)
 REY Marc (MCU-PH)

PSYCHIATRIE D'ADULTES ; ADDICTOLOGIE 4903

BAILLY Daniel (PU-PH)
 LANCON Christophe (PU-PH)
 NAUDIN Jean (PU-PH)

RUEL Jérôme (MCF) (69ème section)
 THIRION Sylvie (MCF) (66ème section)

PSYCHOLOGIE - PSYCHOLOGIE CLINIQUE, PCYCHOLOGIE SOCIALE 16

AGHABABIAN Valérie (PR)

PNEUMOLOGIE; ADDICTOLOGIE 5101**RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE 4302**

BARTOLI Jean-Michel (PU-PH)
 CHAGNAUD Christophe (PU-PH)
 CHAMOITRE Kathia (PU-PH)
 GIRARD Nadine (PU-PH)
 GORINCOUR Guillaume (PU-PH)
 JACQUIER Alexis (PU-PH)
 MOULIN Guy (PU-PH)
 PANUEL Michel (PU-PH)
 PETIT Philippe (PU-PH)
 VAROQUAUX Arthur Damien (PU-PH)
 VIDAL Vincent (PU-PH)

ASTOUL Philippe (PU-PH)
 BARLESI Fabrice (PU-PH)
 CHANEZ Pascal (PU-PH)
 CHARPIN Denis (PU-PH) *Surnombre*
 GREILLIER Laurent (PU PH)
 REYNAUD/GAUBERT Martine (PU-PH)

MASCAUX Céline (MCU-PH)
 TOMASINI Pascale (MCU-PH)

REANIMATION MEDICALE ; MEDECINE URGENCE 4802

GAINNIER Marc (PU-PH)
 GERBEAUX Patrick (PU-PH)
 PAPAZIAN Laurent (PU-PH)
 ROCH Antoine (PU-PH)

THERAPEUTIQUE; MEDECINE D'URGENCE; ADDICTOLOGIE 4804

AMBROSI Pierre (PU-PH)
 VILLANI Patrick (PU-PH)

HRAIECH Sami (MCU-PH)

DAUMAS Aurélie (MCU-PH)

RHUMATOLOGIE 5001

GUIS Sandrine (PU-PH)
 LAFFORGUE Pierre (PU-PH)
 PHAM Thao (PU-PH)
 ROUDIER Jean (PU-PH)

UROLOGIE 5204

BASTIDE Cyrille (PU-PH)
 KARSENTY Gilles (PU-PH)
 LECHEVALLIER Eric (PU-PH)
 ROSSI Dominique (PU-PH)

Remerciements

A mon président de jury Monsieur le Professeur Pierre Champsaur,
Merci de l'honneur que vous me faites en présidant ce jury et pour la confiance que vous m'avez accordé en tant qu'interne et bientôt en tant qu'assistant. Je suis très heureux de venir travailler dans votre service en novembre.

A Monsieur le Professeur Thomas Le Corroller,
Merci pour ton aide dans la découverte de l'imagerie ostéo articulaire et ses différents aspects, pour le savoir que tu as pu me transmettre.

A Madame le Docteur Daphnée Guenoun,
Merci pour m'avoir accompagné pendant le projet de master 2, pour le temps que tu m'as consacré dans la préparation de cette thèse, je t'en suis vraiment très reconnaissant.

A Monsieur le Professeur Jean-Michel Bartoli,
Merci d'avoir accepté de participer à mon jury même si mon sujet ne représente pas le cœur de votre activité. Je tenais également à vous remercier pour les bons moments de radiologie et de discussion football passés dans l'open space Timonien.

A Madame le Professeur Sandrine Guis,
Merci pour votre présence et votre expertise rhumatologique, contribuant au dialogue inter spécialité qui est fondamental.

A tous les Professeurs et médecins qui m'ont aidé au cours de ma formation, en prenant souvent le temps qu'ils n'avaient pas toujours. Merci notamment à mes différents assistants qui ont toujours été disponibles et valorisants avec moi !

A mes parents,
Pour votre amour, votre gentillesse et vos nombreux efforts petits et grands consentis tout au long de ma vie. Vous avez su me transmettre la curiosité, le goût du travail, en surtout les armes pour profiter de la vie à chaque instant. Vous êtes, je le vois, toujours aussi amoureux l'un de l'autre et je trouve ça superbe. Je n'aurais pas pu rêver meilleur environnement pour m'épanouir. Je vous dois tout, j'en suis bien conscient, vous êtes de vrais modèles pour moi, Merci !
Promis je repasserai bientôt mes chemises !
Je vous aime !

A mes grands-parents, bonne maman la gentillesse incarnée, bon papa que j'ai moins connu mais dont je connais plein de belles choses, papi qui a fait tant d'aller-retour pour m'amener jouer au tennis, et grand père René qui contribue grandement à ce que ma cave à vin soit toujours fournie ! Vous m'avez entouré de beaucoup d'amour et offert une enfance magnifique. Je vous suis très reconnaissant aujourd'hui.

Une pensée particulière va à ma mamie, qui nous a récemment quitté et m'a toujours chouchouté comme un roi ! Je garde plein de souvenirs précieux avec moi !

A Bernard mon parrain fin gourmet et fin footeux.

A Monique, ma tante de cœur, un grand merci pour m'avoir fait découvrir la médecine avec autant d'enthousiasme quand j'avais 16 ans, et un encore plus grand merci pour tout le reste. A Gilles qui t'accompagne maintenant avec beaucoup de bonheur et de simplicité !

A Pierre, mon ami de la génération du dessus, merci de m'avoir accueilli si gentiment en plein mois de janvier à Paris alors que je n'avais plus de toit, merci pour tes conseils en tout genre et ton accueil en Bourgogne, en tant que pape athé de campagne. Je suis tellement heureux de tous ces moments

qu'on a partagés, j'ai pour toi une estime infinie ! Tu reprendras bien un petit kilo de travers de porc au caramel ???

A Emilie,

Tu m'accompagnes depuis peu de temps mais je crois bien qu'on ne se lâchera pas de sitôt ! Ta douceur et ce petit nez en trompette m'ont conquis, je nous trouve déjà très complice malgré ton passé de campagnarde !

Je ne compte plus les compliments sincères à ton égard venant de mes amis, je pense organiser un petit verre après un match perdu de badminton pour tempérer tout ça ... Un grand Miaou pour toi !

A mes amis, la famille qu'on se choisit,

A Martin, notre déjà longue histoire commune n'est pas prête de finir. Les retours à la nature, la Réunion, l'Allemagne, l'Irlande, les pays bas, Empuria brava, l'Opéraclette, les lundis GoT ... Je ne suis pas sûr que tu me connaisses bien, je suis certain que tu me connais sur le bout des doigts, et je sais que tu seras toujours là pour moi ! Je crois bien qu'on ne s'est jamais accroché pour la moindre chose, à part peut-être pour des dernières portions de bouffe, le vrai sujet où on reste très sérieux voire tendus quand les quantités viennent à manquer ! Love you bro !

A Flo parti trop vite, je n'oublierai jamais les moments qu'on a passé et je garde tous ces fous rires bien précieusement. A ta famille qui restera toujours un modèle de courage et d'amour, sauf Cyril puisque supporter du PSG et consultant BFM plus que véritable patriarche.

A Julian Touuuâââti, mon pote radiologue pêcheur chic à qui le catogan sied à merveille, merci pour toutes ces après-midi bateaux et piscine (spéciale dédicace à Céline la plus adorable des grands chefs étoilés), ces fous rires et ces trop rares soirées où tu te lâches enfin ...

A Rob, ce bon vieux Robich complètement satellisé qui maîtrise le front flip comme personne, je suis vraiment heureux de te compter parmi mes amis ! Faut juste que tu travailles ton nose butter et ton long de ligne au squash pour encore monter dans mon estime ! La bouteille de champ' sur le Claude Amyand court toujours, et j'ai peur que ça soit pour longtemps !!

A Vounce Omadru, tour à tour padre di familiu, petit prince du saxocouille ou pornstar, un jour on va gagner quelque chose avec l'OM je te le promets, en attendant on va accumuler les Coupes du monde et les Euro en bandant sur Polo et MCostaud que es un crackch.

A Nico, le rital gominé bien rasé sur les côtés dont on sait enfin que c'est vraiment notre ami après de nombreuses années de doute. Merci pour toutes ces chansons qui resteront dans la légende, tu reprendras bien un peu de rhum beurette vanillé ?

A princesse Charlie, à la fois canyoneur et chilleur de l'extrême, merci pour ces incroyables week end à Niolon où ça clapote dur, mais toujours avec les fesses lisses.

A ma Kader, dont on se sait même plus le vrai nom, amoureux de la chemise courte à motif lors des grands soirs, qui nous rappelle toujours que le bonheur se trouve dans les choses simples, mais bien faites.

A Val le modéré, merci pour tous ces week-ends de pur bonheur à Cavalaire, pour ta générosité de tous les jours ! Désolé pour avoir essayé dans un premier temps de te dissuader de citer du rasta rocket dans ton discours de témoin !! un homme ffffort !!!

A Jb l'ours de Gargas, grand maître du tabassage de Comté à même le frigo. On partage l'amour de pas mal de chose et notamment du match de Premier League en calbut sur le canap, c'est pas rien. A Momo from the bled, merci pour ton amitié mon pote, et joyeux Noel ! Mais surtout merci du fond du cœur pour ce tampon sur Nico en Croatie !! Allez reviens vite à la maison t'as assez creusé ton déficit en Vitamine D.

A Antoine Gaudin, le plus marseillais des parisiens, le plus drôle et pince des protestants, tu vas nous manquer mon pote, j'espère te revoir un jour !!

A Jau le démon, le cracheur de feu dans le cirque de Mafat, l'expat qui revient sur ses terres, je crois qu'on a avec toi un excellent remplaçant numérique à Antoine Gaudin le sus nommé, que j'ai personnellement déjà oublié.

A mon Manu, merci pour ton incroyable accueil à la Réunion, ta gentillesse et SURTOUT tes sublimes petits fours pré Positiv festival. J'en connais pas beaucoup des comme toi !

A Diste et Jerem, parce que je ne sais pas celui qui boit le plus d'eau, mais je veux que vous sachiez que je vous méprise tous les 2 autant.

A Rafiki, roi de la côte de bœuf au four et du chill sous la clim, ta générosité n'a d'égal que la beauté de ta chevelure ondulée !! Que de souvenirs avec les pieds dans la moquette ou au bord de la piscine ! Merci bro !

A Grégoire le Yankee, toujours un plaisir de te voir, toujours aussi facile de se marrer jusqu'à 6h du mat même si maintenant c'est plus avec un petit pastaga qu'en jouant à w3 ! Mais dis-moi t'as lu le bouquin Sapiens toi non ?

A Tratra le plus borné de tous les corses (c'est pas peu dire), à Mathilde tratta sinon elle va râler, Philippe alias Madame la truie, mister Roux el gran professor, B2o matador, Pierrot le fou, Ropate, Jean, Louis, Etienne et tous les autres que je vois moins mais qui comptent beaucoup pour moi !

A Alex flex, magnifique mère de famille épanouie, Agathe Donut la gadji la plus gentille du monde, à Manon le plus joli wouf de tous les petits chiens et dépositaire du terme François Poupoullain, Marie l'entremetteuse enfin à succès, Flobitch mi caille mi mère de famille, Megan la plus parisienne des parisiennes from the states, Elise la cuistot d'exception, Charlotte la Hub' aux crocs tops acérés toujours en bombe, Minou Camous ma nouvelle voisine de qualité.

A la next generation qui prendra la relève de la belle vie Léonard, Gaspard Lilia et bien sur Kyuubi !

A tous mes copains de radios, les fronos glisseurs Camille, Axel, Mitch, Char, Lisy, Juju, Demez, Clemich, Dara le futur asiatique star de la neuroradio, Allar la chèvre, la gachette, Polo et Estelle ! Toujours au top de la tease beaucoup plus que de la glisse pour la majorité d'entre nous, on ADORE ! Special dédicasse à Toubito Donny Bourlo et Mitchachu les lyon et lyonnaises du Masai Mara, la team bricorama Panneau et Planche que j'ai égoïstement réquisitionné pour mes gardes (quelle erreur), Thomas mi lyonnais mi bunnies, Paulo avec qui on a traversé le M2 et bientôt donc l'assistantat (encore merci pour les mesures inter observateur !!!), Beubeu encore plus quand il se met une taule surprise, Rico au joli bonnet, Fernand' le matinal, Coquardinho le parisien agressif qui ne touchera jamais la ligue des champions qu'avec les yeux, Gilles mon partenaire muscu, Ju Vacc à la belle chevelure et tant d'autres ...

Vous m'avez rendu l'internat sublime avec des fous rires inoubliables, une ambiance de potes, ça n'a pas de prix et ça n'aurait pas été pareil sans vous !

MERCI !

Etude de la texture osseuse trabéculaire vertébrale en IRM et TDM dans le cadre de l'ostéoporose : Evaluation du nouveau logiciel OleaMedical®

F.Poullain, P. Champsaur, P. Knoepflin, T. Le Corroller, I. Hamouda, V. Pauly, D.Guenoun

Résumé

Introduction - L'ostéoporose consiste en une altération globale de la minéralisation et de la structure osseuse. Les paramètres de texture étudient la distribution spatiale des pixels dans l'image et pourraient donc être utiles à la description de l'hétérogénéité locale trabéculaire osseuse causée par l'ostéoporose. L'objectif principal de cette étude était de déterminer si les paramètres de texture, mesurés en IRM et TDM opportunistes, permettent de distinguer une population présentant une fracture vertébrale ostéoporotique d'une population sans fracture ostéoporotique, en déterminant les plus intéressants.

Matériels et méthodes - Nous avons effectué une analyse de texture rachidienne lombaire (paramètres de 1^{er} et 2^{ème} ordre incluant la matrice de co-occurrence et la matrice de longueur de plage des niveaux de gris) sur des examens de routine TDM et IRM en utilisant un logiciel d'OleaMedical. Nous avons étudié 60 patients répartis rétrospectivement en 2 groupes de 30 : un groupe fracturé avec au moins une fracture ostéoporotique L1, L2 ou L3 et un groupe témoin sans fracture ostéoporotique. Tous les patients ont bénéficié d'un scanner, d'une IRM et d'une ostéodensitométrie incluant ces 3 vertèbres.

Résultats - 18 paramètres de 1^{er} et 2^{ème} ordre étaient significativement différents entre les deux groupes, 5 en TDM et 13 en IRM, de même que la densité Hounsfield TDM. Le T-score et la densité minérale osseuse ostéodensitométrique n'étaient pas significativement différents entre les 2 groupes. Nous avons pu déterminer des algorithmes de prédiction : En IRM, en choisissant les seuils 74 ans et 8,2 de Joint Entropy, nous obtenons pour la prédiction du risque de fracture une précision de 83,6%, une sensibilité de 88,5%, une spécificité de 79,3%, une valeur positive prévisible de 79,3% et une valeur négative de 88,5% pour la prédiction du risque de fracture. En scanner, notre algorithme utilise uniquement la densité Hounsfield et l'âge, sans intégrer aucun paramètre de texture. La reproductibilité entre observateurs pour les paramètres significatifs était bonne, la corrélation intra-classe (ICC) oscillant entre 0,90 et 0,98.

Conclusions - De nombreux paramètres de texture, principalement en IRM, permettent de séparer une population présentant une fracture vertébrale ostéoporotique d'une population n'en présentant aucune, avec une bonne reproductibilité pour ces paramètres. De plus, la densité Hounsfield combinée à l'âge semble être une donnée très fiable.

Points clés

- Les paramètres de texture d'examen IRM et TDM opportuniste permettent de distinguer un groupe présentant une fracture vertébrale d'origine ostéoporotique d'un groupe n'en présentant pas, alors que le score T ne présentait pas de différence significative entre les 2 groupes.
- La densité Hounsfield TDM combinée à l'âge est une donnée très fiable.

Abréviations

- Absorptiométrie biphotonique à rayons X: DXA
- Région et volume d'intérêt : ROI et VOI
- Densité minérale ostéodensitométrique : DMO
- Matrice de cooccurrence des niveaux de gris : GLCM
- Matrice de longueur de plage des niveaux de gris : GLRLM

Introduction

L'ostéoporose est une pathologie osseuse diffuse, différente de la détérioration physiologique de l'os, conduisant à une réduction importante de la résistance mécanique, et donc à un risque accru de fracture.

Elle résulte d'une double altération osseuse, d'une part d'une importante déminéralisation, de l'autre d'une altération de la microstructure avec des trabéculations amincies, raréfiées et perforées. De nombreuses fractures liées à l'ostéoporose surviennent chez des patients qui ne présentent pas d'ostéoporose en ostéodensitométrie (DXA)¹.

Compte tenu du vieillissement de la population, un outil de dépistage efficace et régulièrement accessible serait un atout majeur.

L'ostéoporose est principalement primitive, liée à l'âge, aux carences hormonales, à la ménopause, à la génétique mais aussi à l'environnement et au comportement. Moins fréquemment, elle est secondaire, en raison de diverses maladies telles que l'anorexie mentale, les pathologies endocriniennes, la prise de traitements (les glucocorticoïdes étant en première ligne).

En 2016, selon l'Inserm (Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale), à 65 ans 39% des femmes françaises souffrent d'ostéoporose, à l'âge de 80 ans et plus, ce chiffre atteint 70 %.

377 000 nouvelles fractures liées à l'ostéoporose surviennent chaque année : 74 000 fractures du col du fémur, 56 000 fractures vertébrales douloureuses, 56 000 fractures du poignet, et enfin 191 000 touchant d'autres pièces osseuses.

Ces fractures, au-delà des douleurs persistantes, sont connues pour leur impact majeur sur la morbi-mortalité et leur retentissement social découlant du manque de mobilité^{2,3}.

La DXA, qui explore le stock de calcium, est considérée comme le gold standard pour le diagnostic et le suivi de l'ostéoporose. Mais elle n'est pas suffisante⁴.

En effet la densité minérale osseuse ostéodensitométrique (DMO) est une variable continue qui a été critiquée comme mesure de dépistage du fait d'un seuil de T-score de compromis, fixé à -2,5 déviation standard^{5,6}.

N'existe-t-il pas de place pour une évaluation de la qualité de la microstructure osseuse en pratique clinique ?

Ce paramètre apparaît en effet largement inexploré au quotidien, avec par exemple un Trabecular Bone Score (TBS) ostéodensitométrique rarement réalisé.

Pourtant, ces données concernant l'os trabéculaire pourraient être d'un grand intérêt. Turner et al. ont prouvé que l'étude combinée de la densité minérale et de l'architecture trabéculaire augmenterait de 90 % l'appréciation de la résistance osseuse⁷.

Le développement ces dernières années de nombreuses techniques dont la microtomographie X, la micro IRM, a permis une analyse fine de la micro organisation, principalement utilisées dans le domaine de la recherche et *ex vivo*.

Grâce aux progrès techniques toujours en cours, l'IRM et la tomodensitométrie (TDM) nous donnent maintenant accès à cette microstructure *in vivo*, via les paramètres de texture.

La texture de l'image correspond à la distribution spatiale des variations d'intensité, permettant l'analyse de la distribution spatiale des pixels⁸.

Ces paramètres pourront ainsi aider, s'ils apparaissent fiables, au diagnostic et à la prévention de l'ostéoporose, en s'intégrant au faisceau d'arguments du clinicien.

L'IRM lombaire est la méthode de référence pour l'exploration des douleurs lombo-radiculaires. Cette pathologie est fréquente, touchant principalement une population âgée, tout comme l'ostéoporose. C'est aussi la seule méthode qui puisse prouver l'apparition récente d'une fracture vertébrale. De même, de nombreux patients subissent, pour différentes raisons cliniques, un TDM contenant le rachis lombaire dans le champ d'acquisition.

L'objectif principal de cette étude est de déterminer si les paramètres de texture mesurés en IRM et TDM opportunistes ainsi que la densité Hounsfield mesurée en TDM permettent de distinguer une population présentant une fracture ostéoporotique vertébrale d'une population sans fracture ostéoporotique.

Les objectifs secondaires sont :

- Évaluer la reproductibilité des différents paramètres
- Déterminer les paramètres les plus discriminants
- Calculer des seuils pour distinguer le groupe fracturé du groupe non fracturé.
- Combiner ces paramètres avec la DMO
- Combiner ces paramètres avec la densité Hounsfield

Matériels et méthodes

1. Population

L'approbation éthique a été obtenue auprès du comité local. Notre numéro d'enregistrement était le 2019_120. En raison de la nature rétrospective de l'étude, la nécessité d'un consentement éclairé a été levée. À partir de notre base de données de stockage d'examen et de notre dossier patient informatisé, nous avons inclus des patients ayant réalisés une DXA, une IRM et un TDM dans notre centre (APHM, Hôpital Sainte Marguerite) dans un délai d'un an, entre mai 2014 et janvier 2019. Le DXA était contributive sur au moins 2 vertèbres parmi L1, L2, L3 ; le TDM devait couvrir entièrement L1, L2 et L3, avec ou sans injection de produit de contraste ; l'IRM lombaire comprenait au moins une acquisition T1 sagittale.

Les critères d'exclusion étaient l'atteinte tumorale osseuse (tumeurs hématologiques malignes, tumeur solide avec métastases osseuses), les traumatismes à haute énergie et les examens de faible qualité (dus à une arthrolyse ou à une cimentoplastie dans la région concernée).

60 patients ont été inclus, répartis en 2 groupes selon la présence ou non de vertèbres effondrées, en utilisant la classification semi-quantitative de Genant.

Nous avons ainsi obtenu :

- Un groupe pathologique de 30 patients présentant une ou plusieurs fractures ostéoporotiques vertébrales intéressantes L1, L2 ou L3.
- Un groupe témoin de 30 patients, sans fracture ostéoporotique rapportée.

Tous les patients présentant des fractures ont ensuite été ré évalué et confirmés par consensus entre deux radiologistes juniors et un radiologiste senior.

2. Régions et volume d'intérêt (ROI et VOI)

Une IRM Philips® Ingenia 1,5 Tesla était à notre disposition. Notre protocole d'écho de spin T1 était : TR = 599 ms, TE = 8 ms, Temps d'acquisition de 3 minutes et 35 secondes, Epaisseur de coupe de 4 mm, FOV 325 x 325 x 66 mm.

Concernant le VOI IRM, nous avons utilisé des portions de cylindre de 4 mm d'épaisseur. La réalisation de VOI strictement identiques entre les différents examens n'était pas possible sur le logiciel. Les volumes présentent donc de petites variations. Le volume moyen était d'au moins 50 mm³.

Le plan d'acquisition sagittal a été choisi pour les mesures de texture car aucun T1 axial systématique n'a été effectué^{9,10,11} (Figure 1).



Figure 1. VOI IRM en acquisition T1 sagittale

Un TDM Lightspeed de General Electrics® a été utilisé.

Notre protocole abdominal était : Epaisseur de coupe de 1,3mm avec intervalle de 1 mm. Tension de 120 kV. Intensité de 550 mA (légèrement modulée automatiquement par la machine pour chaque patient). Temps d'acquisition de 4 secondes.

Notre protocole lombaire était : Epaisseur de 1,3 mm avec intervalle de 0,6 mm. Tension de 120 kV. Intensité de 450 mA (légèrement modulée automatiquement par la machine pour chaque patient). Temps d'acquisition de 10 secondes¹².

Nous avons utilisé les acquisitions non injectées si disponible, en prenant soin dans tous les cas d'exclure du ROI le sinus veineux vertébral central postérieur.

L'agent de contraste intraveineux modifie les mesures de densité. Ainsi, à partir de l'étude de Fang et al.¹⁰ et de nos propres expérimentations, nous avons appliqué un facteur correctionnel aux examens réalisés avec injection :

-20 Unité Hounsfield (UH) en L1, -20 UH en L2 et -22 UH en L3.

L'absence d'effet de l'injection de produit de contraste est bien démontrée pour les données de premier ordre par Mookiah et al.¹³, sans aucune répercussion sur la distribution spatiale des voxels. Dans la même étude, il est montré que l'épaisseur de coupe (1, 2 et 3 mm) n'entraîne aucun changement significatif des valeurs recueillies.

Le ROI TDM a été obtenu en plaçant manuellement la plus grande zone elliptique possible dans la région trabéculaire antérieure des vertèbres L1, L2 et L3, en prenant soin de ne pas inclure d'os cortical. La surface moyenne était d'au moins 20 mm². Toutes les mesures, qu'il s'agisse de la densité osseuse Hounsfield ou des paramètres de texture, ont été réalisées sur des coupes axiales (Figure 2), par souci de cohérence avec la littérature actuelle¹⁰.

Nous n'avons pas utilisé de fantôme pour l'étalonnage, car nous ne l'utilisons pas dans la pratique clinique.



Figure 2. ROI TDM sur une coupe axiale de L1

Dans le groupe pathologique, les ROI et le VOI ont toujours été placés dans les régions antérieures sauf lorsque le collapsus cortico-trabéculaire était majeur. Dans ces cas-là, nous les avons placés le plus antérieurement possible.

Nous avons effectué nos mesures DXA sur un Lunar iDXA™ et avons recueilli le T-score, le Z-score et la DMO pour les vertèbres L1, L2, L3, ainsi que la moyenne de ces données entre L1 et L4.

3. Analyse de texture

Les paramètres de texture ont été choisis après analyse de la littérature et consultation du document technique fourni par OLEA Medical® où les formules mathématiques sont détaillées.

En annexe est joint un complément d'information sur ces différents paramètres.

Nous avons choisi :

A. Paramètres de premier ordre :

Les paramètres de premier ordre sont des statistiques calculées à partir des valeurs d'image d'origine et ne tiennent pas compte des relations entre les pixels.

Nous avons choisi Energy, Entropy, Mean and Median

B. Paramètres de second ordre :

Le terme de second ordre signifie que l'on considère la relation entre groupes de deux pixels au sein de l'image originale.

- Matrice de cooccurrence des niveaux de gris (GLCM)^{14,15,16,17,18} :

Le GLCM traduit sous forme de tableau la fréquence à laquelle différentes combinaisons de valeurs de luminosité des pixels (niveaux de gris) sont présents dans l'image.

Un GLCM de taille $N_g \times N_g$ décrit les relations entre groupes de pixels d'une région de l'image limitée par un masque et est défini comme $P(i,j|\delta,\theta)$. Le (i,j) ième élément de cette matrice représente le nombre de fois que la combinaison des niveaux i et j se produit entre deux pixels de l'image, qui sont séparés par une distance de δ pixels avec un angle θ . Pour $\delta=1$, il en résulte 2 voisins pour chacun des 13 angles en 3D (26 connectivités) et pour $\delta=2$ 49 angles uniques (98 connectivités).

L'analyse GLCM a été effectuée sur des images pour extraire les paramètres Contrast, Correlation (Corr), Joint Energy (JEnergy), Joint Entropy (JEntropy), Inverse difference moment (IDM), Maximum probability (MP), Sum average (SA), Sum of squares (SOS).

- Matrice de longueur de plage des niveaux de gris (GLRLM)^{19,20} :

Une matrice de longueur de plage des niveaux de gris (GLRLM) quantifie les longueurs de niveaux de gris, qui sont définies comme la longueur (en nombre de pixels) des pixels consécutifs qui ont la même valeur de niveau de gris. Dans une matrice $P(i,j|\theta)$, le (i,j) ème élément décrit le nombre d'élément avec le niveau de gris i et la longueur j dans l'image (ROI) selon l'angle θ .

Nous avons choisi Short run emphasis (SRE), Long run emphasis (LRE), Gray level non uniformity (GLNU), Run length non uniformity (RLNU), Run percentage (RP), Low gray level run emphasis (LGLRE), High gray level run emphasis (HGLRE).

4. Analyse statistique

Les mesures ont été obtenues de façon indépendante par 2 internes en radiologie (FP, 5 ans d'expérience en radiologie ; PK, 5 ans d'expérience en radiologie) après avoir été formés par un radiologue senior (DG, radiologue ostéoarticulaire MCU avec 9 ans d'expérience post-doctorale). L'analyse descriptive des données comprenait le calcul des fréquences, la tendance centrale ou les caractéristiques de dispersion : Moyenne, Médiane, Minimum, Minimum, Maximum, Écart-type pour les variables quantitatives ; fréquences relatives et pourcentages pour les variables qualitatives.

La saisie des données a été effectuée sur Excel® et l'analyse statistique a été effectuée sur le logiciel SPSS®.

Pour déterminer des sous-groupes de patients souffrant de fractures ostéoporotiques, nous avons utilisé un modèle d'arbre décisionnel à l'aide de la méthode des arbres de classification et de régression (CART). Cette méthode est un modèle de *machine learning*, composé de règles de décisions hiérarchiques impliquant des valeurs limites optimales qui divisent récursivement les facteurs indépendants en différents groupes. L'algorithme CART a été réalisé sur l'ensemble de l'échantillon, sans fractionnement en un train et un échantillon d'essai (en raison du faible nombre de patients impliqués dans l'étude) ; il était basé sur l'indice d'impureté de Gini utilisant la fonction $rpart$. Pour déterminer quel arbre était le plus précis et le nombre de divisions nécessaires, nous avons appliqué la méthode dite de "cost-complexity" définissant le paramètre complexité (α) à 0,01. Ce paramètre de complexité est une mesure de la précision supplémentaire qu'un fractionnement doit ajouter à l'arbre entier pour justifier une complexité supplémentaire. L'exactitude, la sensibilité, la spécificité, les valeurs prédictives positive et négative du modèle CART ont été calculées à l'aide de la validation croisée répétée du coefficient K-Fold. Les patients ont été répartis au hasard en 3 branches et nous avons répété le processus 200 fois.

Les facteurs introduits dans cette analyse CART sont les suivants pour le TDM : Age, Sexe, Energy, Mean, Median, Sum Average, High Gray Level Run Emphasis, Hounsfield Bone Density.

Les facteurs introduits dans cette analyse CART sont les suivants pour l'IRM : Age, Sexe, Joint Entropy, Joint Energy, Inverse Different Moment, Gray Level Non Uniformity, Low Gray Level Run Emphasis.

Ces éléments correspondent aux valeurs les plus informatives (cf ci-après Table 1).

La reproductibilité inter-observateur de plusieurs paramètres a été évaluée sur un échantillon de 10 patients. Il a été testé sur : Energy, Mean, Median, Sum Average, High Gray Level Run Emphasis and Hounsfield Bone Density en TDM; Joint Energy, Joint Entropy, Inverse Different Moment, Gray level Non Uniformity and Low Gray Level Run Emphasis en IRM.

Résultats

1. Description des groupes

Nous avons recensé 23 femmes et 7 hommes dans le groupe pathologique, 22 femmes et 8 hommes dans le groupe témoin.

L'âge moyen était statistiquement différent dans les 2 groupes : $74,6 \pm 12,1$ dans le groupe pathologique contre $56,1 \pm 12,1$ dans le groupe témoin ($p < 0,05$).

41 sur 180 vertèbres étaient fracturées : 16 L1, 12 L2, 13 L3.

12 patients présentaient des fractures multiples.

Le pourcentage moyen d'effondrement était de 44 % (Genant grade 1, $n = 10$; Genant grade 2, $n = 12$; Genant grade 3, $n = 19$).

Dans le groupe fracturé, 17 patients n'avaient pas d'antécédent intéressant le stock osseux, 8 souffraient de rhumatismes inflammatoires (4 d'entre eux étaient traités par corticostéroïdes au long cours), 4 patients avaient des antécédents de cancer sans extension osseuse (2 cancers du sein, 1 cancer du poumon, 1 cancer vésical), 1 patient présentant une maladie pulmonaire obstructive chronique nécessitant l'administration de corticostéroïdes au long cours.

Dans le groupe témoin, 8 patients n'avaient pas d'antécédent intéressant le stock osseux, 21 patients présentaient une maladie rhumatismale chronique (dont 1 était traité avec des corticostéroïdes à long terme), 1 patient souffrait d'asthme aigu sévère nécessitant des corticostéroïdes au long cours, 1 patient présentait une insuffisance respiratoire chronique nécessitant également des corticostéroïdes pour une longue durée.

La forte proportion de patients atteints de rhumatismes inflammatoires s'explique par un effet centre, l'hôpital Sainte Marguerite accueillant 2 services publics de rhumatologie.

Au sein du groupe fracturé, les protocoles d'acquisition CT étaient hétérogènes : 20 protocoles avec épaisseur de coupe de 0,6 mm, 9 protocoles de 1,3 mm sans injection, 1 protocole de 1,3 mm avec injection au temps portal.

Les protocoles d'acquisition TDM étaient également hétérogènes dans le groupe témoin : 13 protocoles avec épaisseur de coupe de 0,6 mm, 12 protocoles de 1,3 mm sans injection, 5 protocoles de 1,3 mm avec injection au temps portal.

Le protocole avec épaisseur de coupe de 0,6 mm est celui que nous utilisons pour les examens du rachis dans la pratique courante, d'où une proportion plus élevée dans le groupe fracturé.

Dans le groupe pathologique, 4 patients ne disposaient pas de données de DXA rachidienne fiables sur la vertèbre L1 en raison d'interpositions, de collapsus excessifs ou de remaniements arthrosiques qui faussaient trop significativement les résultats à cet étage.

Dans le groupe témoin, 4 patients n'avaient pas non plus de données de densitométrie osseuse L1 cohérentes.

2. Statistiques

Les valeurs moyennes pour les groupes pathologique et témoin ainsi que les t-test relatifs à chaque paramètre sont indiquées dans le tableau 1.

	Fracture	Moy.	Déviation Standard	Minimum	Maximum	Centiles			P-value
						Q1	Médiane	Q3	
Energy-CT	Non	33.4×10^6	53.3×10^6	13.7×10^6	26.7×10^7	5.3×10^6	11.2×10^6	39.3×10^6	0.004
	Oui	16.2×10^6	15.8×10^6	2.68×10^6	90.3×10^6	3.9×10^6	10.5×10^6	24.0×10^6	
Mean-CT	Non	135.4	49.3	21.7	243.8	99.1	134.3	176.6	0.000
	Oui	88.1	62.5	-14.3	368.2	47.2	72.5	105.1	
Median-CT	Non	135.8	50.7	18.2	243.5	99.6	131.4	173.9	0.000
	Oui	85.1	62.7	-30.0	358.0	45.0	71.3	105.6	

SA-CT	Non	63.08	7.41	42.33	86.17	59.41	63.02	67.46	0.004
	Oui	59.87	7.73	34.56	78.79	54.44	60.88	64.60	
HGLRE-CT	Non	1120.0	245.7	528.9	1973.6	977.6	1119.2	1267.7	0.009
	Oui	1023.5	241.9	439.1	1692.8	840.6	1042.0	1160.9	
Energy-MRI	Non	38.3x10 ⁷	31.6x10 ⁷	0.59x10 ⁷	143.8x10 ⁷	93.6x10 ⁷	34.1x10 ⁷	57.9x10 ⁷	0.004
	Oui	24.7x10 ⁷	30.3x10 ⁷	1.88x10 ⁶	185.4x10 ⁷	5.79x10 ⁶	16.2x10 ⁷	32.9x10 ⁷	
Contrast-MRI	Non	45.88	27.89	15.19	179.22	29.61	40.31	52.97	0.001
	Oui	62.20	36.14	14.25	223.47	37.44	52.69	76.28	
Corr-MRI	Non	0.86	0.08	0.50	0.96	0.83	0.87	0.91	0.006
	Oui	0.82	0.09	0.59	0.97	0.77	0.85	0.89	
Jenergy-MRI	Non	0.003	0.002	0.001	0.01	0.003	0.003	0.004	0.000
	Oui	0.005	0.003	0.000	0.010	0.004	0.005	0.006	
Jentropy-MRI	Non	8.41	0.50	6.52	9.20	8.29	8.53	8.72	0.000
	Oui	7.83	0.62	6.19	9.21	7.56	7.85	8.25	
IDM-MRI	Non	0.19	0.04	0.07	0.31	0.17	0.19	0.22	0.000
	Oui	0.17	0.04	0.08	0.29	0.13	0.16	0.19	
MP-MRI	Non	0.013	0.004	0.01	0.03	0.01	0.011	0.015	0.001
	Oui	0.015	0.006	0.012	0.043	0.011	0.014	0.017	
SOS-MRI	Non	168.68	43.61	70.15	291.28	136.90	167.33	192.46	0.028
	Oui	184.37	50.71	79.92	351.13	151.96	178.97	221.62	
SRE-MRI	Non	0.95	0.02	0.86	0.99	0.94	0.95	0.96	0.004
	Oui	0.97	0.01	0.96	0.99	0.97	0.97	0.98	
LRE-MRI	Non	1.25	0.11	1.02	1.78	1.19	1.23	1.29	0.003
	Oui	1.20	0.09	1.07	1.54	1.14	1.19	1.24	
GLNU-MRI	Non	8.91	3.24	2.15	20.83	6.68	8.61	10.79	0.000
	Oui	5.75	3.24	1.69	19.07	3.59	4.98	6.72	
RP-MRI	Non	0.93	0.02	0.82	0.99	0.92	0.93	0.95	0.003
	Oui	0.94	0.02	0.86	0.98	0.93	0.95	0.96	
LGLRE-MRI	Non	0.012	0.001	0.001	0.03	0.006	0.008	0.011	0.000
	Oui	0.014	0.008	0.001	0.054	0.009	0.011	0.017	
Age	Non	56.1	12.3	37.0	92.5	47.0	53.5	62.0	0.000
	Oui	74.6	12.1	38.2	90.6	68.0	79.5	83.0	
DMO	Non	1.02	0.14	0.61	1.35	0.95	1.01	1.11	0.224
	Oui	0.99	0.17	0.50	1.52	0.99	1.00	1.00	
TS	Non	-1.16	1.21	-4.20	1.40	-2.00	-1.00	-0.23	0.794
	Oui	-1.22	1.83	-5.20	3.20	-2.55	-1.05	0.00	
ZS	Non	-0.62	1.10	-2.50	1.60	-1.68	-0.50	0.10	0.000
	Oui	0.38	1.72	-3.20	5.00	-1.00	0.20	1.30	
DH	Non	148.4	45.6	42.0	230.0	118.8	150.0	186.50	0.000
	Oui	70.6	34.9	11.0	170.4	63.3	86.5	113.7	

Table 1. Moyenne, Déviation Standard, Minimum, Maximum, Centiles and P-value pour indice de texture significatifs de 1^{er} et 2^{eme} ordre, âge, paramètres de DXA et Densité Hounsfield au sein des groupes.

Il montre 18 paramètres de 1^{er} et 2^{eme} ordre significativement différents entre les 2 groupes ($p < 0.05$) :

-5 pour le TDM : Energy, Mean, Median, Sum Average (SA), High Gray Level Run Emphasis (HGLRE)
 -13 pour l'IRM : Energy, Contrast, Correlation (Corr), Joint Energy (JEnergy), Joint Entropy (JEntropy), Inverse Difference Moment (IDM), Maximum Probability (MP), Sum of Squares (SOS), Short Run Emphasis (SRE), Long Run Emphasis (LRE), Gray Level Non Uniformity (GLNU), Run Percentage (RP) and Low Gray Level Run Emphasis (LGLRE)

La Joint Entropy IRM apparaît comme l'une des plus discriminantes ($p < 0,001$) (Figure 3).

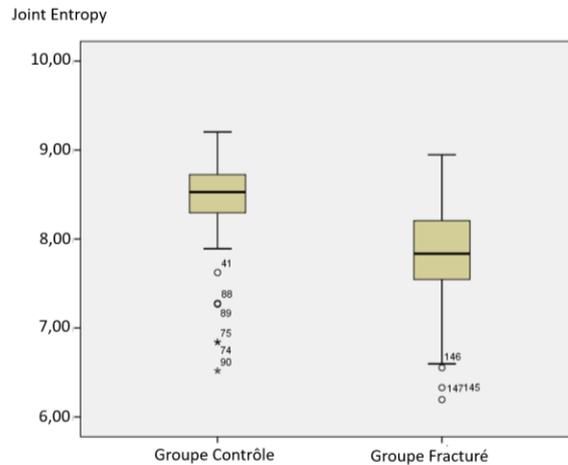


Figure 3. Répartition statistique de la Joint Entropy IRM

De plus, la densité Hounsfield TDM (Figure 4) et le Z-score étaient significativement différents ($p < 0,05$) alors que la DMO et le T-score ne l'étaient pas.

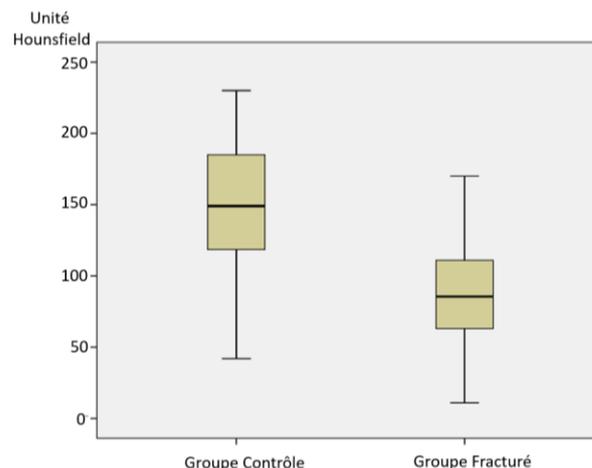


Figure 4. Répartition statistique de la densité Hounsfield TDM

Par conséquent, nous avons essayé de trouver l'algorithme le plus intéressant de prédiction statistique des fractures en utilisant alternativement seulement des données TDM, puis seulement les données IRM.

Nos algorithmes n'ont utilisé que la densité Hounsfield et l'âge pour les données TDM, n'intégrant aucun des paramètres de texture (Figure 5).

Les performances ont été bonnes avec une précision de 86,7%, une sensibilité de 89,9%, une spécificité de 84,4%, une valeur prévisible positive de 85,1% et une valeur prédictive négative de 88,4%.

On remarque que la densité Hounsfield ne dépasse 145 UH seulement pour 4 vertèbres sur les 86 du groupe fracturé.

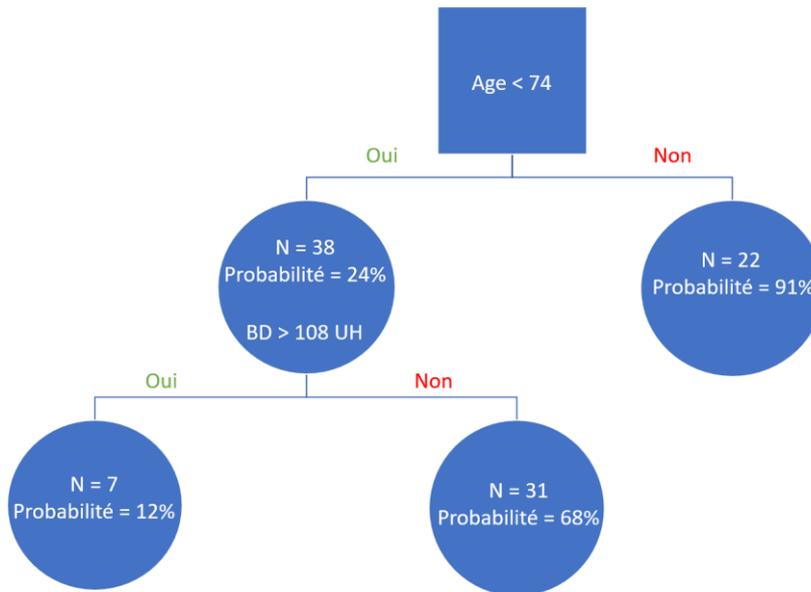


Figure 5. Probabilité d'avoir une fracture selon l'âge et la densité Hounsfield

En IRM, l'âge et la Joint Entropy ont été sélectionnés (Figure 6).

Les performances sont comparables, avec une précision de 83,6%, une sensibilité de 88,5%, une spécificité de 79,3%, une valeur prévisible positive de 79,3% et une valeur prédictive négative de 88,5%.

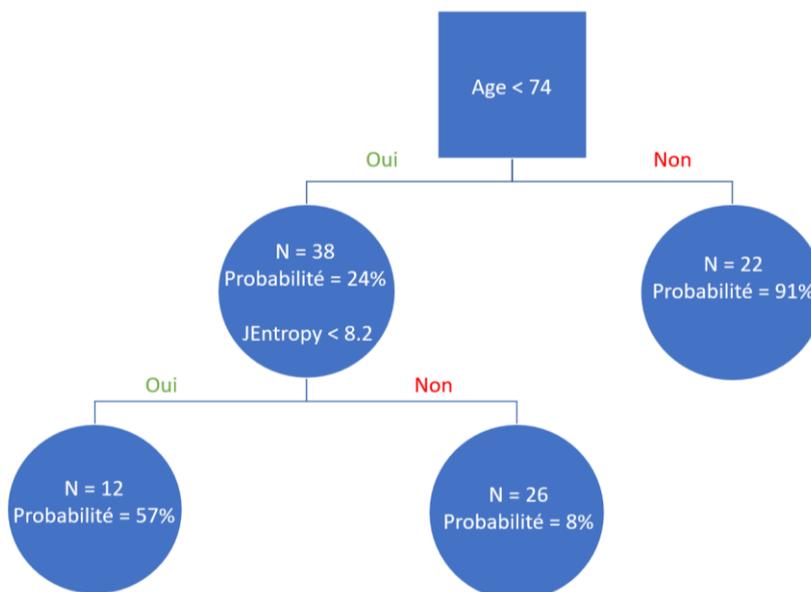


Figure 6. Probabilité d'avoir une fracture selon l'âge et la Joint Entropy IRM

Nous n'avons pas été en mesure de créer un algorithme basé sur des paramètres DMO combinés à ceux de texture.

La reproductibilité inter observateur pour les paramètres significatifs déjà mentionnés dans le chapitre d'analyse statistique était bonne, la corrélation intra-classe (ICC) variant entre 0,90 et 0,98.

Discussion

Nos résultats prouvent qu'un nombre significatif de paramètres de texture de 1^{er} et 2^{ème} ordre, 5 en TDM et 13 en IRM, sont capables de discriminer une population présentant des fractures vertébrales d'origine ostéoporotique d'une population sans de telles fractures. Les ICC fluctuaient entre 0,90 et 0,98.

Nous avons pu déterminer un algorithme décisionnel de prédiction statistique de fracture en utilisant l'âge et la Joint Entropy en IRM : En choisissant les seuils respectivement de 74 ans et 8,2, nous obtenons une précision de 83,6%, une sensibilité de 88,5%, une spécificité de 79,3%, une valeur prédictive positive de 79,3% et une valeur prédictive négative de 88,5%.

La densité osseuse Hounsfield était également très fiable, avec des chiffres similaires pour des seuils de 108 UH et 74 ans. Au contraire, nous n'avons pas été en mesure de trouver des seuils décisionnels pour les paramètres de texture en TDM.

Notre approche tridimensionnelle sur TDM et IRM opportuniste n'est pas pour l'instant très bien représentée dans la littérature. Jusqu'à présent, la plupart des études concernant les paramètres de texture se concentraient sur des images en 2 dimensions, avec de très bons résultats. Par exemple, Lespessailles et al.²¹ ont démontré que même après ajustement sur la DMO, les paramètres de texture permettaient de séparer les patients présentant des fractures ostéoporotiques des patients témoins, ce qui va dans le sens de nos résultats.

Le T-score et la DMO n'ont pas été en mesure de distinguer les deux groupes, soulignant l'insuffisance connue du DXA comme outil unique de dépistage des différentes formes d'ostéoporose. Néanmoins, le Z-score était significativement différent, rappelant que l'une des limites de notre étude était l'importante différence d'âge entre le groupe fracturé et le groupe témoin. Nous sommes ainsi par exemple en contradiction avec Riggs et al.²² qui constatent une DMO inférieure chez les patients ostéoporotiques par rapport à un groupe en bonne santé.

La densité Hounsfield dépasse 145 UH seulement pour 4 vertèbres sur les 86 du groupe fracturé. Cette constatation est similaire à celle de l'étude de Fang et al.¹⁰ qui rapporte qu'un seuil de 150 UH sur une seule mesure de L5 se retrouve peu dans une population de patients présentant une fracture vertébrale, avec une sensibilité de 70 % et une spécificité de 77 %, passant respectivement à 90 % et 43 % pour un seuil de 180 UH en L4.

Notre étude pourrait manquer de puissance statistique, avec seulement 60 patients inclus. Nous avons une différence d'âge moyen entre les 2 groupes de 18,5 ans, expliquée par la survenue tardive de fractures ostéoporotiques vertébrales, l'absence fréquente de douleur due aux fractures et notre protocole sans appariement sur l'âge.

Nous pouvons aussi souligner qu'une zone vertébrale précise et reproductible doit être étudiée. D'après notre expérience, les paramètres de 1^{er} et 2^{ème} ordre sont très influencés par un déplacement des VOI, reflétant probablement l'hétérogénéité locale de l'organisation trabéculaire vertébrale. La question du positionnement du VOI pour l'obtention des données les plus pertinentes est plus que jamais ouverte. Il en va de même pour la taille et la forme de notre VOI (portion de cylindre). Notre arrière-pensée était de rendre abordable cette mesure dans la pratique quotidienne, mais un plus grand volume pourrait être plus fiable à analyser. A l'avenir, les logiciels d'intelligence artificielle pourraient être en charge du positionnement des ROI/ VOI, améliorant la reproductibilité et libérant du temps d'interprétation au radiologue. D'autres études prospectives seront nécessaires pour

déterminer si les paramètres de texture sont capables de détecter l'hétérogénéité de la trame osseuse avant l'apparition de fracture, permettant ainsi de traiter les patients plus tôt, dans une démarche de prévention de l'évènement fracturaire. Il pourra aussi être intéressant de suivre l'efficacité des traitements anti-ostéoporotiques en répétant dans le temps les mesures de texture.

En conclusion, notre étude semble prometteuse avec un intérêt confirmé pour les paramètres de texture en TDM et IRM ainsi que pour la densité osseuse Hounsfield.

La clé d'une prédiction fiable du risque de fracture dans le cadre de l'ostéoporose sera probablement le résultat d'une combinaison d'éléments tels que la DMO, les autres données chiffrées à notre disposition (densité Hounsfield, paramètres de texture) couplée à l'évaluation clinique (notamment avec le risque de chute)²³.

Pas de conflit d'intérêt

Références

1. Kaesmacher J, Schweizer C, Valentinitsch A, Baum T, Rienmüller A, Meyer B, Kirschke JS, Ryang YM (2017) Osteoporosis is the most important risk factor for odontoid fractures in the elderly. *J Bone Miner Res* 32:1582–1588. <https://doi.org/10.1002/jbmr.3120>
2. <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/osteoporose>
3. Blain, H. (2014). De nouvelles recommandations françaises pour la prise en charge de l'ostéoporose post-ménopausique. Que changent-elles pour les internistes? *Revue de Médecine Interne*, 35(1), 1–3. <https://doi.org/10.1016/j.revmed.2013.05.007>
4. Marshall, D., & Wedel, H. (1996). Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict Bmj00542-0020.Pdf, 312(May), 1254–1259. <https://doi.org/10.1136/bmj.312.7041.1254>
5. Jergas, M., & Genant, H. K. (1997). Clinical Investigations Spinal and Femoral DXA for the Assessment of Spinal Osteoporosis, 351–357.
6. Designs, S. (1992). Osteoporosis International Original Article Fracture Risk as Determined by Prospective and Retrospective Study Designs, 290–297.
7. C. Turner, J. Rho, R. Ashman, and S. Cowin, The dependence of elastic constants of cancellous bone upon structural density and fabric. *Trans. Orthopaed. Res. Soc.* 13, 74 (1988).
8. Haralick, R. M., & Shanmugam, K. (1973). Textural Features for Image Classification. <https://doi.org/10.1109/TSMC.1973.430931>
9. Boone, J. M., Ward, R. J., Lenchik, L., Boutin, R. D., & Weaver, A. A. (2018). Opportunistic Screening for Osteoporosis Using Computed Tomography: State of the Art and Argument for Paradigm Shift. *Current Rheumatology Reports*, 20(12). <https://doi.org/10.1007/s11926-018-0784-7>
10. Fang, J., Franconeri, A., Boos, J., Nimhuircheartaigh, J., Zhang, Z., Brook, A., & Brook, O. R. (2018). Opportunistic Bone Density Measurement on Abdomen and Pelvis Computed Tomography to Predict Fracture Risk in Women Aged 50 to 64 Years Without Osteoporosis Risk Factors. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 42(5), 798–806. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000744>
11. Bruce, R. J., & Binkley, N. (2013). Opportunistic Screening for Osteoporosis Using Abdominal Computed Tomography Scans Obtained for Other Indications NIH Public Access, 158(8), 588–595. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-158-8-201304160-00003.Opportunistic>
12. Lespessailles, É., Chappard, C., Bonnet, N., & Benhamou, C. L. (2006). Imagerie de la microarchitecture osseuse. *Revue Du Rhumatisme (Edition Francaise)*, 73(5), 435–443. <https://doi.org/10.1016/j.rhum.2005.08.004>
13. Mookiah, M. R. K., Rohrmeier, A., Dieckmeyer, M., Mei, K., Kopp, F. K., Noel, P. B., ... Subburaj, K. (2018). Feasibility of opportunistic osteoporosis screening in routine contrast-

- enhanced multi detector computed tomography (MDCT) using texture analysis. *Osteoporosis International*, 29(4), 825–835. <https://doi.org/10.1007/s00198-017-4342-3>
14. Ranjanomennahary, P., Ghalila, S. S., Malouche, D., Marchadier, A., Rachidi, M., Benhamou, C., & Chappard, C. (2011). Comparison of radiograph-based texture analysis and bone mineral density with three-dimensional microarchitecture of trabecular bone. *Medical Physics*, 38(1), 420–428. <https://doi.org/10.1118/1.3528125>
 15. Herlidou, S., Grebe, R., Grados, F., Leuyer, N., Fardellone, P., & Meyer, M. E. (2004). Influence of age and osteoporosis on calcaneus trabecular bone structure: A preliminary in vivo MRI study by quantitative texture analysis. *Magnetic Resonance Imaging*, 22(2), 237–243. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2003.07.007>
 16. Thevenot, J., Hirvasniemi, J., Pulkkinen, P., Määttä, M., Korpelainen, R., Saarakkala, S., & Jämsä, T. (2014). Assessment of Risk of Femoral Neck Fracture with Radiographic Texture Parameters: A Retrospective Study. *Radiology*, 272(1), 184–191. <https://doi.org/10.1148/radiol.14131390>
 17. Kavitha, M. S., An, S. Y., An, C. H., Huh, K. H., Yi, W. J., Heo, M. S., ... Choi, S. C. (2015). Texture analysis of mandibular cortical bone on digital dental panoramic radiographs for the diagnosis of osteoporosis in Korean women. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 119(3), 346–356. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2014.11.009>
 18. Shirvaikar, M., Huang, N., & Dong, X. N. (2016). The Measurement of Bone Quality Using Gray Level Co-Occurrence Matrix Textural Features. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 6(6), 1357–1362. <https://doi.org/10.1166/jmihi.2016.1812>
 19. Chappard, D., Chennebault, A., Moreau, M., Legrand, E., Audran, M., & Basle, M. F. (2001). Texture analysis of X-ray radiographs is a more reliable descriptor of bone loss than mineral content in a rat model of localized disuse induced by the Clostridium botulinum toxin. *Bone*, 28(1), 72–79. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(00\)00438-5](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(00)00438-5)
 20. Karunanithi, R., Ganesan, S., Panicker, T. M. R., Korath, M. P., & Jagadeesan, K. (2007). Assessment of bone mineral density by DXA and the trabecular microarchitecture of the calcaneum by texture analysis in pre- and postmenopausal women in the evaluation of osteoporosis. *Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India*, 32(4), 161–168. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.37481>
 21. E. Lespessailles & C. Gadois & I. Kousignian & J. P. Neveu & P. Fardellone & S. Kolta & C. Roux & J. P. Do-Huu & C. L. Benhamou Article, O. (2007). Clinical interest of bone texture analysis in osteoporosis : a case control multicenter study. <https://doi.org/10.1007/s00198-007-0532-8>
 22. Riggs, B. L., Offord, K. P., & Melton, L. J. (1981). Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging : relationship to spinal osteoporosis . Find the latest version : Differential Changes in Bone Mineral Density of the Appendicular and Axial Skeleton with Aging, 67(2), 328–335.
 23. Wang X, Sanyal A, Cawthon PM, Palermo L, Jekir M, Christensen J, Ensrud KE, Cummings SR, Orwoll E, Black DM, for the Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Research Group, Keaveny TM (2012) Prediction of new clinical vertebral fractures in elderly men using finite element analysis of CT scans. *J Bone Miner Res* 27:808–816. <https://doi.org/10.1002/jbmr.1539>

Vertebral trabecular bone texture analysis in opportunistic MRI and CT scan : Assessment of new OleaMedical software

F.Poullain, P. Champsaur, P. Knoepflin, T. Le Corroller, I. Hamouda, V. Pauly, D.Guenoun

Abstract

Introduction - Osteoporosis consists in a global alteration of both bone mineralization and structure. Texture parameters are to study the spatial distribution of pixel in an image, and thus could be useful for describing local bone grid heterogeneity caused by osteoporosis. The main objective of this study was to determine if the texture's parameters measured in opportunistic MRI and CT, are able to distinguish a population with vertebral osteoporotic fracture from a population with no vertebral fracture, and among all available parameters which are most useful.

Material and methods – We performed texture analysis using 1st and 2nd order parameters, including gray level co-occurrence matrix and gray level run length matrix, at the spine in routine CT and MRI exams with a OleaMedical Software. We included 60 patients retrospectively divided in 2 groups of 30: a fractured group with at least one osteoporotic L1, L2 or L3 fracture, and a control group without any osteoporotic fracture. All the patients had at least a CT scan, an MRI and DXA including the three first lumbar vertebrae.

Results - 18 1st and 2nd order parameters were significantly different between the two groups, 5 in CT and 13 in MRI, so was CT density. T score and areal bone mineral density were not significantly different in the two groups. Using MRI measures, we determined decisional algorithm with age and Joint Entropy : by choosing the thresholds of 74 years old and 8.2 for Joint entropy, we obtained an accuracy of 83.6%, a sensitivity of 88.5%, a specificity of 79.3%, a positive predictable value of 79,3% and a negative predictive value of 88,5% for the fracture risk prediction. On CT scan images, our prediction algorithm only selected Hounsfield density and age, without integrating any texture parameter. The inter observer reproductivity for the significant parameters was good, with an intra-class correlation between 0,90 and 0,98.

–Conclusions: Many texture parameters, measured on opportunistic CT and MRI, permitted to detect a population with osteoporotic vertebral fracture from a population without any vertebral fracture. We obtained more significant parameters on MRI measures compared to CT scan measures. Also, CT density combined with age permitted the best fracture risk prediction.

Keywords

Texture Spine Osteoporosis

Keypoints

- Texture parameters in opportunistic MRI and CT are to discriminate spines with osteoporotic fractured group from a group with none, while T-score is not
- Hounsfield density combined with age is a very reliable data

Abbreviations:

- Dual energy X ray absorptiometry: DXA
- Region and Volume of interest: ROI and VOI
- Areal Bone Mineral Density: ABMD
- Hounsfield Unit: HU
- Gray Level Co-occurrence Matrix: GLCM
- Gray Level Run Length Matrix: GLRLM

Introduction

Osteoporosis consists in a global pathology of the bones, different from physiological bone weakening, leading to an important reduction of bone mechanic resistance, and through it an increased fracture's risk.

It is resulting from a double alteration, a decreasing bone density mineralization, and an alteration of micro-structure, consisting in thinned, rarefied and perforated bone trabeculae.

Many osteoporosis-related fractures occur in patients who do not demonstrate osteoporosis in DXA¹. Considering the population's aging, an efficient and routinely accessible screening would be a major tool.

In 2016, around 65 years, 39% of French women are experiencing osteoporosis, according to the Inserm (National institute for Health and Medical Research). At the age of 80 and more, it reaches 70%.

377 000 new fractures connected to osteoporosis are occurring every year: 74 000 femoral neck fractures, 56 000 painful vertebral fractures, 56 000 wrist fracture, finally 191 000 on other bones. These fractures, beyond ongoing pains, are known for a major impact on morbi-mortality related to the lack of mobility, resulting in consistent health and social problems^{2,3}.

Dual energy X ray absorptiometry (DXA), exploring calcium stock, is considered the Gold standard method in the diagnostic and follow up of osteoporosis. But it is not sufficient⁴.

Areal Bone mineral density (ABMD) is a continuous variable and has been criticized as a screening measure with T-score compromise threshold of -2.5 standard deviation^{5,6}.

Is there no place for an evaluation of bone micro structure quality in clinical applications?

This parameter is largely unexplored in daily practice, and DXA's Trabecular Bone Score (TBS) is barely used.

Yet, these data concerning trabecular bone might be of interest. Turner et al. proved that combined study of mineral density and trabecular architecture would increase the appreciation of bone resistance by 90%⁷.

The development these last years of numerous technics including X microtomography, micro MRI, allowed a sharp analysis of micro organization, mostly used in the research field and *ex vivo*.

Thanks to the ongoing technical progresses, MRI and Computed Tomography scan (CT) now give us access to this micro structure in *in vivo* conditions, via textures parameters.

Image's texture corresponds to spatial distribution of tonal variations within a band, permitting the analysis of pixels spatial distribution⁸.

Lumbar MRI is the reference method for lumbo-radicular pain. This pathology is common, prevailing in an aged population, such as osteoporosis. It is also the only method that can prove the recent occurrence of a vertebral fracture. In the same way, many patients undergo computed tomography (CT) scans, for different clinical reasons, with lumbar spine in the field of acquisition, usable for opportunistic screening.

The main objective of this study is to determine if the texture's parameters measured in opportunistic MRI and CT, and radiodensity measured in opportunistic CT are able to distinguish a population with vertebral osteoporotic fracture from a population with no osteoporotic fracture.

The secondary objectives are to:

- Assess the reproducibility of the different parameters
- Determine the most discriminating parameters
- Calculate the threshold to distinguish fractured group from non-fractured group
- Combine these parameters with ABMD
- Combine these parameters with CT density

Material and methods

1. Population

Ethics approval was obtained from the local ethic committee. Our number of study was the 2019_120. Due to the retrospective nature of the study, the need for informed consent was waived. Retrieved from our local database and informatized patient file for both images and medical background, we reviewed consecutive patients who underwent DXA, MRI and CT in the time between May 2014 and January 2019.

We included the patients who had a DXA, an MRI and a CT scan in our center (APHM, Sainte Marguerite Hospital) within a delay of one year.

DXA was on at least 2 vertebrae among L1, L2, L3; CT scan was with or without the use of intravenous (IV) contrast agent and had to cover entirely L1, L2 and L3; Lumbar MRI had at least sagittal T1 acquisition.

Exclusion criteria were bone tumoral pathology (hematologic malignancies, solid tumor with bone metastasis), high energy traumatism and low-quality exams (due to arthrodesis or cementoplasty in the area of interest).

60 patients were included, divided in 2 groups regarding the presence or not of collapsed vertebrae, using the Genant semi-quantitative classification:

-One pathologic group with 30 patients presenting one or multiple osteoporotic vertebral fractures interesting L1, L2 or L3.

-One control group of 30 patients, without fracture on these vertebrae.

All patients with identified fractures were then reviewed and confirmed in consensus between 2 junior and 1 senior radiologist.

2. Regions and Volume of interest (ROI and VOI)

A Philips® MRI Ingenia 1,5 Tesla MRI was at our disposal. Our T1 spin echo protocol was: TR = 599 ms, TE = 8 ms, Time of acquisition 3 minutes and 35 seconds, Slices of 4 millimeters, FOV 325 x 325 x 66 mm.

Concerning MRI VOI, we used slices of cylinder of 4 mm thickness. The realization of strictly identical VOI between the different exams was not possible on the software. Hence, the volumes present small variations. The average volume was at least 50 mm³.

The sagittal acquisition plane was chosen for texture measurements because no systematic axial T1 was performed ^{9,10,11} (Figure 1).



Figure 1. MRI VOI in T1 Sagittal acquisition

A General Electrics® Lightspeed CT was used.

Our abdominal protocol was: Slices of 1,3mm with a 1 mm interval. Tension of 120 kV. Intensity of 550 mA (which is slightly modulated automatically by the machine for each patient). Time of acquisition 4 seconds.

Our lumbar dedicated protocol was: Slices of 1.3 mm with a 0.6 mm interval. Tension of 120 kV. Intensity of 450 mA (which is slightly modulated automatically by the machine for each patient). Time of acquisition 10 seconds¹².

We used the bone dedicated acquisition, not injected if available, taking care to avoid the posterior central vertebral venous sinus within the ROI.

Intra venous contrast agent modifies density measurements. Thus, based on the study by Fang et al.¹⁰ and on our own experiments, we applied a correction factor to the examinations performed with injection:

-20 Hounsfield Unit (HU) in L1, -20 HU in L2 and -22 HU in L3.

The absence of effect of contrast injection is well shown for first-order data by Mookiah et al.¹³, without any repercussion on the spatial distribution of voxels.

In the same study, it is shown that the cutting thickness (1, 2 and 3mm in this study) does not lead to any significant change in the values collected.

The CT ROI was obtained by manual placement of the largest possible elliptic zone in the anterior region of the vertebrae L1, L2 and L3, excluding cortical bone. The average surface was at least 20 mm². Every measure, both bone density (BD) in Hounsfield and texture, were realized on axial sections (Figure 2), for consistency with current literature¹⁰.

We didn't use any phantom for calibration, because we do not use it in clinical practice.

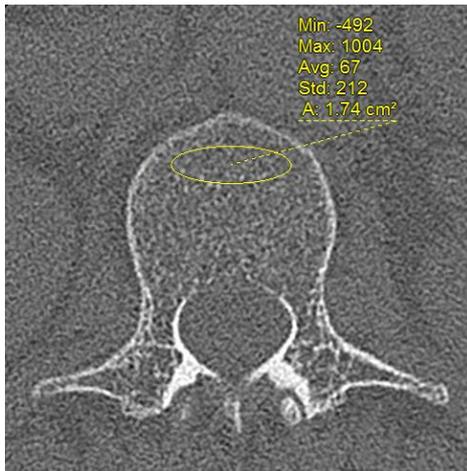


Figure 2. Tomodensitometric ROI in axial section

In the pathological group, ROI and VOI have always been placed in the anterior regions except when cortico-trabecular collapse was major. In those cases, we placed it as anterior as possible.

We performed our DXA measures on a Lunar iDXA™, and collected the T-score, Z-score and ABMD for the vertebrae L1, L2, L3 and the mean of these data from L1 to L4.

3. Textures analysis

Textures parameters have been chosen after literature analysis and consultation of the technical document provided by OLEA Medical® where the mathematical formulas are exposed (cf. annex Technical Document Texture Olea®)

We picked:

A. First order parameters: First order parameters are statistics calculated from the original image values, and do not consider pixel relationships.
We picked Energy, Entropy, Mean and Median

B. Second order parameters: Second order means they consider the relationship between groups of two pixels in the original image

- Gray Level Co-occurrence Matrix (GLCM)^{14,15,16,17,18}:

The GLCM is a tabulation of how often different combinations of pixel brightness values (grey levels) occur in an image.

A GLCM of size $N_g \times N_g$ describes the second-order joint probability function of an image region constrained by the mask and is defined as $P(i,j|\delta,\theta)$. The (i,j) th element of this matrix represents the number of times the combination of levels i and j occur in two pixels in the image, that are separated by a distance of δ pixels along angle θ . The distance δ from the center voxel is defined as the distance according to the infinity norm. For $\delta=1$, this results in 2 neighbors for each of 13 angles in 3D (26-connectivity) and for $\delta=2$ a 98-connectivity (49 unique angles).

GLCM analysis was performed on images to extract Contrast, Correlation (Corr), Joint Energy (JEnergy), Joint Entropy (JEntropy), Inverse difference moment (IDM), Maximum probability (MP), Sum average (SA), Sum of squares (SOS).

- Gray Level Run Length Matrix (GLRLM)^{19,20}:

A Gray Level Run Length Matrix (GLRLM) quantifies gray level runs, which are defined as the length in number of pixels, of consecutive pixels that have the same gray level value. In a gray level run length

matrix $P(i,j|\theta)$, the (i,j) th element describes the number of runs with gray level i and length j occur in the image (ROI) along angle θ .

We picked Short run emphasis (SRE), Long run emphasis (LRE), Gray level non uniformity (GLNU), Run length non uniformity (RLNU), Run percentage (RP), Low gray level run emphasis (LGLRE), High gray level run emphasis (HGLRE).

4. Statistical analysis

Measurements were obtained independently by 2 radiology research fellows (FP, 5 years of experience in radiology; PK, 5 years of experience in radiology) after being trained by a senior radiologist (DG, osteoarticular MCU radiologist with 9 years of post-fellowship experience). Descriptive analysis of data included frequencies' calculation, central tendency or dispersion characteristics: Mean, Median, Minimum, Maximum, Standard deviation for quantitative variables; relative frequencies and percentages for qualitative variables.

Data entry was done on Excel® and statistical analysis was performed on the SPSS® software.

To determine subgroups patients with osteoporotic fractures we used the decision tree model using the Classification And Regression Tree method (CART). This method is a machine learning model, composed of hierarchical decision rules involving optimal cutoff values that recursively split independent factors into different groups. The CART algorithm was performed on the entire sample, without splitting into a train and a test samples (because of the low number of patients involved into the study); it was based on the Gini impurity index using the `rpart` function in the `rpart` package in R. To determine what tree (and how many splits are necessary) was the most accurate given the complexity of the tree, we applied the method of "cost-complexity" pruning defining the complexity parameter (α) equal to 0.01. This complexity parameter is a measure of how much additional accuracy a split must add to the entire tree to warrant additional complexity. The accuracy, sensitivity, and specificity of the CART model were calculated using the repeated K-Fold cross validation. The patients were randomly divided into 3 folds and we repeated the process 200 times: for each repetition, we learn the model on $(K-1)$ folds $n (= 2)$, computing the error rate on the fold number K . The error rate in cross-validation is the mean of these error rates collected.

Factors introduced into this CART analysis are the following for CT: Age, Sex, Energy, Mean, Median, Sum Average, High Gray Level Run Emphasis, Hounsfield Bone Density.

Factors introduced into this CART analysis are the following for MRI were: Age, Sex, Joint Entropy, Joint Energy, Inverse Different Moment, Gray Level Non Uniformity, Low Gray Level Run Emphasis. These factors beign the most interesting ones (see below Table 1.)

The inter-observer reproducibility of several parameters was evaluated on a sample of 10 patients. It was tested on Energy, Mean, Median, Sum Average, High Gray Level Run Emphasis and Hounsfield Bone Density for CT; Joint Energy, Joint Entropy, Inverse Different Moment, Gray level Non Uniformity and Low Gray Level Run Emphasis for MRI.

Results

1. Groups description

We enumerated 23 women and 7 men in the pathological group and 22 women and 8 men in the control group.

The mean age was statistically different in the 2 groups: $74,6 \pm 12,1$ in the pathological group versus $56,1 \pm 12,1$ in the control group ($p < 0,05$).

41 over the 180 vertebras were fractured: 16 L1, 12 L2, 13 L3.

12 patients had several fractures.

The average percentage of collapse was 44% (Genant grade 1, n= 10; Genant grade 2, n= 12; Genant grade 3, n=19).

In the fractured group, 17 patients had no history of bone stock interest, 8 had inflammatory rheumatic diseases (4 of them were treated with long-term corticosteroids), 4 patients had a history of cancer without bone extension (2 breast cancers, 1 lung cancer, 1 vesical cancer), 1 patient had chronic obstructive pulmonary disease which needed long-term corticosteroids.

In the control group, 8 patients had no history of bone stock interest, 21 patients had chronic rheumatic disease (1 of them was treated with long-term corticosteroids), 1 patient had severe acute asthma requiring long-term corticosteroids, 1 patient had chronic respiratory failure also requiring long-term corticosteroids.

The high proportion of patients suffering from rheumatic diseases is explained by a central effect, with Hospital Sainte Marguerite hosting 2 rheumatologic public services.

Within the fractured group, CT acquisition protocols were heterogeneous: 20 protocols with 0.6 mm slices, 9 protocols with 1.3 mm slices without injection, 1 protocol with 1,3 mm slices and injection at a portal timing.

CT acquisition protocols were also heterogeneous in the control group: 13 protocols with 0.6 mm slices, 12 protocols with 1.3 mm slices without injection, 5 protocols with 1.3mm slices with injection at a portal timing.

The 0,6 mm slices protocol is the one we use in daily routine for lumbar exploration, hence a higher proportion in the fractured group.

In the pathological group, 4 patients did not have reliable spinal DXA data on L1 due to interpositions, excessive collapse or arthrosis rearrangements that distorted the results too significantly.

In the control group, 4 patients also did not have L1 consistent bone densitometry data.

2. Patient statistics

The mean values for pathological and control groups along with the independent t test of each parameter are shown in Table 1.

	Fracture	Mean	Standard Deviation	Minimum	Maximum	Centiles			P-value
						Q1	Mediane	Q3	
Energy-CT	No	33.4x10 ⁶	53.3x10 ⁶	13.7x10 ⁶	26.7x10 ⁷	5.3x10 ⁶	11.2x10 ⁶	39.3x10 ⁶	0.004
	Yes	16.2x10 ⁶	15.8x10 ⁶	2.68x10 ⁶	90.3x10 ⁶	3.9x10 ⁶	10.5x10 ⁶	24.0x10 ⁶	
Entropy-CT	No	5.34	0.10	4.91	5.74	5.25	5.33	5.47	0.955
	Yes	5.28	0.16	4.81	5.61	5.19	5.29	5.38	
Mean-CT	No	135.4	49.3	21.7	243.8	99.1	134.3	176.6	0.000
	Yes	88.1	62.5	-14.3	368.2	47.2	72.5	105.1	
Median-CT	No	135.8	50.7	18.2	243.5	99.6	131.4	173.9	0.000
	Yes	85.1	62.7	-30.0	358.0	45.0	71.3	105.6	
Contrast-CT	No	135.6	37.5	72.3	254.6	108.6	129.8	160.2	0.891
	Yes	134.1	50.5	27.5	276.8	97.1	133.8	163.2	
Corr-CT	No	0.36	0.18	-0.09	0.67	0.25	0.40	0.50	0.923
	Yes	0.36	0.23	-0.03	0.88	0.16	0.37	0.53	
Jenergy-CT	No	0.002	0.001	0.000	0.004	0.000	0.002	0.003	0.587
	Yes	0.002	0.001	0.001	0.012	0.002	0.002	0.003	
Jentropy-CT	No	9.10	0.70	7.57	10.20	8.54	8.89	9.81	0.393
	Yes	9.14	0.68	7.48	9.97	8.71	9.39	9.66	
IDM-CT	No	0.11	0.02	0.08	0.15	0.09	0.11	0.12	0.117
	Yes	0.11	0.03	0.06	0.23	0.09	0.11	0.13	
MP-CT	No	0.01	0.002	0.00	0.01	0.004	0.007	0.009	0.590
	Yes	0.007	0.003	0.001	0.021	0.005	0.006	0.008	
SA-CT	No	63.08	7.41	42.33	86.17	59.41	63.02	67.46	0.590
	Yes	59.87	7.73	34.56	78.79	54.44	60.88	64.60	
SOS-CT	No	109.91	28.54	61.97	224.52	89.66	105.95	126.42	0.896
	Yes	110.5	33.8	48.5	212.7	86.7	105.6	127.20	
SRE-CT	No	0.97	0.01	0.96	0.99	0.97	0.97	0.98	0.103
	Yes	0.97	0.01	0.94	0.99	0.97	0.97	0.98	
GLNU-CT	No	1.11	.027	1.05	1.18	1.09	1.11	1.13	0.074
	Yes	1.12	0.04	1.03	1.32	1.09	1.11	1.14	
RLNU-CT	No	25.22	24.84	2.97	109.28	8.36	10.62	37.91	0.869
	Yes	24.13	17.91	3.37	98.55	9.74	22.48	33.87	
RP-CT	No	0.97	0.01	0.95	0.98	0.96	0.96	0.97	0.093
	Yes	0.96	0.01	0.91	0.99	0.96	0.96	0.97	
LGLRE-CT	No	0.01	0.00	0.00	0.03	0.00	0.00	0.01	0.729
	Yes	0.006	0.005	0.001	0.032	0.003	0.005	0.007	
HGLRE-CT	No	1120.0	245.7	528.9	1973.6	977.6	1119.2	1267.7	0.009
	Yes	1023.5	241.9	439.1	1692.8	840.6	1042.0	1160.9	
Energy-MRI	No	38.3x10 ⁷	31.6x10 ⁷	0.59x10 ⁷	143.8x10 ⁷	93.6x10 ⁷	34.1x10 ⁷	57.9x10 ⁷	0.004
	Yes	24.7x10 ⁷	30.3x10 ⁷	1.88x10 ⁶	185.4x10 ⁷	5.79x10 ⁶	16.2x10 ⁷	32.9x10 ⁷	
Entropy-MRI	No	5.41	0.31	3.78	5.81	5.31	5.47	5.59	0.099
	Yes	5.33	0.29	3.94	5.77	5.26	5.41	5.52	
Mean-MRI	No	924.6	397.2	136.3	1803.5	699.5	968.8	1145.1	0.949
	Yes	921.0	352.9	103.5	2092.2	660.8	971.1	1130.4	
Mediane-MRI	No	922.7	397.9	136.3	1800.3	689.8	972.3	1140.9	0.947
	Yes	918.9	354.5	97.2	2097.7	655.4	943.9	1119.7	

Contrast-MRI	No	45.88	27.89	15.19	179.22	29.61	40.31	52.97	0.001
	Yes	62.20	36.14	14.25	223.47	37.44	52.69	76.28	
Corr-MRI	No	0.86	0.08	0.50	0.96	0.83	0.87	0.91	0.006
	Yes	0.82	0.09	0.59	0.97	0.77	0.85	0.89	
Jenergy-MRI	No	0.003	0.002	0.001	0.01	0.003	0.003	0.004	0.000
	Yes	0.005	0.003	0.000	0.010	0.004	0.005	0.006	
Jentropy-MRI	No	8.41	0.50	6.52	9.20	8.29	8.53	8.72	0.000
	Yes	7.83	0.62	6.19	9.21	7.56	7.85	8.25	
IDM-MRI	No	0.19	0.04	0.07	0.31	0.17	0.19	0.22	0.000
	Yes	0.17	0.04	0.08	0.29	0.13	0.16	0.19	
MP-MRI	No	0.013	0.004	0.01	0.03	0.01	0.011	0.015	0.001
	Yes	0.015	0.006	0.012	0.043	0.011	0.014	0.017	
SA-MRI	No	63.51	8.48	40.39	81.64	57.88	63.51	69.22	0.705
	Yes	62.95	11.11	38.78	84.09	55.49	64.36	71.23	
SOS-MRI	No	168.68	43.61	70.15	291.28	136.90	167.33	192.46	0.028
	Yes	184.37	50.71	79.92	351.13	151.96	178.97	221.62	
SRE-MRI	No	0.95	0.02	0.86	0.99	0.94	0.95	0.96	0.004
	Yes	0.97	0.01	0.96	0.99	0.97	0.97	0.98	
LRE-MRI	No	1.25	0.11	1.02	1.78	1.19	1.23	1.29	0.003
	Yes	1.20	0.09	1.07	1.54	1.14	1.19	1.24	
GLNU-MRI	No	8.91	3.24	2.15	20.83	6.68	8.61	10.79	0.000
	Yes	5.75	3.24	1.69	19.07	3.59	4.98	6.72	
RP-MRI	No	0.93	0.02	0.82	0.99	0.92	0.93	0.95	0.003
	Yes	0.94	0.02	0.86	0.98	0.93	0.95	0.96	
LGLRE-MRI	No	0.012	0.001	0.001	0.03	0.006	0.008	0.011	0.000
	Yes	0.014	0.008	0.001	0.054	0.009	0.011	0.017	
HGLRE-MRI	No	1195.6	258.3	507.9	1788.9	1027.5	1196.9	1370.2	0.677
	Yes	1213.9	323.3	525.9	1896.5	1003.5	1225.8	1449.3	
Age	No	56.1	12.3	37.0	92.5	47.0	53.5	62.0	0.000
	Yes	74.6	12.1	38.2	90.6	68.0	79.5	83.0	
ABMD	No	1.02	0.14	0.61	1.35	0.95	1.01	1.11	0.224
	Yes	0.99	0.17	0.50	1.52	0.99	1.00	1.00	
TS	No	-1.16	1.21	-4.20	1.40	-2.00	-1.00	-0.23	0.794
	Yes	-1.22	1.83	-5.20	3.20	-2.55	-1.05	0.00	
ZS	No	-0.62	1.10	-2.50	1.60	-1.68	-0.50	0.10	0.000
	Yes	0.38	1.72	-3.20	5.00	-1.00	0.20	1.30	
BD	No	148.4	45.6	42.0	230.0	118.8	150.0	186.50	0.000
	Yes	70.6	34.9	11.0	170.4	63.3	86.5	113.7	

Table 1. Mean, Standard Deviation, Minimum, Maximum, Centiles and P-value for 1st and 2nd order texture parameters, age, DXA parameters and CT Bone Density in both groups.

It shows 18 1st and 2nd orders parameters significantly different between the 2 groups (p<0.05):
-5 for CT : Energy, Mean, Median, Sum Average (SA), High Gray Level Run Emphasis (HGLRE)
-13 for MRI : Energy, Contrast, Correlation (Corr), Joint Energy (JEnergy), Joint Entropy (JEntropy), Inverse Difference Moment (IDM), Maximum Probability (MP), Sum of Squares (SOS), Short Run

Emphasis (SRE), Long Run Emphasis (LRE), Gray Level Non Uniformity (GLNU), Run Percentage (RP) and Low Gray Level Run Emphasis (LGLRE)
 MRI Joint Entropy appears as one of the most discriminant ($p < 0,001$) (Figure 3).

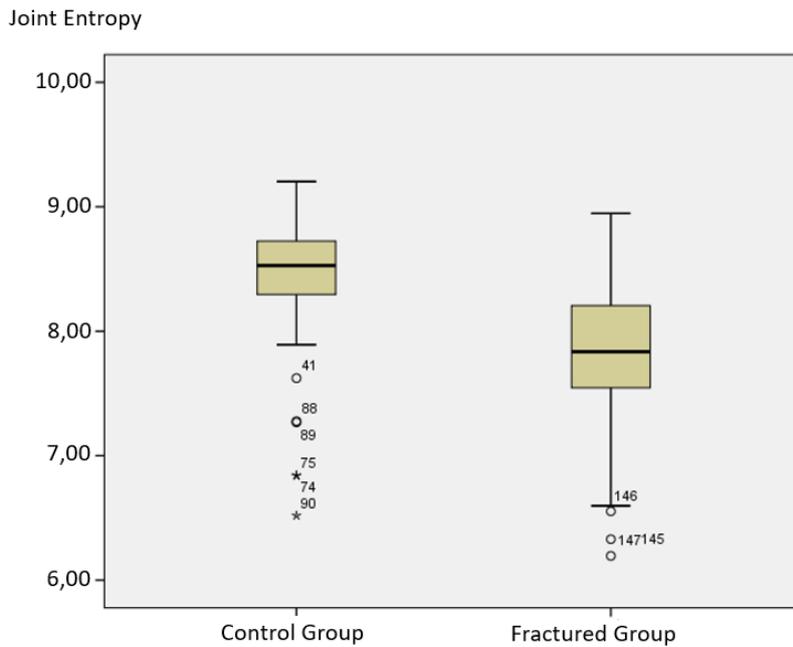


Figure 3. Statistical repartition of MRI Joint Entropy

Also, CT Hounsfield Density (Figure 4) and Z-score were significantly different ($p < 0,05$) whereas ABMD and T-score were not.

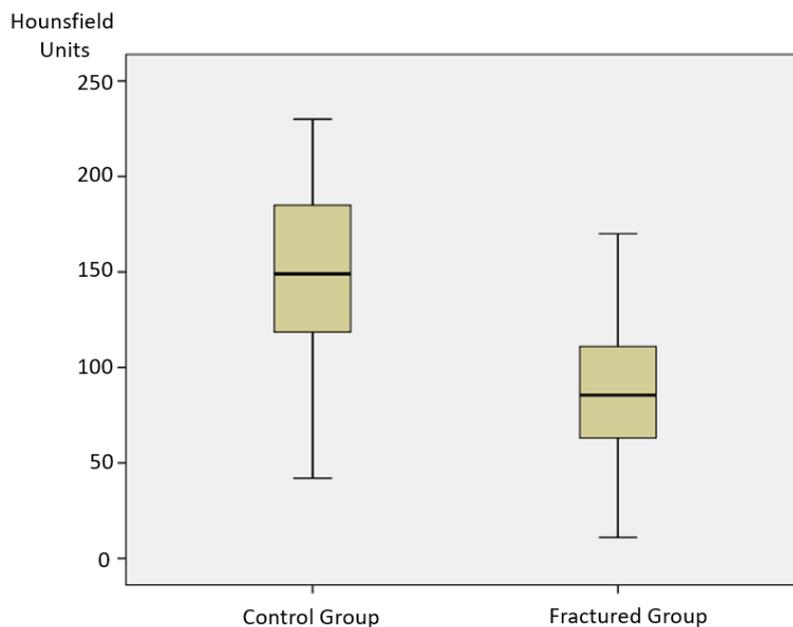


Figure 4. Statistical repartition of CT bone density

Therefore, we tried to find the most interesting algorithm of fracture prediction using alternatively only CT data, only MRI data.
 Our algorithms only used Hounsfield density and age for the CT data, without integrating any texture parameter (Figure 5).

The performances were good with an accuracy of 86.7%, a sensitivity of 89.9%, a specificity of 84.4%, a positive predictable value of 85,1% and a negative predictive value of 88,4%. We can notice that Hounsfield density only exceeds 145 for 4 vertebrae over the 86 of the fractured group.

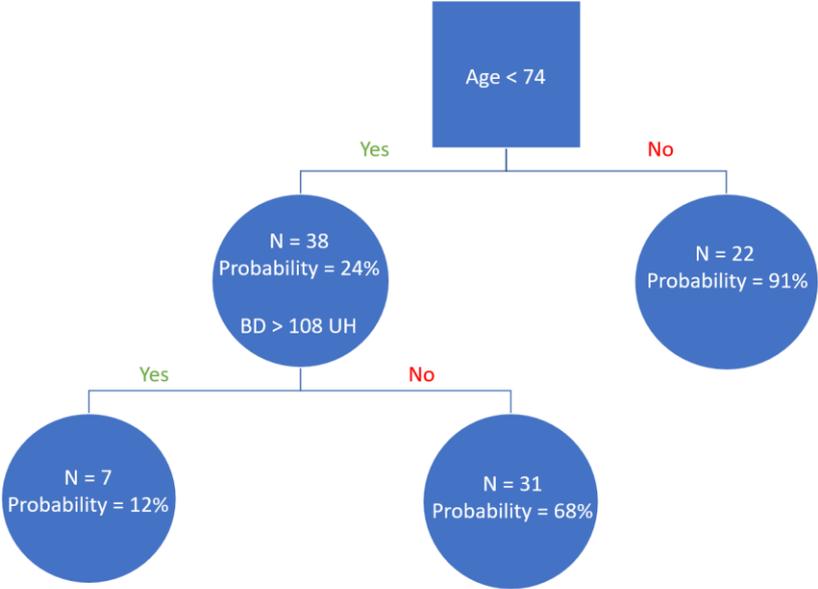


Figure 5. Probability to have a fracture according to age and Hounsfield Bone Density

Whereas in MRI, age and Joint Entropy were selected (Figure 6). Performances were comparable, with an accuracy of 83.6%, a sensitivity of 88.5%, a specificity of 79.3%, a positive predictable value of 79,3% and a negative predictive value of 88,5%.

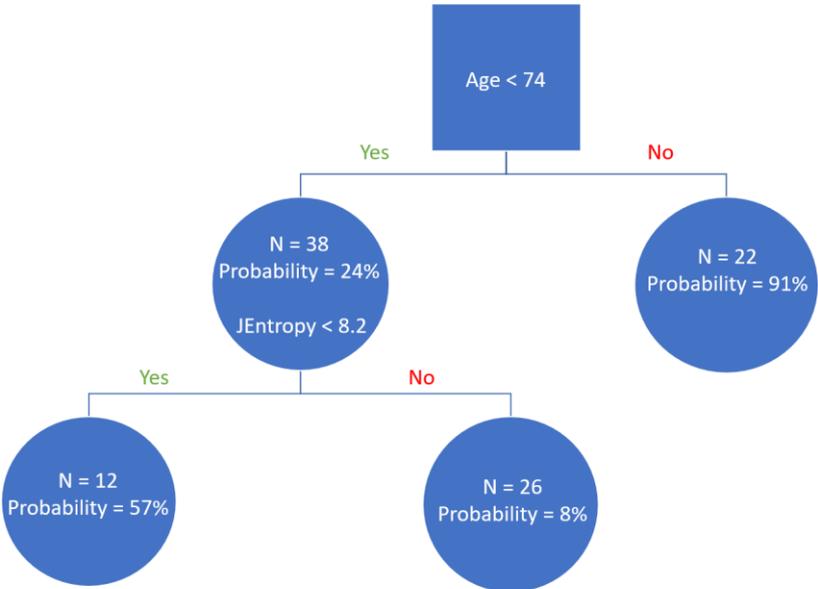


Figure 6. Probability to have a fracture according to age and MRI Joint Entropy

We were not able to create an algorithm based on ABMD and texture parameters.

The inter observer reproductivity for the significant parameters already mentioned in the statistical analysis chapter was good, with intra-class correlation (ICC) fluctuating between 0,90 and 0,98.

Discussion

Our results prove that a significant number of 1st and 2nd orders texture parameters, 5 in CT and 13 in MRI, are able to discriminate a population with vertebral fractures of osteoporotic origin and a population without such fractures. ICCs were fluctuating between 0,90 and 0,98 for these parameters.

We were able to determine decisional algorithm of fracture prediction with age and Joint Entropy in MRI: By choosing the thresholds of 74 years old and 8.2 for Joint entropy, we obtain an accuracy of 83.6%, a sensitivity of 88.5%, a specificity of 79.3%, a positive predictable value of 79,3% and a negative predictive value of 88,5%.

CT Bone Density was also very reliable, with similar numbers for thresholds around 110 UH and 74 years. On the contrary we were not able to find decisional thresholds for texture parameters in CT.

Our 3 dimensions approach on opportunistic CT and MRI images is not for the moment very well represented in the literature. Until now, most of studies concerning texture parameters were focusing on 2 dimensions imageries, with very good results. For exemple Lespessailles et al.²¹ demonstrated that even after adjustment for ABMD the texture parameters permitted to separate osteoporotic fracture cases from controls, which is consistent with our results.

T-score and ABMD were not able to distinguish the two groups, pointing out the known insufficiency of DXA. Nevertheless, Z-score was significantly different, reminding that one of the limitations of our study was the important difference of age between the fractured and the control group. It appears in contradiction with Riggs et al.²² who find a lower ABMD for osteoporotic patients compared to a healthy group.

Hounsfield density exceeds 145 only for 4 vertebrae over the 86 of the fractured group.

It seems consistent with Fang et al.¹⁰ study highlighting that a 150 HU threshold on a single measurement in L5 provides a sensibility of 70% and a specificity of 77%. It rises respectively to 90% and 43% for a 180 HU threshold in L4.

Our study may have a lack of statistical power, with only 60 patients included. Also, we had a difference of mean age of 18,5 years, explained by the late occurrence of vertebral osteoporotic fractures, the lack of pain when fractures occur and our non-age matching protocol.

We can underly too that a strict and reproducible vertebral area is to be studied. Based on our experience, 1st and 2nd order parameters are very influenced by small local displacement of VOIs, probably reflecting the local heterogeneity of the vertebral trabecular organization. The question of the best region for positioning the VOI for evaluation is still opened.

The same applies to size and shape of our VOI as slice of cylinder. Our back thought was to make it affordable in daily practice, but a larger volume may be more reliable. In the future, artificial intelligence softwares' might be in charge of positioning the ROI/ VOI, improving reproducibility and freeing up time for the radiologist to interpret the exam.

Further prospective studies will be required to determine if texture parameters are able to detect bone grid heterogeneity before the occurrence of a fracture, providing the opportunity to treat patients earlier and prevent these fractures. It may be of interest to verify the efficiency of anti-osteoporotic treatments too. The best parameters or combination of parameters are still to be determined, maybe even using different clusters depending on the clinical situation.

As a conclusion, our study appears promising with confirmed interests in CT/ MRI texture parameters such as Joint Entropy, and in Hounsfield Bone Density.

Even so, the key for reliable prediction of fracture risk in osteoporosis will probably be the result of a combination of elements such as ABMD, other features of the vertebrae (Hounsfield density, textures parameters) and clinical evaluation (mainly with the risk of falling)²³.

Acknowledgments

Olea Medical

References

24. Kaesmacher J, Schweizer C, Valentinitsch A, Baum T, Rienmüller A, Meyer B, Kirschke JS, Ryang YM (2017) Osteoporosis is the most important risk factor for odontoid fractures in the elderly. *J Bone Miner Res* 32:1582–1588. <https://doi.org/10.1002/jbmr.3120>
25. <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/osteoporose>
26. Blain, H. (2014). De nouvelles recommandations françaises pour la prise en charge de l'ostéoporose post-ménopausique. Que changent-elles pour les internistes? *Revue de Médecine Interne*, 35(1), 1–3. <https://doi.org/10.1016/j.revmed.2013.05.007>
27. Marshall, D., & Wedel, H. (1996). Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict Bmj00542-0020.Pdf, 312(May), 1254–1259. <https://doi.org/10.1136/bmj.312.7041.1254>
28. Jergas, M., & Genant, H. K. (1997). Clinical Investigations Spinal and Femoral DXA for the Assessment of Spinal Osteoporosis, 351–357.
29. Designs, S. (1992). Osteoporosis International Original Article Fracture Risk as Determined by Prospective and Retrospective Study Designs, 290–297.
30. C. Turner, J. Rho, R. Ashman, and S. Cowin, The dependence of elastic constants of cancellous bone upon structural density and fabric. *Trans. Orthopaed. Res. Soc.* 13, 74 (1988).
31. Haralick, R. M., & Shanmugam, K. (1973). Textural Features for Image Classification. <https://doi.org/10.1109/TSMC.1973.430931>
32. Boone, J. M., Ward, R. J., Lenchik, L., Boutin, R. D., & Weaver, A. A. (2018). Opportunistic Screening for Osteoporosis Using Computed Tomography: State of the Art and Argument for Paradigm Shift. *Current Rheumatology Reports*, 20(12). <https://doi.org/10.1007/s11926-018-0784-7>
33. Fang, J., Franconeri, A., Boos, J., Nimhurchearthaigh, J., Zhang, Z., Brook, A., & Brook, O. R. (2018). Opportunistic Bone Density Measurement on Abdomen and Pelvis Computed Tomography to Predict Fracture Risk in Women Aged 50 to 64 Years Without Osteoporosis Risk Factors. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 42(5), 798–806. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000744>
34. Bruce, R. J., & Binkley, N. (2013). Opportunistic Screening for Osteoporosis Using Abdominal Computed Tomography Scans Obtained for Other Indications NIH Public Access, 158(8), 588–595. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-158-8-201304160-00003.Opportunistic>
35. Lespessailles, É., Chappard, C., Bonnet, N., & Benhamou, C. L. (2006). Imagerie de la microarchitecture osseuse. *Revue Du Rhumatisme (Edition Française)*, 73(5), 435–443. <https://doi.org/10.1016/j.rhum.2005.08.004>
36. Mookiah, M. R. K., Rohrmeier, A., Dieckmeyer, M., Mei, K., Kopp, F. K., Noel, P. B., ... Subburaj, K. (2018). Feasibility of opportunistic osteoporosis screening in routine contrast-enhanced multi detector computed tomography (MDCT) using texture analysis. *Osteoporosis International*, 29(4), 825–835. <https://doi.org/10.1007/s00198-017-4342-3>
37. Ranjanomennahary, P., Ghalila, S. S., Malouche, D., Marchadier, A., Rachidi, M., Benhamou, C., & Chappard, C. (2011). Comparison of radiograph-based texture analysis and bone mineral density with three-dimensional microarchitecture of trabecular bone. *Medical Physics*, 38(1), 420–428. <https://doi.org/10.1118/1.3528125>

38. Herlidou, S., Grebe, R., Grados, F., Leuyer, N., Fardellone, P., & Meyer, M. E. (2004). Influence of age and osteoporosis on calcaneus trabecular bone structure: A preliminary in vivo MRI study by quantitative texture analysis. *Magnetic Resonance Imaging*, 22(2), 237–243. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2003.07.007>
39. Thevenot, J., Hirvasniemi, J., Pulkkinen, P., Määttä, M., Korpelainen, R., Saarakkala, S., & Jämsä, T. (2014). Assessment of Risk of Femoral Neck Fracture with Radiographic Texture Parameters: A Retrospective Study. *Radiology*, 272(1), 184–191. <https://doi.org/10.1148/radiol.14131390>
40. Kavitha, M. S., An, S. Y., An, C. H., Huh, K. H., Yi, W. J., Heo, M. S., ... Choi, S. C. (2015). Texture analysis of mandibular cortical bone on digital dental panoramic radiographs for the diagnosis of osteoporosis in Korean women. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 119(3), 346–356. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2014.11.009>
41. Shirvaikar, M., Huang, N., & Dong, X. N. (2016). The Measurement of Bone Quality Using Gray Level Co-Occurrence Matrix Textural Features. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 6(6), 1357–1362. <https://doi.org/10.1166/jmihi.2016.1812>
42. Chappard, D., Chennebault, A., Moreau, M., Legrand, E., Audran, M., & Basle, M. F. (2001). Texture analysis of X-ray radiographs is a more reliable descriptor of bone loss than mineral content in a rat model of localized disuse induced by the Clostridium botulinum toxin. *Bone*, 28(1), 72–79. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(00\)00438-5](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(00)00438-5)
43. Karunanithi, R., Ganesan, S., Panicker, T. M. R., Korath, M. P., & Jagadeesan, K. (2007). Assessment of bone mineral density by DXA and the trabecular microarchitecture of the calcaneum by texture analysis in pre- and postmenopausal women in the evaluation of osteoporosis. *Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India*, 32(4), 161–168. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.37481>
44. E. Lespessailles & C. Gadois & I. Kousignian & J. P. Neveu & P. Fardellone & S. Kolta & C. Roux & J. P. Do-Huu & C. L. Benhamou Article, O. (2007). Clinical interest of bone texture analysis in osteoporosis : a case control multicenter study. <https://doi.org/10.1007/s00198-007-0532-8>
45. Riggs, B. L., Offord, K. P., & Melton, L. J. (1981). Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging : relationship to spinal osteoporosis . Find the latest version : Differential Changes in Bone Mineral Density of the Appendicular and Axial Skeleton with Aging, 67(2), 328–335.
46. Wang X, Sanyal A, Cawthon PM, Palermo L, Jekir M, Christensen J, Ensrud KE, Cummings SR, Orwoll E, Black DM, for the Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Research Group, Keaveny TM (2012) Prediction of new clinical vertebral fractures in elderly men using finite element analysis of CT scans. *J Bone Miner Res* 27:808–816. <https://doi.org/10.1002/jbmr.1539>

Figure and tables

- Table 1. Mean, Standard Deviation, Minimum, Maximum, Centiles and P-value for 1st and 2nd order texture parameters, age, DXA parameters and CT Bone Density in both groups.
- Figure 1. MRI VOI in sagittal T1 acquisition
- Figure 2. Tomodensitometric ROI in axial section
- Figure 3. Statistical repartition of the MRI Joint Entropy
- Figure 4. Statistical repartition of the CT Bone Density
- Figure 5. Probability to have a fracture according to age and Hounsfield Bone Density
- Figure 6. Probability to have a fracture according to age and MRI Joint Entropy

No conflict of interest

ANNEXE

A propos des paramètres de texture

Il existe 2 approches à l'analyse de texture.

-D'une part, l'analyse structurée qui définit les textures comme une série de texels répétée de façon régulière sur un échantillon. Le texel est le plus petit élément d'une [texture](#) appliquée à une surface. Texel vient de l'anglais « texture element ».

La différence entre le pixel et le texel est que ce dernier peut occuper la place de plusieurs pixels de l'image rendue à l'écran ou bien être de taille inférieure au pixel.

Cette approche est particulièrement efficace dans les analyses de textures artificielles et ne sera pas utile dans le cadre de nos travaux.

-D'autre part, l'approche statistique définit la texture comme une mesure quantitative de l'arrangement de l'intensité dans une région.

La texture de l'image est définie comme un motif visuel complexe à l'intérieur d'une image qui consiste en des sous-motifs plus simples avec des caractéristiques qui peuvent être évaluées par une analyse quantitative.

L'analyse de texture a déjà été appliquée à l'imagerie d'autres régions du corps comme le foie, le cerveau, le cartilage et les tumeurs.

Malgré l'utilisation croissante de l'analyse de texture dans la recherche en radiologie, relativement peu d'études in vivo utilisent l'analyse de texture appliquée aux images CT et MRI pour différencier la densité osseuse normale de celle de l'ostéoporose.

A. Indices de 1^{er} ordre

Ces paramètres étudient la distribution de l'intensité des voxels dans la région étudiée. Ce sont des valeurs statistiques calculées à partir des données brutes de la région d'intérêt. Elles ne prennent pas en compte les relations entre les voxels (à la différence des indices de second ordre).

Pour cela nous utiliserons les variables :

-X : Nombre de voxels inclus dans la région d'intérêt (ROI)

-Ng : Nombre de valeurs non nulles, espacées de manière égale par rapport à 0 dans un intervalle pré défini

-P(i) : Histogramme de 1^{er} ordre obtenu avec Ng niveau d'intensité

-p(i) : Histogramme de 1^{er} ordre normalisé, égal à P(i)/Ng

1. Energie

$$energy = \sum_{i=1}^{N_p} (\mathbf{X}(i) + c)^2$$

L'énergie est une mesure de l'amplitude de variation des voxels dans l'image.

« c » étant une variable additionnelle se définissant comme l'amplitude de changement du voxel (voxel array shift) afin que les valeurs de densité les plus faibles ne contribuent que peu au calcul de l'énergie.

2. Entropie

$$entropy = - \sum_{i=1}^{N_g} p(i) \log_2 (p(i) + \epsilon)$$

L'entropie rend compte du caractère aléatoire des valeurs de l'image. Elle mesure la quantité d'information moyenne requise pour encoder les données de l'image.

ϵ est un petit nombre positif choisi arbitrairement ($2,2 \times 10^{-16}$).

3. Moyenne

$$mean = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} X(i)$$

Le niveau d'intensité moyen du ROI.

4. Médiane

Valeurs séparant les valeurs les plus hautes des plus basses en 2 parties égales.

B. Paramètres de Matrice de co-occurrence des niveaux de gris

Ce sont des paramètres de second ordre. Donc ils permettent d'étudier les relations entre des groupes de 2 voxels du ROI¹.

La matrice de co-occurrence correspond à un tableau dont les valeurs représentent le nombre de fois qu'une combinaison de deux voxels apparaît dans le ROI.

Une combinaison est définie par une certaine distance séparant les deux voxels et par un certain angle.

Par exemple, le nombre de fois que la valeur X se trouve à côté de la valeur Y à une distance d et selon un angle θ .

Le logiciel est programmé par défaut pour réaliser des matrices dites symétriques, c'est-à-dire que l'on va comptabiliser toutes les combinaisons avec un voxel Y à côté d'un voxel X, que le voxel Y soit d'un côté ou de l'autre de X (dans la même direction, par exemple horizontal, soit XY ou YX).

Si on prend cet exemple de ROI de côté 5x5 avec 5 valeurs possibles :

$$I = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 5 & 2 & 3 \\ 3 & 2 & 1 & 3 & 1 \\ 1 & 3 & 5 & 5 & 2 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 2 \\ 1 & 2 & 4 & 3 & 5 \end{bmatrix}$$

La matrice de co-occurrence symétrique sera :

$$P = \begin{bmatrix} 6 & 4 & 3 & 0 & 0 \\ 4 & 0 & 2 & 1 & 3 \\ 3 & 2 & 0 & 1 & 2 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 3 & 2 & 0 & 2 \end{bmatrix}$$

Dans cet exemple, les valeurs 4 correspondent au nombre de fois que la combinaison 1-2 ou 2-1 apparait dans le ROI. La matrice est symétrique selon la diagonale droite/gauche orientée vers le bas. Par défaut, le logiciel calcul les paramètres sur tous les angles possibles puis rend comme résultat la moyenne de ces derniers.

Le logiciel va faire les calculs des paramètres avec des matrices « normalisée », c'est-à-dire que les valeurs trouvées vont être divisées par le nombre total de valeur dans la matrice (dans l'exemple ci-dessus, divisée par 40).

Les calculs de textures sont plus souvent réalisés sur matrice symétriques.

Historiquement, Haralick et al ont décrit en 1973, 14 paramètres de textures basés sur la matrice de co-occurrence : angular second moment, contrast, correlation, sum of square (variance), inverse different moment, sum average, sum variance, sum entropy, entropy, difference variance, difference entropy, information measures of correlation (2 types) et maximal correlation coefficient.²

On considère que :

-i et j sont les intensités des voxels de l'image

-P(i,j) est la matrice de cooccurrence normalisée

-Ng est le nombre de valeurs d'intensité de gris dans l'image

$$p_x(i) = \sum_{j=1}^{N_g} P(i, j) \quad \text{étant les probabilités des lignes (marginal row probabilities)}$$

$$p_y(j) = \sum_{i=1}^{N_g} P(i, j) \quad \text{étant les probabilités des colonnes (marginal column probabilities)}$$

- μ_x étant la moyenne des niveaux de gris de p_x , défini comme

$$\mu_x = \sum_{i=1}^{N_g} p_x(i) i$$

- μ_y étant la moyenne des niveaux de gris de p_y , défini comme

$$\mu_y = \sum_{j=1}^{N_g} p_y(j) j$$

- σ_x étant la déviation standard de p_x

Les paramètres de matrice de cooccurrence choisis sont :

1. Contrast

$$contrast = \sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} (i - j)^2 p(i, j)$$

C'est une mesure de la variation locale d'intensité, en « favorisant » les valeurs éloignées de la diagonale (où les paires de voxels ont les mêmes valeurs).

Une valeur élevée rend compte d'une grande disparité d'intensité entre les voxels voisins.

2. Correlation

$$correlation = \frac{\sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} p(i, j)ij - \mu_x \mu_y}{\sigma_x(i) \sigma_y(j)}$$

C'est une valeur entre 0 (pas de corrélation) et 1 (parfaitement corrélé). Cela mesure la dépendance linéaire des valeurs de gris des voxels voisins.

Une corrélation élevée indique que les valeurs de voxels sont hautement reliées par une relation linéaire.

Ce n'est pas le même genre de calcul que pour les autres paramètres de cooccurrence et cela va donc donner une information assez différente.

3. Joint Energy = angular second moment

$$joint\ energy = \sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} (p(i, j))^2$$

L'énergie reflète la présence de motifs homogènes dans l'image. Elle rend compte de l'arrangement de l'image. Une haute valeur correspond à une image ordonnée.

4. Joint entropy

$$joint\ entropy = \sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} p(i, j) \log_2(p(i, j) + \epsilon)$$

C'est une mesure de la variabilité des intensités de valeurs voisines.

Cela renseigne sur le niveau de « désordre » de l'image. C'est un équivalent d'opposé à l'énergie.

5. Inverse difference moment = homogeneity

$$IDM = \sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} \frac{p(i, j)}{1 + |i - j|^2}$$

C'est une mesure de l'homogénéité locale. C'est un équivalent d'inverse de contraste. On va privilégier les valeurs proches de la diagonale (paires de voxels ayant les mêmes valeurs).

6. Sum average

$$sum\ average = \sum_{k=2}^{2N_g} p_{x+y}(k)k$$

Mesure la relation entre les occurrences de paires avec des faibles valeurs et les occurrences de paires avec de hautes valeurs.

7. Maximum probability

$$\text{maximum probability} = \max (p(i,j))$$

8. Sum of square = Variance

$$\text{sum squares} = \sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} (i - \mu_x)^2 p(i, j)$$

Mesure la distribution des paires de voxels autour de la moyenne des valeurs dans la matrice.

Les paramètres de textures sont un reflet indirect de la microarchitecture osseuse.

Ranjanomennahary et al. ont montré une bonne corrélation entre certains paramètres (entropy, homogeneity, angular second moment et maximum probability) et les paramètres de microarchitecture.¹

Tout comme Apostol et al, ont montré une bonne corrélation entre difference variance et maximal probability et certains paramètres de microarchitecture⁵.

Dans la littérature, les paramètres de textures basés sur la matrice de cooccurrence les plus souvent utilisés sont :

Contrast, entropy, energy, correlation, homogeneity, maximum probability, variance, sum average^{3,4,5,6,7}.

C. Gray Level Run Length Matrix (GLRLM) Features

Ces paramètres définissent la longueur de niveau de gris des pixels consécutifs présentant le même niveau de gris. Elle est mesurée en nombre de pixels.

Plusieurs articles font mention de ces différents paramètres, comme dans les études de Chappard⁸ et al. et Karunanithi et al.⁹ où les paramètres retenus sont :

The short run emphasis, the long run emphasis, the gray level non uniformity, the run length non uniformity, the run percentage, the low gray level run emphasis, the high gray level run emphasis.

1. The short run emphasis

$$SRE = \frac{\sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} \frac{P(i, j|\theta)}{j^2}}{N_z(\theta)}$$

Il s'agit d'une mesure de la distribution des courtes distances.

Au plus cet indice est grand, au plus les distances seront petites.

Ce paramètre a été retrouvé significativement plus bas chez les patients présentant une fracture vertébrale, d'après Lespessailles et al.¹⁰

2. The long run emphasis

$$LRE = \frac{\sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_g} P(i, j|\theta) j^2}{N_z(\theta)}$$

C'est une mesure de la distribution des longues distances.

3. The gray level non uniformity

$$GLN = \frac{\sum_{i=1}^{N_g} \left(\sum_{j=1}^{N_r} P(i, j | \theta) \right)^2}{N_z(\theta)}$$

Elle mesure la similarité des valeurs de gris au sein de l'image.

Une valeur élevée signifiera une plus grande similarité de valeurs d'intensité de gris.

4. The run length non uniformity

$$RLN = \frac{\sum_{j=1}^{N_r} \left(\sum_{i=1}^{N_g} P(i, j | \theta) \right)^2}{N_z(\theta)}$$

Elle mesure la similarité des distances au sein de l'image.

Une valeur basse marquera l'homogénéité des distances.

5. The run percentage

$$RP = \frac{N_z(\theta)}{N_p}$$

Elle mesure la rugosité de la texture, en prenant le ratio du nombre de runs et du nombre de voxel dans l'image.

6. The low gray level run emphasis

$$LGLRE = \frac{\sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_r} \frac{P(i, j | \theta)}{i^2}}{N_z(\theta)}$$

Elle mesure la distribution des basses valeurs de gris.

Un chiffre élevé indique une plus grande concentration de basses valeurs de gris au sein de l'image.

7. The high gray level run emphasis

$$HGLRE = \frac{\sum_{i=1}^{N_g} \sum_{j=1}^{N_r} P(i, j | \theta) i^2}{N_z(\theta)}$$

Elle mesure la distribution des hautes valeurs de gris.

Un chiffre élevé indique une plus grande concentration de hautes valeurs de gris au sein de l'image.

SERMENT D'HIPPOCRATE

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.