



HAL
open science

Fractures des plateaux tibiaux : tomosynthèse versus scanner

Anne-Sophie Bertrand

► **To cite this version:**

Anne-Sophie Bertrand. Fractures des plateaux tibiaux : tomosynthèse versus scanner. Médecine humaine et pathologie. 2013. dumas-00905338

HAL Id: dumas-00905338

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00905338>

Submitted on 18 Nov 2013

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.

**THESE POUR LE DOCTORAT EN
MEDECINE**

(Diplôme d'état)

PAR

BERTRAND ANNE-SOPHIE

Née le 01 février 1986 à Barentin

Présentée et soutenue publiquement le 24 septembre 2013

**FRACTURES DES PLATEAUX
TIBIAUX: TOMOSYNTHESE
VERSUS SCANNER**

Président du jury : M. le Professeur J-N DACHER

Directeur de thèse : M. le Docteur P. MICHELIN

Membres du jury : Mme. La Professeur C SAVOYE-COLLET

M. le Professeur F. DUJARDIN

M. le Docteur E. FOULONGNE

ANNEE UNIVERSITAIRE 2012 - 2013
U.F.R. DE MEDECINE-PHARMACIE DE ROUEN

DOYEN : **Professeur Pierre FREGER**

ASSESEURS : **Professeur Michel GUERBET**
Professeur Benoit VEBER
Professeur Pascal JOLY
Professeur Bernard PROUST

DOYENS HONORAIRES : **Professeurs J. BORDE - Ph. LAURET - H. PIGUET – C. THUILLEZ**

PROFESSEURS HONORAIRES : **MM. M-P AUGUSTIN - J. ANDRIEU-GUITRANCOURT - M. BENOZIO-
J. BORDE - Ph. BRASSEUR - R. COLIN - E. COMOY - J. DALION -
DESHAYES - C. FESSARD – J.P. FILLASTRE - P. FRIGOT - J. GARNIER -
J. HEMET - B. HILLEMAND - G. HUMBERT - J.M. JOUANY - R.
LAUMONIER – Ph. LAURET - M. LE FUR – J.P. LEMERCIER - J.P.
LEMOINE - M^{le} MAGARD - MM. B. MAITROT - M. MAISONNET - F.
MATRAY - P. MITROFANOFF - Mme A. M. ORECCHIONI - P. PASQUIS -
H. PIGUET - M. SAMSON – Mme SAMSON-DOLLFUS – J.C. SCHRUB -
R. SOYER - B. TARDIF - TESTART - J.M. THOMINE – C. THUILLEZ -
P. TRON - C. WINCKLER - L.M. WOLF**

I - MEDECINE

PROFESSEURS

M. Frédéric ANSELME	HCN	Cardiologie
Mme Isabelle AUQUIT AUCKBUR	HCN	Chirurgie Plastique
M. Bruno BACHY	HCN	Chirurgie pédiatrique
M. Fabrice BAUER	HCN	Cardiologie
Mme Soumeya BEKRI	HCN	Biochimie et Biologie Moléculaire
M. Jacques BENICHOU	HCN	Biostatistiques et informatique médicale
M. Jean-Paul BESSOU	HCN	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
Mme Françoise BEURET-BLANQUART	CRMPR	Médecine physique et de réadaptation
M. Guy BONMARCHAND	HCN	Réanimation médicale
M. Olivier BOYER	UFR	Immunologie
M. Jean-François CAILLARD (Surnombre)	HCN	Médecine et santé au Travail
M. François CARON	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
M. Philippe CHASSAGNE	HB	Médecine interne (Gériatrie)
M. Vincent COMPERE	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale

M. Alain CRIBIER (<i>Surnombre</i>)	HCN	Cardiologie
M. Antoine CUVELIER	HB	Pneumologie
M. Pierre CZERNICHOW	HCH	Epidémiologie, économie de la santé
M. Jean - Nicolas DACHER	HCN	Radiologie et Imagerie Médicale
M. Stéfan DARMONI communication	HCN	Informatique Médicale/Techniques de
M. Pierre DECHELOTTE	HCN	Nutrition
Mme Danièle DEHESDIN	HCN	Oto-Rhino-Laryngologie
M. Jean DOUCET	HB	Thérapeutique/Médecine – Interne - Gériatrie.
M. Bernard DUBRAY	CB	Radiothérapie
M. Philippe DUCROTTE	HCN	Hépto – Gastro - Entérologie
M. Frank DUJARDIN	HCN	Chirurgie Orthopédique - Traumatologique
M. Fabrice DUPARC Traumatologique	HCN	Anatomie - Chirurgie Orthopédique et
M. Bertrand DUREUIL	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
Mle Hélène ELTCHANINOFF	HCN	Cardiologie
M. Thierry FREBOURG	UFR	Génétique
M. Pierre FREGER	HCN	Anatomie/Neurochirurgie
M. Jean François GEHANNO	HCN	Médecine et Santé au Travail
M. Emmanuel GERARDIN	HCN	Imagerie Médicale
Mme Priscille GERARDIN	HCN	Pédopsychiatrie
M. Michel GODIN	HB	Néphrologie
M. Philippe GRISE	HCN	Urologie
M. Didier HANNEQUIN	HCN	Neurologie
M. Fabrice JARDIN	CB	Hématologie
M. Luc-Marie JOLY	HCN	Médecine d'urgence
M. Pascal JOLY	HCN	Dermato - vénéréologie
M. Jean-Marc KUHN	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
Mme Annie LAQUERRIERE	HCN	Anatomie cytologie pathologiques
M. Vincent LAUDENBACH	HCN	Anesthésie et réanimation chirurgicale
M. Joël LECHEVALLIER	HCN	Chirurgie infantile
M. Hervé LEFEBVRE	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
M. Thierry LEQUERRE	HB	Rhumatologie
M. Eric LEREBOURS	HCN	Nutrition
Mle Anne-Marie LEROI	HCN	Physiologie
M. Hervé LEVESQUE	HB	Médecine interne
Mme Agnès LIARD-ZMUDA	HCN	Chirurgie Infantile
M. Pierre Yves LITZLER	HCN	Chirurgie Cardiaque
M. Bertrand MACE	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique
M. Eric MALLET (<i>Surnombre</i>)	HCN	Pédiatrie

M. Christophe MARGUET	HCN	Pédiatrie
Mlle Isabelle MARIE	HB	Médecine Interne
M. Jean-Paul MARIE	HCN	ORL
M. Loïc MARPEAU	HCN	Gynécologie - obstétrique
M. Stéphane MARRET	HCN	Pédiatrie
Mme Véronique MERLE	HCN	Epidémiologie
M. Pierre MICHEL	HCN	Hépatologie - Gastro - Entérologie
M. Francis MICHOT	HCN	Chirurgie digestive
M. Bruno MIHOUT (<i>Surnombre</i>)	HCN	Neurologie
M. Jean-François MUIR	HB	Pneumologie
M. Marc MURAINÉ	HCN	Ophthalmologie
M. Philippe MUSETTE	HCN	Dermatologie - Vénérologie
M. Christophe PEILLON	HCN	Chirurgie générale
M. Jean-Marc PERON	HCN	Stomatologie et chirurgie maxillo-faciale
M. Christian PFISTER	HCN	Urologie
M. Jean-Christophe PLANTIER	HCN	Bactériologie - Virologie
M. Didier PLISSONNIER	HCN	Chirurgie vasculaire
M. Bernard PROUST	HCN	Médecine légale
M. François PROUST	HCN	Neurochirurgie
Mme Nathalie RIVES	HCN	Biologie et méd. du dévelop. et de la reprod.
M. Jean-Christophe RICHARD (<i>Mise en dispo</i>)	HCN	Réanimation Médicale, Médecine d'urgence
M. Horace ROMAN	HCN	Gynécologie Obstétrique
M. Jean-Christophe SABOURIN	HCN	Anatomie – Pathologie
M. Guillaume SAVOYE	HCN	Hépatologie – Gastro
Mme Céline SAVOYE – COLLET	HCN	Imagerie Médicale
M. Michel SCOTTE	HCN	Chirurgie digestive
Mme Fabienne TAMION	HCN	Thérapeutique
Mlle Florence THIBAUT	HCN	Psychiatrie d'adultes
M. Luc THIBERVILLE	HCN	Pneumologie
M. Christian THUILLEZ	HB	Pharmacologie
M. Hervé TILLY	CB	Hématologie et transfusion
M. François TRON (<i>Surnombre</i>)	UFR	Immunologie
M. Jean-Jacques TUECH	HCN	Chirurgie digestive
M. Jean-Pierre VANNIER	HCN	Pédiatrie génétique
M. Benoît VEBER	HCN	Anesthésiologie Réanimation chirurgicale
M. Pierre VERA	C.B	Biophysique et traitement de l'image
M. Eric VERIN	CRMPR	Médecine physique et de réadaptation
M. Eric VERSPYCK	HCN	Gynécologie obstétrique
M. Olivier VITTECOQ	HB	Rhumatologie
M. Jacques WEBER	HCN	Physiologie

MAITRES DE CONFERENCES

Mme Noëlle BARBIER-FREBOURG	HCN	Bactériologie – Virologie
M. Jeremy BELLIEN	HCN	Pharmacologie
Mme Carole BRASSE LAGNEL	HCN	Biochimie
Mme Mireille CASTANET	HCN	Pédiatrie
M. Gérard BUCHONNET	HCN	Hématologie
Mme Nathalie CHASTAN	HCN	Physiologie
Mme Sophie CLAEYSSSENS	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
M. Moïse COEFFIER	HCN	Nutrition
M. Manuel ETIENNE	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
M. Guillaume GOURCEROL	HCN	Physiologie
Mme Catherine HAAS-HUBSCHER	HCN	Anesthésie - Réanimation chirurgicale
M. Serge JACQUOT	UFR	Immunologie
M. Joël LADNER	HCN	Epidémiologie, économie de la santé
M. Jean-Baptiste LATOUCHE	UFR	Biologie Cellulaire
Mme Lucie MARECHAL-GUYANT	HCN	Neurologie
M. Thomas MOUREZ	HCN	Bactériologie
M. Jean-François MENARD	HCN	Biophysique
Mme Muriel QUILLARD	HCN	Biochimie et Biologie moléculaire
M. Vincent RICHARD	UFR	Pharmacologie
M. Francis ROUSSEL	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique
Mme Pascale SAUGIER-VEBER	HCN	Génétique
Mme Anne-Claire TOBENAS-DUJARDIN	HCN	Anatomie

PROFESSEUR AGREGE OU CERTIFIE

Mme Dominique LANIEZ	UFR	Anglais
Mme Cristina BADULESCU	UFR	Communication

II - PHARMACIE

PROFESSEURS

M. Thierry BESSON	Chimie Thérapeutique
M. Jean-Jacques BONNET	Pharmacologie
M. Roland CAPRON (PU-PH)	Biophysique
M. Jean COSTENTIN (Professeur émérite)	Pharmacologie
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
M. Loïc FAVENNEC (PU-PH)	Parasitologie
M. Jean Pierre GOULLE	Toxicologie
M. Michel GUERBET	Toxicologie
M. Olivier LAFONT	Chimie organique
Mme Isabelle LEROUX	Physiologie
M. Paul MULDER	Sciences du médicament
Mme Martine PESTEL-CARON (PU-PH)	Microbiologie
Mme Elisabeth SEGUIN	Pharmacognosie
M Jean-Marie VAUGEOIS	Pharmacologie
M. Philippe VERITE	Chimie analytique

MAITRES DE CONFERENCES

Mle Cécile BARBOT	Chimie Générale et Minérale
Mme Dominique BOUCHER	Pharmacologie
M. Frédéric BOUNOURE	Pharmacie Galénique
M. Abdeslam CHAGRAOUI	Physiologie
M. Jean CHASTANG	Biomathématiques
Mme Marie Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation pharmaceutique et économie de la santé
Mme Elizabeth CHOSSON	Botanique
Mle Cécile CORBIERE	Biochimie
M. Eric DITTMAR	Biophysique
Mme Nathalie DOURMAP	Pharmacologie
Mle Isabelle DUBUC	Pharmacologie
Mme Roseline DUCLOS	Pharmacie Galénique
M. Abdelhakim ELOMRI	Pharmacognosie
M. François ESTOUR	Chimie Organique

M. Gilles GARGALA (MCU-PH)	Parasitologie
Mme Najla GHARBI	Chimie analytique
Mlle Marie-Laure GROULT	Botanique
M. Hervé HUE	Biophysique et Mathématiques
Mme Laetitia LE GOFF	Parasitologie Immunologie
Mme Hong LU	Biologie
Mme Sabine MENAGER	Chimie organique
Mme Christelle MONTEIL	Toxicologie
M. Mohamed SKIBA	Pharmacie Galénique
Mme Malika SKIBA	Pharmacie Galénique
Mme Christine THARASSE	Chimie thérapeutique
M. Rémi VARIN (MCU-PH)	Pharmacie Hospitalière
M. Frédéric ZIEGLER	Biochimie

PROFESSEUR ASSOCIE

Mme Sandrine PANCHOU	Pharmacie Officinale
-----------------------------	----------------------

PROFESSEUR CONTRACTUEL

Mme Elizabeth DE PAOLIS	Anglais
--------------------------------	---------

ATTACHE TEMPORAIRE D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE

M. Mazim MEKAOUI	Chimie Analytique
Mlle Virginie OXARAN	Microbiologie
M. Romy RAZAKANDRAINIBE	Parasitologie

III – MEDECINE GENERALE

PROFESSEURS

M. Jean-Loup **HERMIL** UFR Médecine générale

PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS :

M. Pierre **FAINSILBER** UFR Médecine générale

M. Alain **MERCIER** UFR Médecine générale

M. Philippe **NGUYEN THANH** UFR Médecine générale

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS :

M Emmanuel **LEFEBVRE** UFR Médecine générale

Mme Elisabeth **MAUVIARD** UFR Médecine générale

Mme Marie Thérèse **THUEUX** UFR Médecine générale

CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS : Mme Véronique DELAFONTAINE

HCN - Hôpital Charles Nicolle

CB - Centre HENRI BECQUEREL

Rouvray

CRMPR - Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation

HB - Hôpital de BOIS GUILLAUME

CHS - Centre Hospitalier Spécialisé du

LISTE DES RESPONSABLES DE DISCIPLINE

Melle Cécile BARBOT	Chimie Générale et Minérale
M. Thierry BESSON	Chimie thérapeutique
M. Roland CAPRON	Biophysique
M Jean CHASTANG	Mathématiques
Mme Marie-Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation, Economie de la Santé
Mle Elisabeth CHOSSON	Botanique
M. Jean-Jacques BONNET	Pharmacodynamie
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
M. Loïc FAVENNEC	Parasitologie
M. Michel GUERBET	Toxicologie
M. Olivier LAFONT	Chimie organique
Mme Isabelle LEROUX-NICOLLET	Physiologie
Mme Martine PESTEL-CARON	Microbiologie
Mme Elisabeth SEGUIN	Pharmacognosie
M. Mohamed SKIBA	Pharmacie Galénique
M. Philippe VERITE	Chimie analytique

ENSEIGNANTS MONO-APPARTENANTS

MAITRES DE CONFERENCES

M. Sahil ADRIOUCH	Biochimie et biologie moléculaire (Unité Inserm 905)
Mme Gaëlle BOUGEARD-DENOYELLE	Biochimie et biologie moléculaire (UMR 1079)
Mme Carine CLEREN	Neurosciences (Néovasc)
Mme Pascaline GAILDRAT	Génétique moléculaire humaine (UMR 1079)
M. Antoine OUVRARD-PASCAUD	Physiologie (Unité Inserm 1076)
Mme Isabelle TOURNIER	Biochimie (UMR 1079)

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

M. Serguei FETISSOV	Physiologie (Groupe ADEN)
Mme Su RUAN	Génie Informatique

Par délibération en date du 3 mars 1967, la faculté a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

Remerciements

Au Professeur Jean-Nicolas Dachet,

Vous me faites l'honneur de présider mon jury de thèse.

Vous m'avez encouragée, soutenue et conseillée tout au long de mon internat.

Votre passion pour ce métier, votre patience et votre gentillesse sont un exemple pour moi.

Veillez recevoir ici l'expression de mon profond respect et de mon affection sincère.

Au Professeur Céline Savoye-Collet,

Tu me fais l'honneur de juger cette thèse.

Je te remercie pour ta grande disponibilité, tes conseils et ta présence bienveillante tout au long de mon internat.

Reçois ici toute mon affection et tout mon respect.

Au Professeur Franck Dujardin,

Vous me faites l'honneur de juger cette thèse.

Je vous remercie pour vos conseils, ainsi que pour la collaboration chaleureuse avec votre équipe.

Veillez trouver ici l'expression de mon respect et de ma reconnaissance.

Au Docteur Paul Michelin,

Je te remercie de m'avoir fait confiance dans le cadre de ce projet de thèse.

Tu as su me faire partager ton dynamisme et ta passion pour l'imagerie ostéo-articulaire.

Reçois ici l'expression de mon respect et de ma gratitude.

Au Docteur Emmanuel Foulongne,

Tu me fais l'honneur de juger cette thèse.

Travailler à tes côtés au cours de mon externat et de mon internat fut un réel plaisir.

Je te remercie pour ton aide précieuse et ton soutien dans ce projet.

Reçois ici l'expression de mon respect et de ma gratitude.

À Jean-François Ménard, je vous remercie énormément pour votre aide dans ce travail de thèse, vous m'avez encouragée et conseillée de ma maîtrise de statistique jusqu'à cette thèse, travailler à vos côtés est une chance. Veuillez recevoir ici l'expression de ma profonde gratitude et de mon amitié.

À Michael Dolores, je te remercie pour ton aide précieuse Michael. Merci pour ta gentillesse, ta grande disponibilité, tes compétences inestimables, et ton soutien. Reçois ici toute mon affection et tout mon respect.

Aux équipes européennes de GE (française, britannique, allemande et centrale européenne), et notamment à Cyrielle Gambin, pour leur aide et leur documentation concernant la tomosynthèse et la dosimétrie.

À toute l'équipe des urgentistes du CHU de Rouen, en particulier au **Docteur R. Boujedaini**, merci pour votre aide précieuse dans la prise en charge des patients.

À mes collègues Chirurgiens Orthopédistes, Emmanuel et Camille, merci beaucoup pour votre aide.

À toute l'équipe des manipulateurs en radiologie du CHU de Rouen, pour leur collaboration à ce projet de thèse.

À l'ensemble des Radiologues du CHU de Rouen, de Bois-Guillaume et d'Elbeuf, J'ai de merveilleux souvenirs professionnels avec chacun d'entre vous, je vous remercie pour m'avoir, chacun à votre manière, apporté dans mon apprentissage de la Radiologie.

À l'ensemble de mes co-internes, je vous souhaite le meilleur à venir.

À Nasser, tu as été présent pour moi depuis le début de mon internat, tu m'as soutenue dans les bons moments comme dans les moments plus difficiles. Pour tout ce que nous avons partagé ensemble, et tout ce que nous partagerons encore à venir.

À ma famille, pour votre soutien indéfectible et votre amour inconditionnel. Vous êtes un modèle de réussite et de courage pour moi. J'espère que vous pourrez être fiers de moi.

Table des matières

INTRODUCTION.....	2
1/ GENERALITES SUR LES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX	3
1.1 DEFINITION	4
1.2 EPIDEMIOLOGIE	4
1.2.1 Fréquence	4
1.2.2 Age et circonstances	4
1.3 ANATOMIE.....	5
1.3.1 Anatomie descriptive	5
1.3.2 Extrémité supérieure du tibia	8
1.4 FRACTURES ARTICULAIRES TIBIALES	10
1.4.1 Biomécanique fracturaire.....	10
1.4.2 Lésions élémentaires.....	10
1.4.3 Classification des fractures des plateaux tibiaux	11
1.5 PRISE EN CHARGE DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX EN URGENCE	16
1.5.1 Clinique	16
1.5.2 Inspection	16
1.5.3 Examen physique.....	17
1.6 TRAITEMENT DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX	18
1.6.1 Traitement orthopédique	18
1.6.2 Traitement chirurgical.....	18
1.6.3 Résumé des indications principales.....	20
1.6.4 Rééducation	20
1.7 COMPLICATIONS DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX	21
1.7.1 Les complications précoces	21
1.7.2 Les complications tardives	21
2/ IMAGERIE DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX.....	23
2.1 BASES PHYSIQUES	24
2.1.1 Production du rayonnement X.....	24
2.2. PRINCIPES DE FORMATION DES IMAGES	25
2.2.1 Imagerie d'atténuation	25
2.2.2 Formation de l'image en radiographie standard	25
2.2.3 Formation de l'image en scanner.....	27
2.2.4 Formation de l'image en tomosynthèse.....	28
2.3 DOSIMETRIE.....	35
2.3.1 Encadrement législatif de l'exposition aux rayons X	35
2.3.2 Outils communs de mesure de l'irradiation	35
2.3.3 Outils de mesure de l'irradiation en scanner	37
2.3.4 Outils de mesure de l'irradiation en tomosynthèse et en radiographie standard.....	38
2.4 PARAMETRES INFLUENCANT L'IRRADIATION.....	39
2.4.1 Paramètres communs à toutes les techniques utilisant les rayons X.....	39
2.4.2 Paramètres spécifiques au scanner	39
2.4.3 Facteurs spécifiques en tomosynthèse et en radiographie standard	40
2.5 PRISE EN CHARGE RADIOLOGIQUE ACTUELLE DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX.....	41
2.5.1 Place de la radiographie standard.....	41
2.5.2 Place du scanner	42
2.5.3 Place de la tomosynthèse.....	42
2.5.4 Place de l'imagerie par résonance magnétique (IRM).....	42
3/ ETUDE.....	43
3.1 MATERIEL ET METHODE	44
3.1.1 Patients	44
3.1.2 Protocoles d'acquisition.....	44
3.1.3 Interprétation des images de tomosynthèse et de tomographie	47
3.1.4 Analyse statistique	51

3.2 RESULTATS	52
3.2.1 Description de la population étudiée.....	52
3.2.2 Description des fractures étudiées.....	53
3.2.3 Classification en scanner et en tomosynthèse.....	54
3.2.4 Résultats concernant l'appréciation de la comminution, des enfoncements et séparations de fragments.....	56
3.2.5 Résultats concernant la dispersion des valeurs de mesure des enfoncements entre scanner et tomosynthèse d'après le test de Bland & Altman.....	57
3.2.6 Résultats concernant la dispersion des valeurs de mesure des séparations entre scanner et tomosynthèse d'après le test de Bland & Altman.....	62
3.2.7 Résultats concernant l'évaluation de l'indice de confiance	66
3.2.8 Résultats concernant l'évaluation de la qualité de l'image.....	66
3.2.9 Résultats concernant l'évaluation des éléments péri-fracturaires.....	67
3.2.10 Résultats concernant l'irradiation des patients.....	68
3.2.11 Analyse complémentaire : apports de la tomosynthèse par rapport à une radiographie standard..	69
3.3 DISCUSSION	70
4/ CONCLUSION	79
BIBLIOGRAPHIE.....	80

LISTE DES ABREVIATIONS

LCA : Ligament croisé antérieur

LCP: Ligament croisé postérieur

AO: Groupe de travail pour les questions d'ostéosynthèse

AVP : Accident de la voie publique

IRM : Imagerie par résonance magnétique

TDM : Tomodensitométrie

kV : Kilovolt

mA : Milli Ampère

RCB : Rapport contraste sur bruit

RSB : Rapport signal sur bruit

DA: Dose absorbée

CTDI_w : Index de dose scannographique pondéré

PDL : Produit dose-longueur

DE : Dose efficace

GE : General Electric

W_t : Facteur de pondération tissulaire

W_r : Facteur de pondération du rayonnement

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

PDS : Produit dose-surface

CCAM : Classification commune des actes médicaux

FOV: champ de vue

SID : source image distance, distance tube-patient

CCIC : Coefficient de corrélation intra-classes

DS : Déviation Standard

INTRODUCTION

Les fractures des plateaux tibiaux sont fréquentes, et représentent 1% des fractures de l'adulte.

Les complications de ces fractures articulaires souvent complexes, sont fréquentes car les déformations articulaires et l'évolution arthrosique secondaire peuvent entraîner des perturbations de la fonction du membre traumatisé et être à l'origine d'une diminution définitive de la qualité de vie du blessé.

La prise en charge de ces fractures nécessite une identification rapide, précise et exhaustive de l'ensemble des lésions osseuses, ce que le bilan radiographique standard ne permet pas de façon optimale.

Une imagerie en coupe est en effet indispensable à l'évaluation des déplacements des surfaces articulaires qui conditionne le choix d'un traitement orthopédique ou les modalités d'un traitement chirurgical.

Le bilan pré thérapeutique comprend actuellement en routine un examen tomодensitométrique (TDM) qui remplit parfaitement les objectifs de précision et d'exhaustivité, au prix d'une disponibilité parfois limitée et d'une irradiation significative.

La tomosynthèse, une technique d'imagerie en coupe disponible sur les tables de radiographie standard équipées d'un capteur plan, a récemment fait son apparition dans les unités d'imagerie médicale.

Ces matériels radiographiques légers sont facilement accessibles et souvent positionnés en première ligne dans la prise en charge de la traumatologie d'urgence.

Il semblerait en outre que les doses d'irradiation délivrées par cette nouvelle technique soient particulièrement faibles.

Les objectifs de notre étude sont de démontrer la non infériorité de la tomosynthèse vis-à-vis de la TDM dans le cadre de la prise en charge en urgence des fractures des plateaux tibiaux ainsi que la diminution de l'irradiation que permet son utilisation.

**1/ GENERALITES SUR LES FRACTURES DES
PLATEAUX TIBIAUX**

1.1 DEFINITION

Les fractures des plateaux tibiaux sont toutes les fractures articulaires de l'extrémité proximale du tibia, à l'exception des fractures isolées de l'éminence intercondyloire.

1.2 EPIDEMIOLOGIE

1.2.1 Fréquence

Ces fractures sont fréquentes, elles représentent 1% des l'ensemble des fractures (1) et 25% de l'ensemble des fractures tibiales (2).

En 1980, dans les pays industrialisés, leur incidence était de 123 pour 10000 habitants chez les femmes et de 104 pour 10000 habitants chez les hommes. Leur incidence globale est stable entre 1950 et 1980, mais la population affectée se féminise et augmente en âge, vraisemblablement à cause du vieillissement global des populations et de la prédominance féminine des problèmes d'ostéoporose (3).

1.2.2 Age et circonstances

Avant l'âge de 30 ans, il s'agit habituellement de fractures complexes survenant lors d'un accident de la voie publique (automobile, moto) ou parfois d'un accident de sport, chez un sujet de sexe masculin.

Après 65 ans, il s'agit le plus souvent d'une fracture simple, chez un sujet de sexe féminin ostéoporotique, lors d'une chute de sa hauteur survenue à son domicile (2).

1.3 ANATOMIE

1.3.1 Anatomie descriptive

1.3.1.1 Articulation du genou

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur, elle est robuste car portante. La richesse des pathologies traumatiques du genou s'explique par un compromis difficile entre une grande mobilité et la nécessité d'une grande stabilité malgré une faible congruence osseuse.

Le plateau tibial correspond à la face supérieure des deux tubérosités articulaires du tibia. On le sépare en trois zones:

- une zone centrale avec insertion des ménisques et des ligaments croisés
- une zone d'appui (cavités glénoïdes) directement en contact avec les condyles fémoraux
- une zone périphérique correspondant à la surface des cavités glénoïdes ne répondant aux condyles fémoraux que par l'intermédiaire des ménisques.

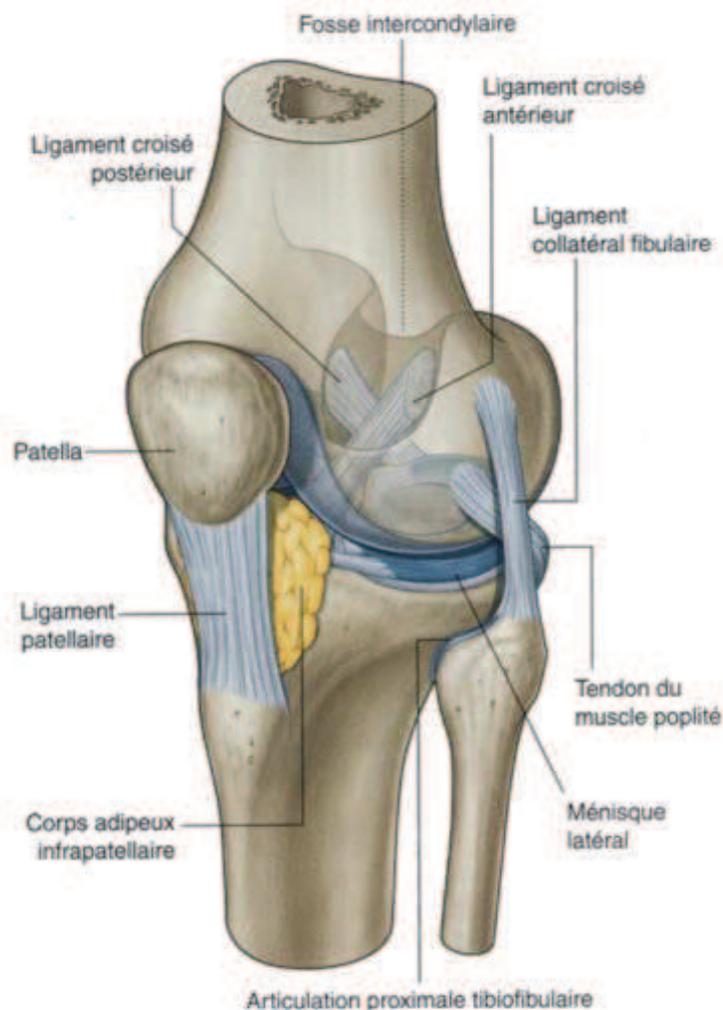


Fig. 1. Articulation du genou. D'après (4).

1.3.1.2 Le système ligamentaire

Le système ligamentaire participe à la stabilité de l'articulation dont les surfaces sont peu congruentes, il comprend:

- Le pivot central :

- Le ligament croisé antérieur (LCA) s'attache à une facette osseuse située à la partie antérieure de la zone intercondyloire du tibia et monte en arrière pour s'insérer à une facette postérieure de la face latérale de la fosse intercondyloire du fémur.

- Le ligament croisé postérieur (LCP) s'attache à la partie postérieure de la surface intercondyloire du tibia, et se dirige en haut et en avant pour se fixer à la paroi médiale de la fosse intercondyloire du fémur.

Ces ligaments sont extra synoviaux mais intracapsulaires.

- Les ligaments collatéraux :

- Le ligament collatéral fibulaire (latéral) est épais et s'attache en haut à la face latérale de l'épicondyle latéral, il est situé en dehors de la capsule articulaire, il est amarré en bas dans une dépression de la face latérale de la tête de la fibula.

- Le ligament collatéral tibial (médial) est large et plat et s'attache en haut à l'épicondyle médial, puis descend en avant pour se fixer à la surface tibiale au dessus et en arrière des insertions des tendons des muscles sartorius, gracile et semi-tendineux. Son faisceau profond est un épaississement de la capsule médiale et est inséré sur le ménisque médial, son faisceau superficiel est extracapsulaire.

- L'appareil extenseur :

- Le ligament patellaire est attaché en haut aux bords et à la pointe de la patella et au dessous à la tubérosité tibiale. Il assure la transmission des forces du quadriceps jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure.

- Les coques condyliennes :

- Elles constituent deux renforcements postérieurs de la capsule articulaire tendus verticalement entre la partie postéro-supérieure des condyles fémoraux et le bord postérieur des plateaux tibiaux.

En cas de fracture articulaire, la stabilité de l'articulation est directement conditionnée par le respect de l'intégrité des haubans capsulo-ligamentaires.

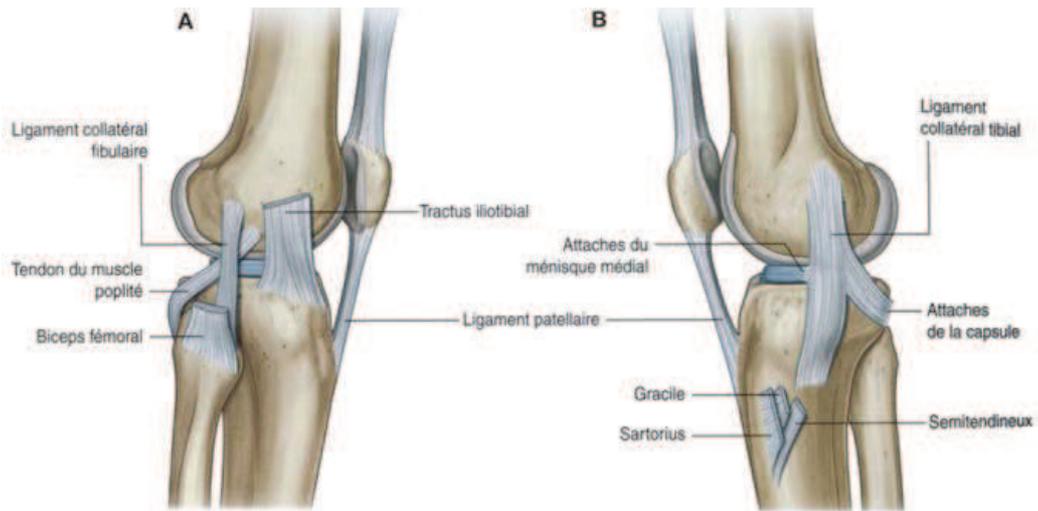


Fig. 2. Vue latérale (A) et médiale (B) des ligaments collatéraux. D'après (4).

1.3.1.3 Les ménisques

Les deux ménisques médial et latéral sont des fibrocartilages qui améliorent la congruence articulaire; ils sont amarrés à leurs extrémités par leurs cornes à des facettes d'insertion osseuses au niveau de la région intercondyalaire du plateau tibial.

1.3.2 Extrémité supérieure du tibia

1.3.2.1 Architecture osseuse

L'extrémité supérieure du tibia est constituée de plusieurs systèmes trabéculaires entremêlés.

La région épiphysaire tibiale proximale ne comporte que des travées horizontales peu adaptées à s'opposer aux forces de pression verticales et obliques.

Cette région repose sur une ultra structure constituée de faisceaux lamellaires verticaux, horizontaux et ogivaux partant des corticales interne et externe et s'épanouissant sous les tubérosités.

Les fractures suivent la direction de ces travées dans la majorité des traumatismes.

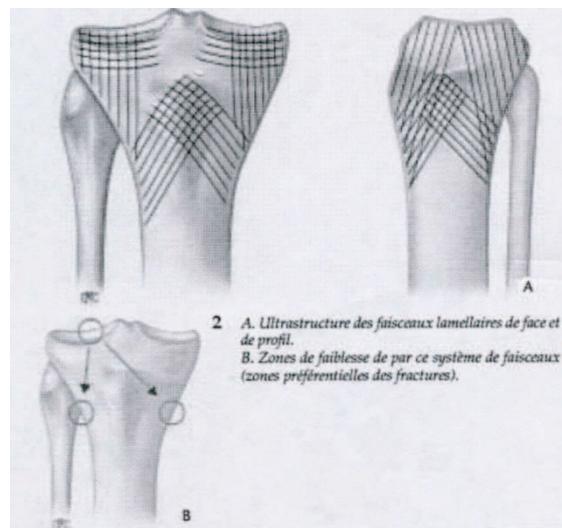


Fig. 3. Orientation des travées spongieuses de l'extrémité supérieure du tibia d'après (5).

1.3.2.2 Biomécanique

L'extrémité supérieure du tibia est étalée transversalement afin de répartir les importantes contraintes qu'elle supporte sur une surface articulaire large.

Elle est déjetée en arrière sagittalement ce qui permet d'augmenter l'efficacité en traction de l'appareil extenseur: le grand axe longitudinal de l'extrémité supérieure du tibia est incliné vers l'arrière et fait avec l'axe diaphysaire un angle d'inclinaison diaépiphysaire de 10° à 25° (2). Cette obliquité postérieure crée un porte-à-faux d'autant plus grand que l'angle est important.

Le plateau tibial (surface de l'extrémité supérieure du tibia) est lui même incliné vers l'arrière et de haut en bas selon un angle d'inclinaison qui varie de 0° à 15° . L'inclinaison des plateaux participe également au porte à faux postérieur.

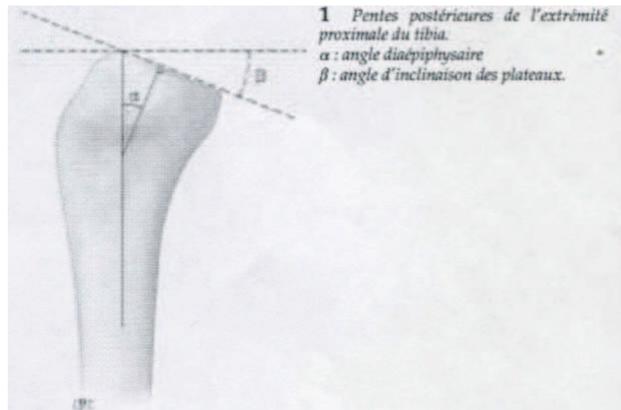


Fig. 4. Biomécanique et géométrie d'un plateau tibial dans le plan sagittal d'après (5).

Les condyles fémoraux ont un petit rayon de courbure ; lorsque l'articulation est en charge et notamment en cas de traumatisme, ils sont les agresseurs des plateaux tibiaux. La diminution progressive d'avant en arrière de leur rayon de courbure leur confère en outre une plus grande force de pénétration dans la surface tibiale au fur et à mesure que la flexion du genou augmente.

Dans le plan frontal, il existe un valgus fémoro-tibial physiologique de 2° à 6° qui peut expliquer en partie la fréquence plus grande des lésions du plateau externe.

1.3.2.3 Vascularisation

La vascularisation de l'extrémité supérieure du tibia provient comme pour les autres zones métaphysoépiphysaires de deux types d'artères: les vaisseaux périostés et médullaires.

Le réseau périosté ne vascularise que le tiers externe de la corticale alors que l'artère nourricière du tibia vascularise les deux tiers restants. La vascularisation intraosseuse apparaît pauvre et s'appauvrit au fur et à mesure que l'on descend vers la diaphyse.

En cas de fracture, le réseau médullaire est interrompu et seul le réseau périosté assure la vascularisation. Il est donc primordial en cas d'abord chirurgical d'essayer de préserver au maximum ce réseau périosté, afin de limiter le risque de nécrose.

1.4 FRACTURES ARTICULAIRES TIBIALES

1.4.1 Biomécanique fracturaire

Les fractures des plateaux tibiaux sont dues à un mécanisme direct ou indirect de compression dans l'axe crânio-caudal du compartiment traumatisé (6).

- La compression axiale pure: ce mécanisme est rare (11,6%) (5), elle est réalisée par la chute sur les pieds, genou en extension ou légèrement fléchis. La force agit sur les deux glènes de manière identique. Elle entraîne une fracture-séparation des deux tubérosités (bitubérositaire).
- La compression latérale (en valgus ou varus forcé) : elle constitue le mécanisme le plus fréquent (55% des cas) (5). Le plus souvent il s'agit d'un traumatisme sur la face externe du genou, qui survient sur un genou verrouillé stable, en hyper extension et pieds bloqués au sol. Ce choc unilatéral provoque une fracture unitubérositaire car les forces se concentrent sur un seul plateau. Dans ce type de mécanisme, la compression latérale ne peut déterminer des lésions osseuses que si les éléments capsuloligamentaires opposés résistent.
- Association des deux types précédents: la compression axiale associée à un mécanisme de varus ou valgus forcé entraîne une distribution inégale des contraintes qui prédominent sur une tubérosité tibiale réalisant une fracture spinotubérositaire: le fragment séparé contient alors d'un seul tenant une tubérosité et le massif des épines tibiales. La fracture spinotubérositaire interne est la plus fréquente.
- Les traumatismes sagittaux : ils sont antéropostérieurs dans neuf cas sur dix (5). L'hyperextension forcée des traumatismes antéropostérieurs engendre souvent une compression axiale avec tassement antérieur des tubérosités du fait de la résistance des coques condyliennes. Le trait de fracture est coronal et peut concerner l'une ou les deux tubérosités. Les traumatismes sagittaux purs sont rares et s'observent souvent en association aux mécanismes précédents. Ces fractures sont souvent associées à des lésions des ligaments du pivot central.

Dans la plupart des cas, ces divers mécanismes sont intriqués à des degrés variables réalisant des lésions mixtes.

1.4.2 Lésions élémentaires

Trois types lésionnels sont définis en fonction du déplacement du fragment fracturé (7) :

- La fracture-séparation, où les fragments fracturés se déplacent transversalement.
- La fracture-enfoncement, où les fragments se déplacent dans l'axe cranio-caudal.
- La fracture mixte séparation/enfoncement, où les deux types lésionnels sont associés.

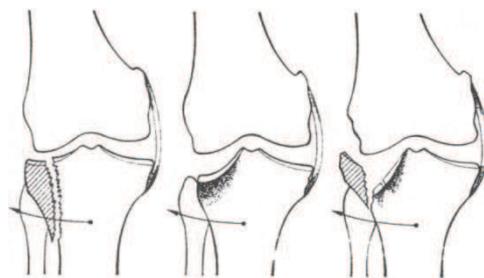


Fig. 5. Fractures élémentaires du plateau tibial latéral (fracture-séparation, fracture-enfoncement, fracture mixte).

1.4.3 Classification des fractures des plateaux tibiaux

Les différents types fracturaires peuvent s'associer et toucher diverses structures anatomiques, ce qui implique une très grande diversité lésionnelle. Plusieurs systèmes de classification ont été proposés afin de rationaliser la prise en charge de ces fractures complexes.

Tous les systèmes de classification s'appuient sur un bilan d'imagerie préthérapeutique historiquement limité aux radiographies standard.

1.4.3.1 Classification de Duparc et Ficat (1960) (5)

Elle est fondée sur le siège et le type des lésions élémentaires. Elle reste encore largement utilisée en France, elle a servi de base aux classifications ultérieures.

Fractures unitubérositaires (60%):

- Latérales (90%)
 - Type I : fractures mixtes, tassement-séparation, les plus fréquentes (66%)
 - Type II : fractures séparation, plus rares (16%)
 - Type III : fractures tassement, rares (18%)
- Médiales (10%)
 - Le plus souvent fractures-séparation

Fractures bitubérositaires (30 à 35%):

- Type I : simple : traits-séparation du massif des épines vers les corticales métaphysaires médiale et latérale. Ce sont des fractures en T, Y ou V. Elles sont rares. (Fig. 6.)

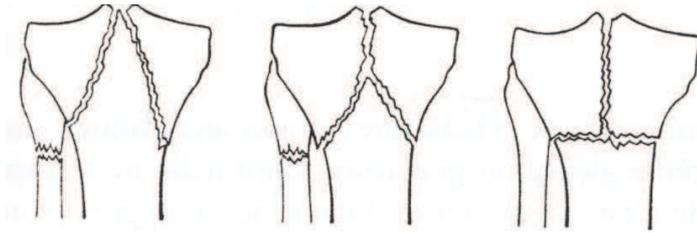


Fig. 6.

- Type II : complexe : association d'un trait métaphysaire transversal et d'un trait séparation épiphysaire avec enfoncement de l'un des deux plateaux (Fig. 7.)

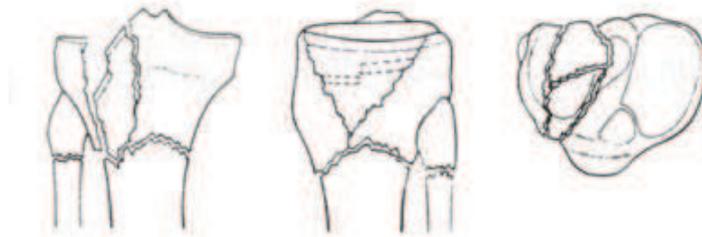


Fig. 7.

- Type III : comminutive: comminution et enfoncement des deux plateaux associé à une fracture sous-tubérositaire complexe (Fig. 8.)

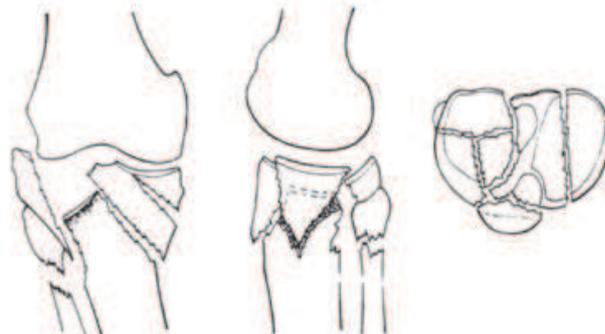


Fig. 8.

Fractures spinotubérositaires (moins de 10%):

- Médiale (le plus fréquent), en fonction de l'importance du déplacement (Fig. 9.)
 - Type I
 - Type II
 - Type III

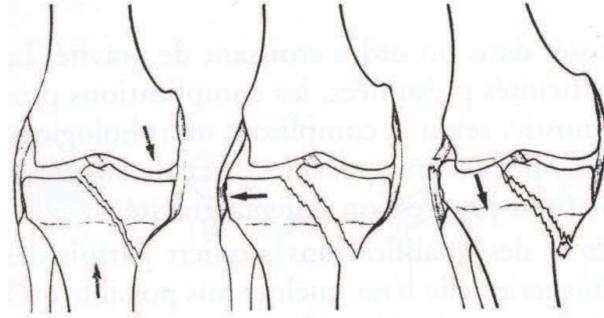


Fig. 9.

- Latérale
- Postérieure

Fracture-séparation postéro-médiale (Fig. 10)

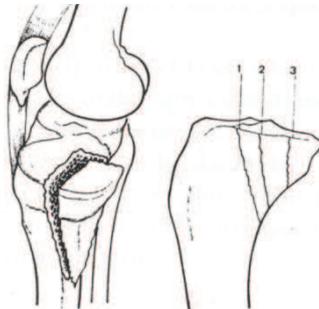


Fig. 10.

1.4.3.2 Classification de Schatzker (1968)

Cette classification en six types des fractures du plateau tibial, d'apparition plus récente, est majoritairement utilisée dans les pays anglo-saxons. Elle a été décrite par J. Schatzker, qui s'était également intéressé pour chaque type de fracture à l'âge d'incidence, la présence concomitante d'ostéoporose, les difficultés rencontrés pour le traitement, le traitement préférentiel envisagé et le pronostic (8).

- Type I : fracture-séparation pure du plateau tibial latéral
- Type II : fracture séparation-enfoncement du plateau tibial latéral
- Type III : fracture-enfoncement pure du plateau tibial latéral
- Type IV : fracture séparation du plateau tibial médial +/- fracture du massif des épines
- Type V : fracture bitubérositaires
- Type VI : fracture tubérositaire + fracture diaphysaire haute du tibia

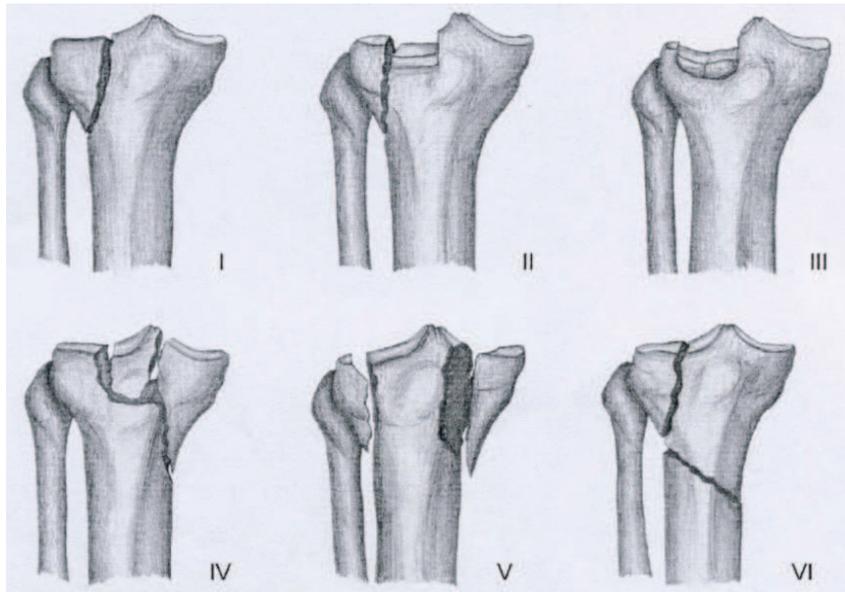


Fig. 11. Classification de Schatzker

1.4.3.3 Classification de Müller adoptée par l'AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen -Groupe de travail pour les questions d'ostéosynthèse - 1987-)

Ce système de classification est le plus exhaustif. Très détaillé, il rend la systématisation des indications thérapeutiques plus difficile. Les fractures sont hiérarchisées selon la gravité de la lésion osseuse et la classification est directement liée au pronostic.

- Type A : fracture extra-articulaire
 - A1 : arrachement :
 - ✓ De la tête de la fibula
 - ✓ De la tubérosité tibiale
 - ✓ De l'éminence intercondyloire
 - A2 : métaphysaire simple
 - ✓ Oblique dans le plan sagittal
 - ✓ Oblique dans le plan frontal
 - ✓ Transversale
 - A3 : métaphysaire plurifragmentaire
 - ✓ A coin entier
 - ✓ A coin fragmenté
 - ✓ complexe

- Type B : fracture articulaire partielle
 - B1 : séparation pure
 - ✓ De la surface latérale
 - ✓ De la surface médiale
 - ✓ Oblique, spino-tubérositaire
 - B2 : tassement pur
 - ✓ Latérale globale
 - ✓ Latérale limitée
 - ✓ Médiale
 - B3 : tassement-séparation
 - ✓ Latérale
 - ✓ Médiale
 - ✓ Oblique, spino-tubérositaire

- Type C : fracture articulaire complète
 - C1 : articulaire simple, métaphysaire simple
 - ✓ Peu déplacée
 - ✓ Un condyle déplacé
 - ✓ Les deux condyles déplacés
 - C2 : articulaire simple, métaphysaire plurifragmentaire
 - ✓ A coin intact
 - ✓ A coin fragmenté
 - ✓ Complexe
 - C3 : plurifragmentaire
 - ✓ Latérale
 - ✓ Médiale
 - ✓ Latérale et médiale

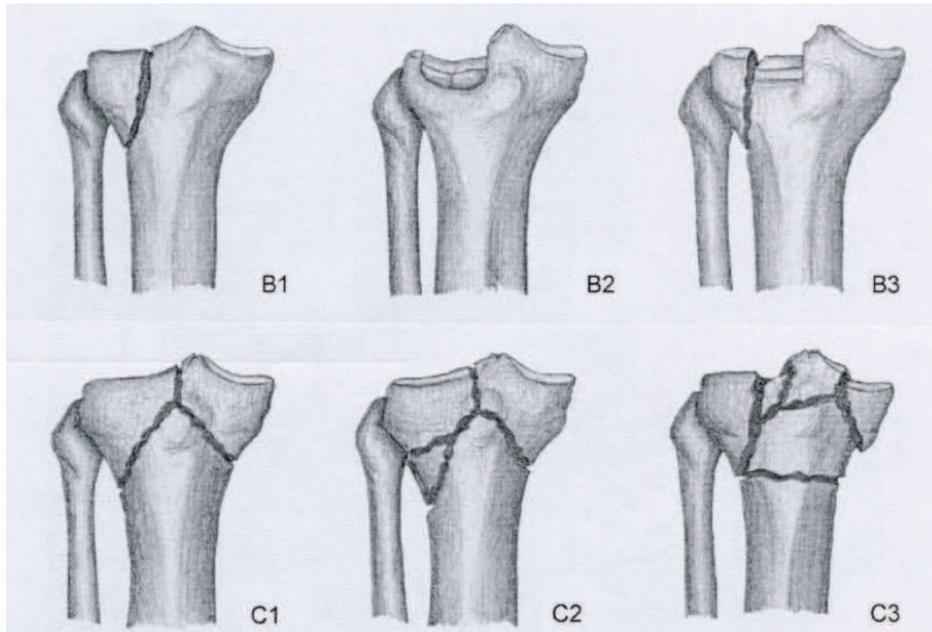


Fig. 12. Classification de l'AO simplifiée des fractures du plateau tibial (9)

1.5 PRISE EN CHARGE DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX EN URGENCE

1.5.1 Clinique

1.5.1.1 Interrogatoire

Il doit faire préciser :

- La douleur et l'impotence fonctionnelle.
- Les circonstances et la violence du traumatisme, allant du traumatisme violent (AVP) à la simple chute de sa hauteur.
- Le type de traumatisme est important et doit être connu. En effet, les lésions sont d'autant plus graves et complexes que le traumatisme est violent. De plus les traumatismes à haute énergie sont pourvoyeurs de nécrose cutanée secondaire et de décollement sous-cutané exposant à des nécroses extensives en cas d'abord chirurgical immédiat. Les traumatismes à basse énergie doivent faire suspecter une fracture pathologique et faire craindre une pathologie sous jacente.
- Le mécanisme lésionnel permet également d'envisager la localisation des atteintes osseuses et de suspecter une atteinte ligamentaire associée.
- La perception éprouvée par le patient au moment du traumatisme : craquement, déchirure, impression de déboitement, de défaillance brutale ou de blocage.

1.5.2 Inspection

Elle doit faire rechercher :

- Une désaxation du membre traumatisé (genu varum/valgum, flessum/recurvatum)

- Une déformation du genou avec œdème et disparition des reliefs cutanés, des ecchymoses
- Des contusions, des décollements cutanés, voire une fracture ouverte (rares: 0.5 à 4%)
- D'autres lésions associées à distance (contexte de polytraumatisme)

1.5.3 Examen physique

L'examen physique peut retrouver :

- Une douleur spontanée, élective à la palpation du plateau traumatisé
- Un choc rotulien (témoin d'une hémarthrose)

La recherche de complications vasculo-nerveuse est systématique :

- L'examen de la chaleur et de la coloration cutanée ainsi que la palpation des pouls distaux et poplité permet d'évoquer une lésion de l'artère poplitée (dissection) en cas d'anomalie
- L'examen neurologique recherche une atteinte du nerf fibulaire ou, plus rare, du nerf tibial
- Le testing ligamentaire d'un genou traumatisé ne sera réalisé qu'après vérification radiographique de l'absence de fracture. Il recherche une instabilité latérale ou antéro-postérieure.

En résumé, l'examen clinique initial permet de détecter la présence de lésions traumatiques ostéo-articulaires, il ne permet cependant pas une caractérisation lésionnelle suffisante. L'imagerie est donc indispensable à l'exploration d'un genou traumatisé.

1.6 TRAITEMENT DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX

Les principes de tout traitement d'une fracture articulaire sont:

- une prise en charge rapide
- une réduction la plus anatomique possible des surfaces articulaires
- une stabilité de la réduction assurée jusqu'à la consolidation
- une rééducation idéalement précoce

Ces éléments sont à respecter autant que possible, les moyens à mettre en œuvre pour y parvenir sont nombreux et à adapter en fonction des lésions rencontrées.

Plus le patient est jeune et actif plus importante sera sa demande fonctionnelle et plus le pronostic à long terme devra être pris en compte.

1.6.1 Traitement orthopédique

Le traitement orthopédique s'adresse aux fractures stables non déplacées (10)

- Par immobilisation plâtrée : Il est rarement employé, à cause du risque de mobilisation de la fracture.
- Par traction/mobilisation : cette technique consiste à exercer une traction continue par l'intermédiaire d'une broche transcalcanéenne ou transtibiale basse permettant ainsi la réduction des fractures-séparations par le jeu des ligaments intacts. Actuellement ce traitement ne s'envisage que dans l'attente d'un traitement chirurgical.
- Fonctionnel : il est très rarement employé.
Une orthèse ou un plâtre articulé sont mis en place, permettant une mobilisation précoce du genou.

1.6.2 Traitement chirurgical

- Ostéosynthèse à foyer ouvert : ce traitement concerne les fractures présentant un déplacement significatif (>4 mm) ou une laxité articulaire notable ($>5^\circ$ en valgus ou en varus) sur un genou en extension complète (11). Le but de ce traitement est la réduction anatomique la plus parfaite possible et la stabilisation par ostéosynthèse des lésions. Ce traitement montre d'excellents résultats (11, 12) et est actuellement le traitement de choix de l'adulte jeune avec une fracture du plateau tibial déplacée (13).
- Percutané sous arthroscopie : il permet la réduction et la synthèse des fractures simples, peu déplacées, par voie percutanée (14) ou par mini-abord avec un contrôle arthroscopique (15). Ce traitement mini-invasif permet de simplifier les suites opératoires ainsi que le traitement des lésions intra-articulaires ménisco-ligamentaires concomitantes (16).
- Par fixateur externe : cette technique est essentiellement réservée aux fractures des plateaux tibiaux à haute énergie, très comminutives, instables, avec souffrance tégumentaire (9). La fixation externe associée à des techniques de réduction à foyer fermé permet une stabilisation en limitant l'agression des parties molles, comparé au

traitement par fixation interne à foyer ouvert. Elle est utilisée seule ou en complément de l'ostéosynthèse interne (17, 18, 19, 20, 21).

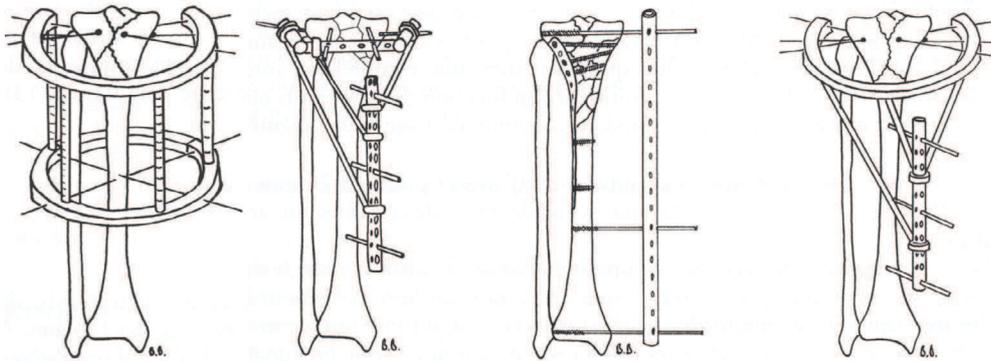


Fig. 13. Exemples de fixateurs externes : circulaire à broches, à fiches, composite, et hybride.

Grâce à la stabilisation précoce qu'il permet, le traitement chirurgical réduit considérablement la durée d'hospitalisation et d'alitement des patients ($p < 0.0001$) par rapport à un traitement orthopédique (22).

Les lésions ligamentaires et méniscales associées aux fractures pourront être recherchées en per-opératoire et en fin d'intervention par un testing ligamentaire systématique. Ces lésions sont fréquemment associées aux fractures des plateaux tibiaux, dans 56% des cas (23) et touchent plus particulièrement le ligament collatéral médial et le ligament croisé antérieur.

1.6.3 Résumé des indications principales (2)

Traitements	Indications
Ostéosynthèse à foyer ouvert	Fractures bitubérositaires déplacées et/ou comminutives (Schatzker IV et V) Fracture bitubérositaires et métaphysaire (Schatzker VI)
Ostéosynthèse percutanée ou par mini-abord (contrôle arthroscopique)	Fracture séparation unitubérositaire et/ou fracture enfoncement unitubérositaire (Schatzker I,II,III)
Fixateur externe	Fractures comminutives avec délabrement cutané important (Schatzker V et VI)
Traction/mobilisation	Fractures comminutives uni ou bitubérositaires (Schatzker III, IV,V)
Plâtre cruro-pédieux	Fracture non déplacée ou patient inopérable

Ces recommandations thérapeutiques sont basées sur les classifications des fractures des plateaux tibiaux.

1.6.4 Rééducation

Elle est indispensable dès le postopératoire pour la récupération de bonnes amplitudes articulaires (24, 25, 26).

1.7 COMPLICATIONS DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX

1.7.1 Les complications précoces

- Problèmes de cicatrisation cutanée (non union, mal union): le risque majeur est la nécrose cutanée secondaire exposant le matériel d'ostéosynthèse (27).
- Infection précoce (ostéite, ostéoarthrite): elle impose un lavage artériel précoce associé à une antibiothérapie adaptée (27).
- Complications thromboemboliques: les thromboses veineuses sont des complications fréquentes des fractures des plateaux tibiaux et nécessitent un traitement anticoagulant à visée préventive.
- Syndrome des loges: il peut théoriquement survenir après tout traumatisme, notamment dans les loges antéro-externe et antérieure de jambe. Une arthroscopie pourrait également être un facteur favorisant (28).

1.7.2 Les complications tardives

- L'arthrose post-traumatique qui correspond à une chondrolyse post-traumatique est une complication fréquente et redoutable (29). La chondropathie se développe souvent dans les 6 à 8 ans qui suivent le traumatisme et est souvent localisée au niveau du compartiment traumatisé (30). On peut parfois observer un "effet biphasique" variable selon les patients avec une récupération incomplète la première année, une amélioration dans les 3 à 6 ans suivants puis une détérioration après six ans (31).
Un excès de contrainte focal sur le cartilage articulaire favorise sa survenue, notamment en cas de mauvaise réduction articulaire ou de désaxation. Les fractures complexes et de réduction difficile exposent particulièrement à ce type de complication.
Les lésions méniscales sont également à l'origine de contraintes exagérées sur le cartilage articulaire et sont favorisées par un important enfoncement de la surface articulaire (32).
L'instabilité liée aux lésions ligamentaires est responsable de microtraumatismes répétés sur le cartilage.
La prévalence des lésions ménisco-ligamentaires associées aux fractures des plateaux tibiaux varie beaucoup dans la littérature (allant de 48% à 99%) (Fig. 26).

Cette arthrose peut aussi être initiée par une contusion chondrale directe lors du traumatisme.
La sénescence chondrocytaire - qui est un phénomène normal, lié au vieillissement - est en outre accélérée par les traumatismes articulaires qui induisent un stress métabolique à l'échelle histologique.
Ces deux derniers phénomènes sont probablement impliqués dans l'apparition d'arthroses post-traumatiques survenant après des réductions pourtant optimales (30-33).
La physiopathologie de l'arthrose post-traumatique reste cependant complexe et est encore aujourd'hui non complètement élucidée (33-34).
- La raideur articulaire: elle est favorisée par l'immobilisation plâtrée ou les fixateurs externes articulaires.

- Les cals vicieux sont fréquents, liés à:
 - une réduction insuffisante des surfaces articulaires
 - un déplacement secondaire favorisé par une ostéosynthèse instable
 - un os ostéoporotique sous-jacent
 - un défaut de comblement épiphysaire
 - une reprise d'appui trop précoce

Ils peuvent être épiphysaires, métaphysaires ou mixtes.

En plus du risque d'arthrose post traumatique, ils sont gênants par les déformations qu'ils induisent.

- La pseudarthrose: ce sont les fractures complexes avec atteinte métaphysaire qui sont le plus exposées à cette complication. Les lésions vasculaires ainsi que l'infection sont des facteurs favorisants.
- Instabilité chronique par atteinte ligamentaire: elle est due aux lésions périphériques ou du pivot central.
Dans ces cas, on peut envisager des ligamentoplasties.
- Infections chroniques: secondaires à une fracture ouverte ou à une contamination lors de l'abord chirurgical. En dehors du risque de pseudarthrose, leur pronostic est lié aux conséquences de l'infection sur le cartilage articulaire.

2/ IMAGERIE DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX

2.1 BASES PHYSIQUES

La radiographie standard, le scanner et la tomosynthèse utilisent les rayons X.

Les rayons X sont particulièrement adaptés à l'exploration des structures calcifiées, en particulier les os et les articulations.

Ces techniques sont basées sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X à travers l'objet qui est radiographié. Les images sont produites par différents systèmes d'acquisition et de reconstruction.

2.1.1 Production du rayonnement X

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques produites par la décélération brutale d'électrons bombardant un métal lourd, en transmettant de l'énergie aux électrons des orbitales atomiques, qui sera restituée sous forme de photons X (rayonnement de freinage).

Ils sont produits dans les appareils d'imagerie par un tube à rayons X (Fig.14). Ce tube sous vide comporte une cathode (filament chauffé par un courant électrique) et une anode (masse métallique) placées à ses extrémités.

Les électrons sont produits par la cathode et attirés vers l'anode sous l'effet d'une importante différence de potentiel (ou tension). Cette différence de potentiel s'exprime en kilovolt (kV). Plus la tension entre l'anode et la cathode sera importante plus les électrons seront accélérés dans le tube, et plus les photons X produits seront porteurs d'une grande quantité d'énergie.

L'intensité du courant (en milli ampères -mA-) qui traverse le tube détermine le "débit" d'électrons qui traversent le tube et donc le débit de photons X produits. La quantité totale de photons X produits se calcule en multipliant un débit par un temps, en l'occurrence l'intensité du courant (en mA), par le temps d'exposition (en secondes). En radiologie on parle de la charge du tube, elle s'exprime en milliampères secondes ou mAs.

La quantité d'énergie transportée par un rayonnement X s'exprime en tenant compte de l'énergie de ses photons (liée au kV) ainsi qu'à leur quantité (mAs).

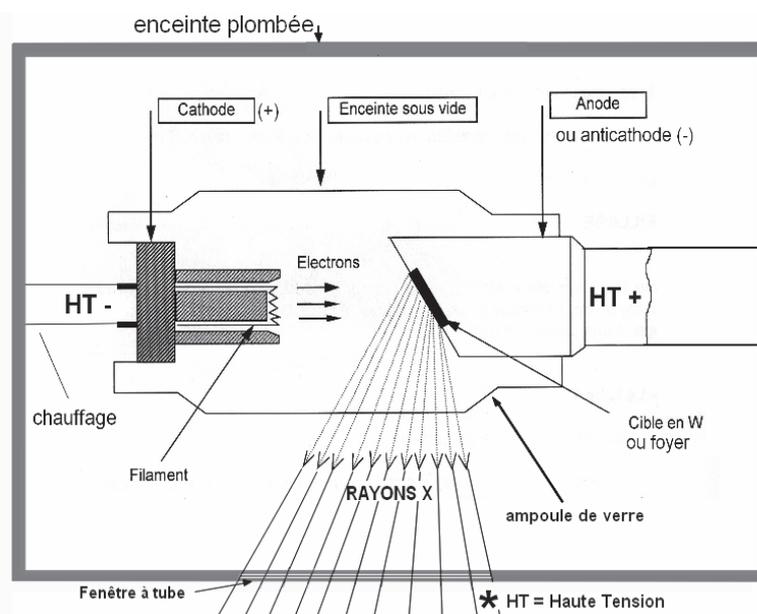


Fig. 14. Schéma du principe de fonctionnement d'un tube à rayons X

Un tube à rayons X produit un rayonnement dont les photons ont des énergies différentes (polychromatique), un filtre métallique en sortie de tube arrête les photons de basse énergie qui n'ont pas d'utilité en imagerie.

2.2. PRINCIPES DE FORMATION DES IMAGES

2.2.1 Imagerie d'atténuation

Le principe des techniques d'imagerie à rayons X repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse le segment du corps que l'on désire imager.

L'atténuation est définie par la relation: $I = I_0 \cdot e^{(-\mu e)}$

I: intensité du faisceau émergent

I_0 : intensité du faisceau incident

μ : coefficient d'atténuation du matériau traversé

e: épaisseur de l'organe

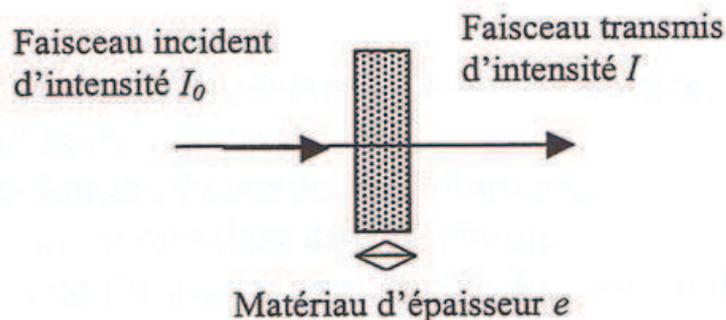


Fig. 15. Illustration de la loi d'atténuation d'un faisceau de rayons X.

Le coefficient d'atténuation d'un matériau dépend de sa densité. Pour un matériau donné le coefficient varie aussi en fonction de l'énergie des photons X du faisceau.

Plus l'épaisseur et/ou les densités des structures rencontrées sont importantes plus le faisceau est atténué, les différences d'atténuation sont à l'origine du contraste des images.

Une faible atténuation correspond à la notion clinique de clarté radiologique (image noire) et une forte absorption correspond à la notion d'opacité radiologique (image blanche). Ce contraste a été déterminé historiquement par l'utilisation de plaques photosensibles au nitrate d'argent qui noircissaient après avoir été exposées aux rayons X.

2.2.2 Formation de l'image en radiographie standard

La première radiographie a été réalisée en 1895 par Wilhelm Roentgen.

Un faisceau focalisé de rayons X traverse le patient; les photons non absorbés interagissent avec un détecteur en y déposant une énergie représentative de l'absorption du faisceau dans les tissus traversés.

Les informations provenant des différentes structures traversées par le faisceau de rayons X sont projetées sur un même plan pour former l'image, un volume en trois dimensions est projeté sur un plan à deux dimensions (Fig. 16). Pour obtenir une vision volumique, il est nécessaire de multiplier les incidences.

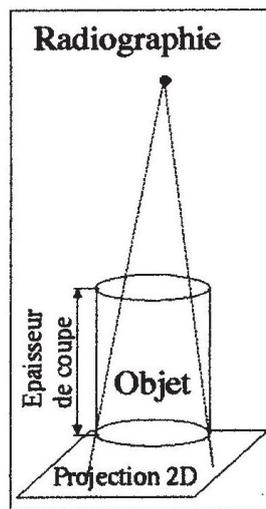


Fig. 16. Formation de l'image en radiographie standard.

Plusieurs types de détecteurs sont apparus successivement:

- Les anciens détecteurs analogiques (acquisition et traitement de l'image combinés): utilisent un film radiographique avec ou sans écran renforçateur.
- Les écrans radio luminescents à mémoire (ERLM) à conversion numérique indirecte (acquisition et traitement de l'image distincts) utilisent un écran de cristaux de sels de phosphore. Une image latente est enregistrée par les cristaux puis est lue par un rayon laser qui permet la conversion en signal électrique.
- Les capteurs plans à conversion numérique directe qui utilisent des diodes assurant la conversion directe lisible par circuit électronique. Ce type de détecteur de dernière génération est utilisé dans notre étude.

L'évolution de ces détecteurs a permis d'améliorer leur efficacité quantique de détection (DQE) au prix d'une discrète diminution de leur résolution spatiale. La DQE est une mesure combinant les effets du bruit et du contraste d'un système d'imagerie, elle est utilisée pour traduire la dégradation du rapport signal sur bruit par rapport au bruit photonique entre l'entrée et la sortie du système, soit la capacité du détecteur à utiliser les photons. La diminution de la résolution spatiale est compensée en pratique par une plus large bande passante de détection et les possibilités de traitement électronique de l'image.

La DQE élevée de ces nouveaux détecteurs permet également une diminution de l'irradiation des patients. Le faible poids et l'encombrement réduit de ces équipements facilitent leur intégration dans des services d'urgences.

Malgré les progrès de la numérisation, la résolution en contraste (discrimination des densités) reste limitée à cinq niveaux (métal, os, eau, graisse, gaz).

2.2.3 Formation de l'image en scanner

La tomodensitométrie est une technique d'imagerie mise au point en 1971, qui a bénéficié de deux évolutions technologiques majeures, en 1989 avec la mise au point de l'acquisition en mode hélicoïdal (anciennement séquentiel) et de l'acquisition multicoupes (jusqu'à 320 coupes simultanées actuellement).

L'acquisition des données est obtenue grâce à la rotation simultanée autour du patient du tube à rayons X et de détecteurs disposés en couronne

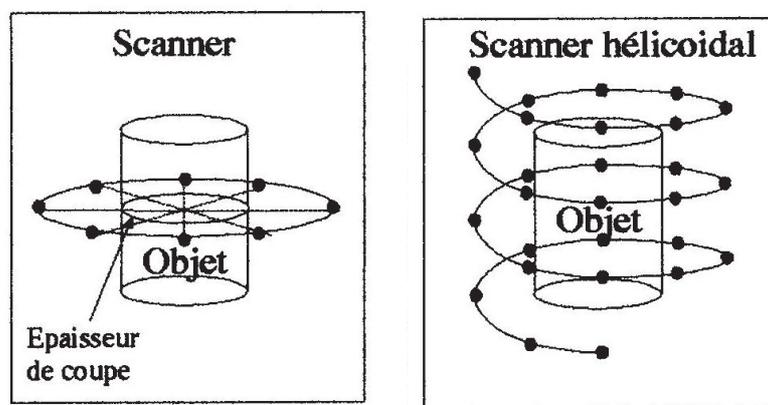


Fig. 17. Formation de l'image en scanner

En scanner, il n'y a spontanément aucune image, de multiples mesures de coefficient d'atténuation sont réalisées dans le plan (scanner séquentiel) ou le volume (scanner hélicoïdal) où tournent sur 360° le tube et les détecteurs (Fig. 17).

Chaque pixel de l'image est le résultat d'un calcul matriciel qui affecte un chiffre de densité calculée à partir de la mesure de l'atténuation des rayons X dans chaque voxel du volume exploré. Cette densité est ensuite transformée en une valeur de gris sur les pixels de l'image

La densité scannographique s'exprime en unités Hounsfield (UH), elle est définie par le rapport d'absorption μ du tissu étudié par rapport à celui de l'eau.

$$\text{Densité UH} = ((\mu - \mu_{\text{eau}}) / \mu_{\text{eau}}) \times 1000.$$

Par définition la densité de l'eau est 0 UH, celle de l'air -1000 UH et celle du calcium +1000 UH. La graisse a une densité de -50 UH.

L'échelle Hounsfield a grande précision et une large échelle de dispersion (-1000 à +4000). Le scanner permet de différencier des structures de densité proches, ce qui participe à la bonne résolution en contraste des images scannographiques.

Un important volume de données est acquis par l'appareillage, à partir de ces données des images en coupes doivent être reconstruites. La reconstruction des images est définie par plusieurs paramètres ajustables.

Grâce à l'amélioration des systèmes de détection, à des possibilités de calcul croissantes et à l'augmentation de la puissance des tubes radiogènes, le scanner produit des images de haute résolution spatiale (la plus petite distance entre deux points que le système peut mettre en évidence est infra millimétrique) dans de multiples plans.

Résolution spatiale et résolution en contraste sont dépendantes du rapport signal sur bruit (RSB) qui traduit la capacité de l'appareillage à faire apparaître de façon homogène un milieu homogène. Un rapport signal sur bruit adéquat nécessite l'acquisition d'une quantité suffisante de données ; un compromis entre qualité d'image et irradiation doit donc être optimisé en fonction de chaque examen. Le RSB est augmenté par l'épaississement des coupes reconstruites, au prix d'une diminution de la résolution spatiale.

Des algorithmes mathématiques récents de type reconstruction itérative permettent le calcul d'images moins bruitées à dose d'irradiation constante.

La résolution temporelle en scanner correspond au nombre d'image acquise par unité de temps, elle est actuellement très élevée.

Il existe de nombreux artefacts en scanner ; ils sont le reflet d'une discordance entre les valeurs de densité de l'image reconstruite et les valeurs réelles d'atténuation.

Les principaux rencontrés dans notre étude étaient les artefacts de mouvements et les artefacts liés à la présence de matériel métallique.

2.2.4 Formation de l'image en tomosynthèse

2.2.4.1 Formation de l'image

Le principe de la tomosynthèse reprend celui de la tomographie, développée par Ziedses des Plantes (35) dans les années 1930. Dans la tomographie historique, les coupes sont obtenues une par une, grâce à un effacement des autres plans: le floutage des plans non étudiés vient des caractéristiques géométriques de l'homothétie d'acquisition qui ne fait alors apparaître qu'une seule coupe : celle du plan d'homothétie.

L'examen permettait de se focaliser sur un unique plan à une profondeur prédéfinie grâce à un déplacement en continu de la source et du film dans des directions opposées, au prix d'une irradiation conséquente (Fig. 18). L'arrivée du scanner a rendu l'utilisation de cette technique obsolète.

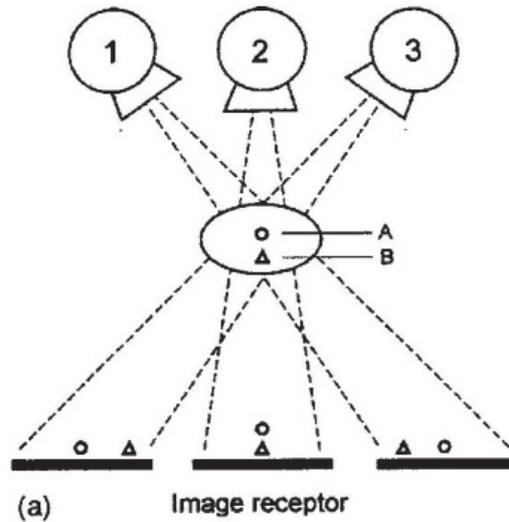


Fig. 18. Illustration de la tomographie d'après (35).

La tomosynthèse est une nouvelle technique d'imagerie en coupes par rayons X (Fig. 19). Elle reprend les principes de la tomographie à l'ère du calcul et des détecteurs numériques (36). Le principe de la tomosynthèse met en œuvre la projection de l'objet à imager selon plusieurs angulations distinctes en un seul balayage. L'utilisation d'un détecteur numérique rend possible l'acquisition des différentes projections à l'aide d'un seul détecteur qui reste fixe.

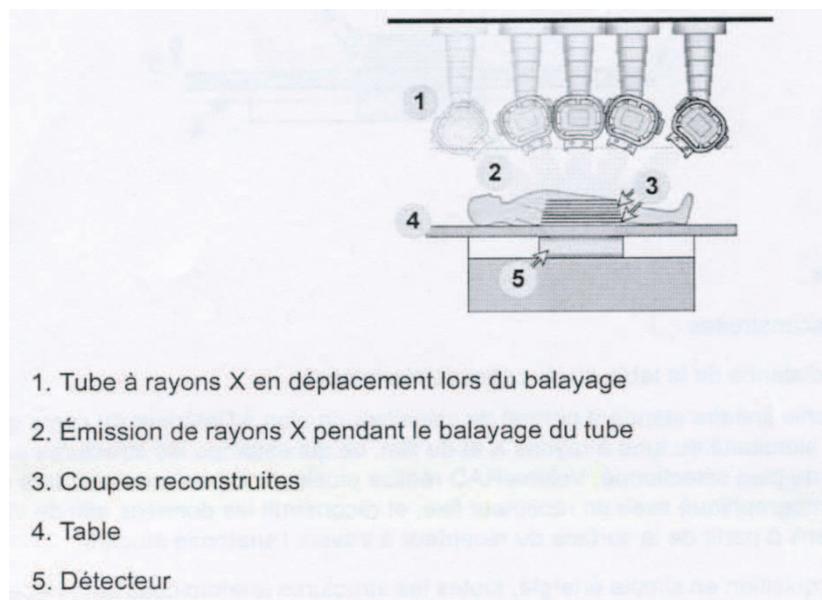


Fig. 19. Illustration simplifiée d'une acquisition-reconstruction par tomosynthèse (document commercial General Electric)

Il existe plusieurs géométries de couple tube/détecteur possibles (35), l'appareil de notre étude utilise la géométrie d'acquisition parallèle (Fig. 20): le tube avance dans un plan parallèle à celui du détecteur (le tube effectue un balayage suivant une trajectoire linéaire, le récepteur reste fixe, le tube effectue une rotation simultanée sur son axe pour rester dirigé vers le détecteur).

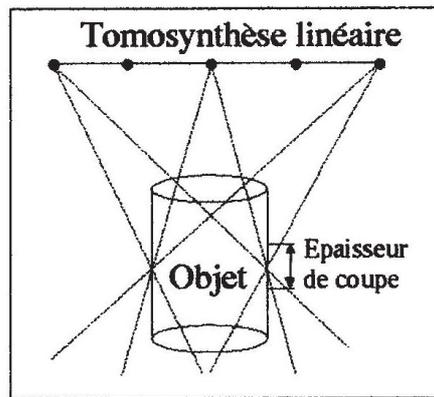


Fig. 20. Formation de l'image en tomosynthèse d'après (37).

2.2.4.2 Reconstruction des images

La reconstruction en tomosynthèse peut se faire selon plusieurs approches :

- utilisation d'un algorithme de filtrage rétroprojection : il permet de reconstituer une image à l'aide de la totalité de ses projections. L'algorithme de reconstruction consiste en une sommation et un décalage des projections : sur une coupe, seule les structures de la coupe visualisée sont nettes, les structures adjacentes hors coupe sont floues.

- utilisation de post-traitements type déconvolution/filtrage inverse sur une reconstruction par simple rétroprojection: on applique sur la région reconstruite une déconvolution de manière à gagner en résolution. La déconvolution est utilisée en imagerie pour améliorer la résolution et diminuer le bruit des images (38).

Ces opérations se font après l'acquisition et permettent à partir d'un nombre fini d'acquisitions radiographiques d'obtenir un nombre infini d'images reconstruites parallèlement au plan d'acquisition.

Les principales difficultés techniques rencontrées en tomosynthèse surviennent au moment de la reconstruction des images (39, 40, 41, 42, 43):

- Le problème d'angle limité : comme en tomographie, le plan sur lequel on se focalise est contaminé par les plans voisins : les structures du plan de reconstructions sont nettes alors que celles situées au dessus ou au dessous de ce plan seront floues. Le défi est donc de supprimer ou d'atténuer les structures floues provenant des autres plans, autrement dit d'augmenter la résolution verticale. La résolution verticale est cependant intrinsèquement limitée par le nombre limité des acquisitions angulaires, le tube ne faisant pas le tour du patient comme en tomodensitométrie (35).
- Le problème de la troncature des projections: il est dû à une acquisition des projections avec un mouvement suivant la grande longueur de l'objet. Pour les angles de projections élevés, certains rayons se projettent hors du détecteur et sont à l'origine

d'artéfacts à la reconstruction. Sur un patient en décubitus dorsal, la périphérie des coupes reconstruites apparaît floue.

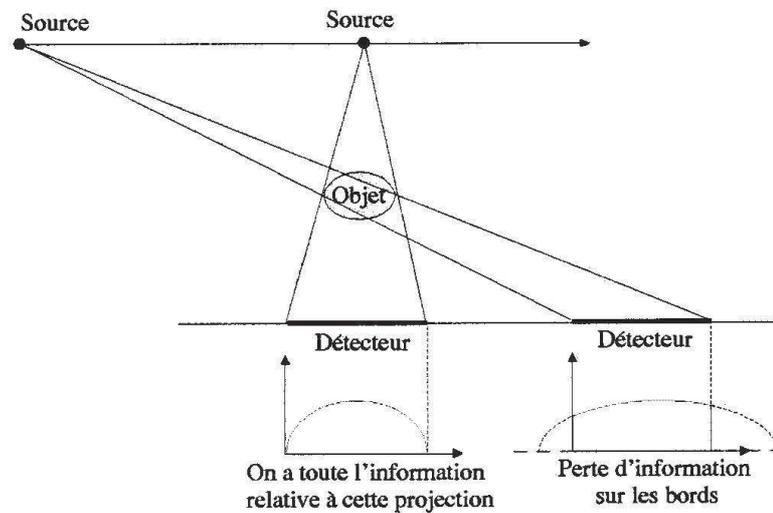
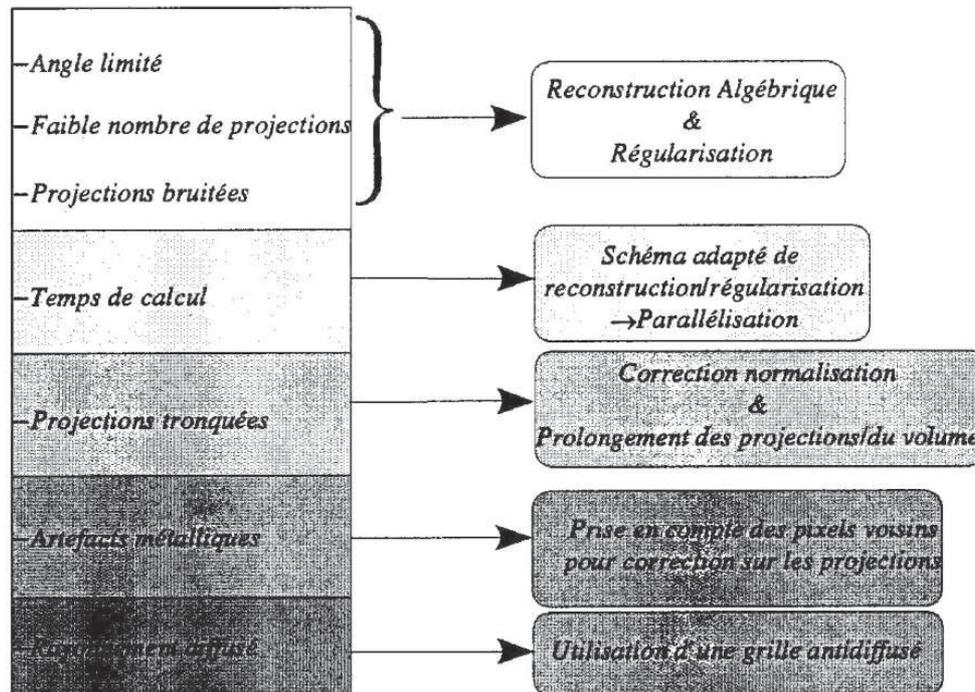


Fig. 21. D'après (37).

Illustration du problème de la troncature des projections.

- Le problème des artéfacts dus aux corps étrangers absorbants (métalliques): sur la zone où l'objet métallique est projeté, il n'y a plus d'information de densité cohérente à cause de l'absence de photons sur le détecteur, il existe un problème de "données manquantes".
Ce problème a fait l'objet de plusieurs publications (44, 45). Il est cependant moins important qu'en scanner.
- Le problème du rayonnement diffusé: il est à l'origine d'une diminution de contraste et d'une augmentation du niveau de bruit général des images. Ce problème est toujours est rencontré avec l'utilisation de rayons X.

Fig. 22. Tableau récapitulatif des difficultés rencontrées pour la reconstruction des images en tomosynthèse et solutions proposées d'après (37).



La puissance de calcul des consoles de traitement actuelles permet de produire en tomosynthèse des images dans un volume avec une résolution anisotrope, c'est à dire des coupes de grandes dimensions (40 x 40 cm) avec une haute résolution dans le plan du détecteur.

2.2.4.3 Domaines d'application en milieu clinique

La tomosynthèse est intéressante dans de nombreux domaines.

- En imagerie mammaire :

On cherche à améliorer la détection et la caractérisation des cancers du sein (46).

On réalise une acquisition en incidence de face et en incidence oblique. La tomosynthèse offre de nombreux bénéfices cliniques potentiels (47, 48): une réduction de la dose délivrée et de la compression du sein, moins de superposition de tissus d'où une lecture diagnostique plus rapide, une meilleure localisation 3D des lésions et une meilleure caractérisation des masses, des asymétries de densité et des distorsions architecturales.

Les études réalisées indiquent une augmentation de la spécificité et de la sensibilité pour la détection des lésions en tomosynthèse par rapport au clichés mammographiques simples (49, 50). Elle est aujourd'hui indiquée en cas de doute diagnostique suite à une mammographie.

Des études sont en cours afin de déterminer la place exacte de la tomosynthèse en imagerie mammaire.

- En imagerie thoracique

La tomosynthèse semblerait permettre d'améliorer la détection et l'évaluation des nodules pulmonaires par rapport à la radiographie standard ($p < 0.0001$), notamment pour les nodules inférieurs à 9 mm (51, 52).

Elle représente une alternative intéressante en imagerie thoracique en raison des faibles doses d'irradiation, comparée au scanner thoracique. La dose effective totale est en moyenne de 0.12 milli Sievert, ce qui représente trois fois plus qu'une radiographie thoracique mais 100 fois moins qu'un scanner thoracique (51).

Elle permet une meilleure détection de petites lésions pulmonaires par rapport à la radiographie conventionnelle (ex: fines réticulations intralobulaires à petites mailles, foyers pulmonaires, caractérisation fine du verre dépoli) (53).

- En imagerie ostéo-articulaire

Son intérêt concerne le diagnostic de fractures complexes, de traumatismes sur des zones telles que le genou (plateau tibial), le rachis, la cheville, le poignet ou la hanche.

Plusieurs études portent sur son apport dans le diagnostic des fractures du scaphoïde.

En effet, la tomosynthèse offre une délimitation précise des espaces articulaires sans superposition des tissus mous adjacents. C'est une technique d'imagerie rapide (10 secondes), facile d'accès, moins irradiante et moins coûteuse qu'un scanner du poignet.

Elle permet aussi une meilleure visibilité en cas de présence de matériel d'ostéosynthèse (54).

Elle permet de mettre en évidence des fractures du scaphoïde non visibles à la radiographie standard (55), en montrant des fractures corticales, de l'os trabéculaire, et la présence d'un déplacement.

Elle nécessite une expérience du radiologue qui l'interprète car certains artéfacts liés aux structures en dehors du plan de focalisation peuvent à tort mimer une fracture (56).

La tomosynthèse a été proposée en cas de douleur du poignet et de radiographie normale ou difficilement interprétable, néanmoins sa sensibilité, sa spécificité restent inférieure à celles du scanner (56).

Son avantage majeur serait sa faible irradiation : 28 fois moins irradiante qu'un scanner du poignet (36).

Certains auteurs indiquent la possibilité de diagnostiquer et suivre la progression de certaines maladies comme l'arthrose en fournissant des images quantitatives de l'espace fémoro-tibial d'un genou portant actif (57). Les auteurs utilisent une méthode semi-automatique pour mesurer l'espace fémoro-tibial à partir des coupes reconstruites en tomosynthèse.

La tomosynthèse est intéressante et efficace pour des régions anatomiques à fort contraste, type os. Etant donné le faible nombre de données disponibles, que ce soit au niveau du débattement angulaire ou du nombre de projection, il semble illusoire de reconstruire des structures peu contrastées type tissus mous (37).

- En angiographie soustractive

Elle consiste à réaliser deux acquisitions, l'une avec injection de produit de contraste en intraveineux, et l'autre sans injection. Une soustraction des deux images permet d'obtenir

une image des vaisseaux. La tomosynthèse permet de reconstruire différentes coupes et d'éviter la superposition des artères (58).

- En imagerie dentaire

La tomosynthèse est une technique courante en imagerie dentaire, pour rechercher des caries, des abcès, des fractures dentaires. Lors de la prise du cliché, la caméra se déplace devant le visage tout autour de la mâchoire, on forme ainsi un "développé" de la mâchoire par intégration en continu des photons sur le capteur.

2.3 DOSIMETRIE

2.3.1 Encadrement législatif de l'exposition aux rayons X

L'exposition aux rayons X peut engendrer des effets nocifs à court et long terme chez l'homme (59), de type stochastiques quelle que soit la dose et déterministes en cas de dose importante.

La limitation de l'irradiation est devenue un enjeu majeur de santé publique. La part du scanner dans l'irradiation médicale est notamment en augmentation constante, atteignant 60% de la dose collective d'origine diagnostique alors qu'il ne représente que 15% de l'activité radiologique (60).

Le compromis entre la dose délivrée et la qualité de l'image doit tenir compte du principe "ALARA": "as low as reasonably acceptable" mentionné dans l'Article L.1333-1 du Code de la Santé Publique: les expositions doivent être réduites au niveau le plus bas raisonnablement possible.

Les doses délivrées aux patients sont encadrées par des principes inspirés des directives européennes Euratom 97/43 et Euratom 96/29.

- Le principe d'optimisation: formalisé dans "le guide des procédures radiologiques" (61). Ce guide contient les niveaux de référence de dose (NRD) des examens les plus courants, ainsi que des recommandations pour réduire les doses d'irradiation. Les NRD représentent des valeurs de doses en dessous desquelles se situent 75% des installations, et permettent d'évaluer les doses délivrées aux patients. Il n'existe pas de NRD pour les extrémités.
- Le principe de justification: rappelé par "le guide du bon usage des examens d'imagerie médicale" des Sociétés Française de Radiologie et de Médecine Nucléaire (62). Tout examen d'imagerie doit être justifié, les indications doivent être rationalisées. Suite à un échange préalable d'information écrite entre le demandeur et le réalisateur de l'acte, le médecin réalisateur de l'acte indique sur un compte-rendu les informations au vu desquelles il a estimé l'acte justifié ainsi que toute information utile à l'estimation de la dose reçue par le patient.
- Le principe de limitation des doses: il n'y a pas de limitation de dose pour les patients contrairement aux doses reçues par les travailleurs ou le public qui sont limitées par voie réglementaire.

2.3.2 Outils communs de mesure de l'irradiation

L'irradiation reçue par le patient peut être évaluée à l'aide de différents paramètres.

- La dose absorbée (DA): elle se définit comme la quantité d'énergie par unité de masse reçue par l'organisme, elle s'exprime en Gray (Gy) ($1\text{Gy} = 1 \text{ Joule/Kg}$). Elle dépend directement de la dose délivrée par l'appareil. C'est une dose "physique" mesurable quels que soient le rayonnement et le milieu considérés.

- La dose efficace (DE): est un indicateur des risques qui prend en compte les effets stochastiques des expositions aux rayonnements ionisants. Les tissus du corps humain ont une radiosensibilité variable, qui augmente notamment en cas de faible différenciation cellulaire et d'activité mitotique importante. Un facteur de pondération tissulaire (W_t) tente de donner son importance réelle en termes de risque à chaque organe dans la genèse des effets néfastes provoqués par une irradiation. Les facteurs de pondération tissulaire sont arbitrairement définis par la Commission Internationale de Protection Radiologique et sont susceptibles de changer (Fig. 23).

La dose efficace reçue par un organisme est obtenue en multipliant la dose absorbée par chaque organe exposé par le facteur de pondération tissulaire de cet organe puis en additionnant les doses reçues par les différents organes exposés.

La dose efficace est donc une grandeur non mesurable qui exprime un risque lié à une exposition à un rayonnement.

Pour les rayons X :
Dose efficace = Dose absorbée x Facteur de pondération tissulaire (W_t du genou)

Organe ou tissu	Facteur de pondération tissulaire w_t		
	CIPR n° 60	CIPR n° 103	$W_{TCIPR103}/W_{TCIPR60}$
Gonades	0,20	0,08	0,4
Moelle osseuse	0,12	0,12	1
Colon	0,12	0,12	1
Poumons	0,12	0,12	1
Estomac	0,12	0,12	1
Vessie	0,05	0,04	0,8
Seins	0,05	0,12	2,4
Foie	0,05	0,04	0,8
Œsophage	0,05	0,04	0,8
Thyroïde	0,05	0,04	0,8
Surface osseuse	0,01	0,01	1
Peau	0,01	0,01	1
Cerveau	dans les organes restants	0,01	-
Glandes salivaires	0	0,01	∞
Organes restants ⁽¹⁾	0,05	0,12	2,4

⁽¹⁾ CIPR n° 60 : glandes surrénales, cerveau, reins, muscles, pancréas, intestin grêle, rate, thymus, utérus.
CIPR n° 103 : glandes surrénales, région extra-thoracique, vésicule biliaire, cœur, reins, ganglions lymphatiques, muscles, muqueuse buccale, pancréas, prostate, intestin grêle, rate, thymus, utérus.

Fig. 23. Facteurs de pondération tissulaire (W_t) selon les publications n°60 et n°103 de la CIPR (Commission Internationale de Protection Radiologique).

Avantages de la DE:

- Elle tient compte de la radiosensibilité des organes irradiés
- C'est la même échelle de référence quelle que soit la modalité d'imagerie ou la région examinée.
- On a la possibilité d'additionner des DE liées à différents examens.

Inconvénients de la DE:

- C'est une grandeur calculée, qui ne correspond pas à une grandeur physique, plus difficilement accessible en routine
- Elle dépend des valeurs des facteurs de conversion qui sont fixés arbitrairement par consensus et qui peuvent varier
- Ces facteurs de conversion sont uniques, quel que soit l'âge du patient or la radiosensibilité d'un organisme est d'autant plus importante que cet organisme est jeune
- Il n'existe pas de facteur de conversion pour les extrémités.

2.3.3 Outils de mesure de l'irradiation en scanner

- Le Computed Tomography Dose Index (CTDI): pour connaître la dose absorbée en scanner, on utilise un index de dose obtenu à partir de mesures effectuées sur fantômes à l'aide de dosimètres. Pour tenir compte de la diminution de la dose en profondeur, le CTDI pondère les valeurs obtenues à l'aide de dosimètres placés en surface et au centre du fantôme.
Le CTDI pondéré (CTDI_w) s'affiche à la console du scanner lors du choix des paramètres et varie en fonction du kilovoltage, du milliampérage choisi, du temps de rotation et de l'épaisseur de coupe choisis.
Appliqué à plusieurs coupes il devient le CTDI_{vol} (volumique): MSAD (multi scan average dose: dose moyenne multi-coupe en mGy dans un fantôme standard) / Pitch.
C'est un indicateur de la dose aux tissus.

Avantages du CTDI:

- il est affiché à la console du scanner, c'est une norme internationale imposée aux constructeurs
- il permet le calcul du produit dose longueur

Inconvénients du CTDI:

- il n'est déterminé que sur fantômes de 16 et 32 cm
- les valeurs de dose sont non spécifiques au patient
- il peut être calculé dans différents milieux

- Le produit dose-longueur (PDL): il est défini par le CTDI_{vol} x longueur explorée en tomodensitométrie.
Cette grandeur est à usage clinique, en relation avec le risque.
Il s'exprime en Grays x centimètre (Gy.cm).
Il représente la dose délivrée au volume.
Le PDL et le CTDI d'un examen peuvent être comparés aux niveaux de recommandation de dose (NRD) publiés par la Commission Européenne.
- Calcul de la dose efficace (DE):
 - Soit à partir du CTDI en pondérant cet index par le facteur de radiosensibilité de chaque organe contenu dans le volume exploré (W_t)

- Soit plus simplement en multipliant le PDL par le coefficient de conversion scannographique correspondant à la région explorée.

Région explorée	Coefficient de conversion E_{DLP}
Pelvis	0,018
Thorax	0,017
Abdomen	0,015
Tête	0,002

Fig. 24. Coefficient de conversion du PDL en dose efficace en fonction de la région explorée (63).

Il n'existe pas de facteur de conversion pour les extrémités, notamment pour le genou.

2.3.4 Outils de mesure de l'irradiation en tomosynthèse et en radiographie standard

On utilise une autre grandeur mesurable:

- Le produit dose surface (PDS) : en radiographie, le faisceau de rayons X provient d'une seule direction, on utilise donc une grandeur constituée du produit de la dose délivrée par la surface sur laquelle elle est délivrée. Il s'exprime en Gy.cm².
- Calcul de la dose efficace : Elle est calculée en multipliant le PDS par le coefficient de conversion radiographique de la zone explorée.

Tableau III. — Conversion permettant de passer du produit dose x surface à la dose efficace, par application de coefficients de conversion (2).

Région explorée	KV	Coefficient de conversion E_{PDS}
Thorax Face	130	0,33
Thorax Profil	130	0,15
Abdomen	70	0,17
Abdomen	90	0,22
Bassin	70	0,20
Tête F	80	0,04
Rachis cervical F	70	0,21
Rachis cervical P	70	0,03
Rachis thoracique F	70	0,27
Rachis thoracique P	80	0,10
Rachis lombaire F	80	0,21
Rachis lombaire P	90	0,13

Fig. 25. Coefficients de conversion E_{PDS} permettant de passer du PDS à la DE (63).

Soit Dose efficace = PDS x E_{PDS}

En tomosynthèse, il n'existe pas coefficient de conversion spécifique. Il n'existe pas non plus à ce jour de coefficient de conversion pour les extrémités en radiographie standard (64).

L'estimation de la dose efficace en tomosynthèse fait intervenir une double approximation de la dose efficace. La première approximation est liée au caractère arbitraire de la détermination du facteur de conversion radiographique et la seconde est liée à l'exposition de la surface sous différents angles et de façon non uniforme.

Afin de calculer les doses en tomosynthèse thoracique, certains auteurs ont utilisés la simulation "PCXMC dite de Monte Carlo" (65) qui permettait de déterminer la dose absorbée pour tous les organes d'un patient donné (66) à l'aide de fantômes hermaphrodites.

La dose absorbée calculée est multipliée par le facteur de conversion tissulaire W_t et un ratio arbitraire (de 10 pour le thorax): les auteurs considèrent en effet que les mAs cumulés pour un examen de tomosynthèse se doivent d'être 10 fois supérieurs aux mAs d'un cliché thoracique de face). Cette méthode arbitraire est approximative et franchement discutable.

2.4 PARAMETRES INFLUENCANT L'IRRADIATION

2.4.1 Paramètres communs à toutes les techniques utilisant les rayons X

Certains paramètres sont liés à l'exploration réalisée :

- La surface ou le volume explorés : plus ils sont réduits, plus la dose est limitée
- La charge du tube (mAs): la dose absorbée est directement proportionnelle à la charge appliquée au tube.
La dose est doublée si on multiplie les mAs par deux, mais le bruit est diminué (proportionnel à $1/\sqrt{\text{mAs}}$).
Elle peut faire l'objet d'une modulation automatique ou manuelle.
- La tension (kV): la dose délivrée est proportionnelle au carré de la tension. La baisse des kV réduit l'irradiation de manière très efficace.

D'autres ne dépendent que de l'appareillage, comme la sensibilité des détecteurs.

2.4.2 Paramètres spécifiques au scanner

Les paramètres d'acquisition influençant la dose absorbée par le sujet et modifiables par l'utilisateur sont :

- Le pitch: il se définit comme le rapport entre le pas de l'hélice (distance parcourue par la table pendant une rotation de 360° du tube) et la collimation du faisceau (couverture en z des détecteurs). Son augmentation diminue le rapport signal sur bruit en acquisition multicoups. Afin de conserver ce rapport constant, certains constructeurs ont proposés une valeur de mAs (effectifs) non constante lors de l'acquisition, modulés en fonction du pitch pour délivrer une dose au volume en mAs

qui soit constante. Le pitch va de 0,5 à 2. Plus il est faible, plus la quantité d'information acquise (et l'irradiation) sera importante.

- La collimation: la collimation primaire (à la sortie du tube à rayons X) calibre le faisceau de rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe désirée et influence de ce fait la dose reçue, la collimation secondaire (en amont des détecteurs) limite le rayonnement diffusé.

2.4.3 Facteurs spécifiques en tomosynthèse et en radiographie standard

La majorité des paramètres sont communs aux deux techniques :

- La filtration : elle permet d'obtenir un spectre de rayonnement étroit et de diminuer la dose reçue.
- La distance patient/tube (SID : source image distance) : plus elle diminue, plus on est proche du patient, plus la dose augmente, à surface exposée constante (67).

Des systèmes de contrôle automatiques peuvent aider les opérateurs à la réduction des expositions.

Particularités en tomosynthèse :

- Le dose ratio (ou rapport de dose): est modifiable par l'utilisateur, il influence directement la qualité de l'image.
Ce ratio se base sur la dose utilisée pour le cliché standard de repérage qui est de qualité équivalente à celle d'une radiographie standard. ; il attribue arbitrairement au balayage de tomosynthèse une dose qui est un multiple de la dose utilisée pour les clichés de repérage.
Exemple : un rapport de dose de 5 (qui est celui qui sera utilisé dans notre étude) signifie que le balayage sera effectué avec 5 fois la dose utilisée pour le repérage de l'examen.

Explication :

La dose totale de l'examen est donc celle du repérage + 5 fois celle du repérage

Soit : dose totale = 6 x dose du repérage

Ainsi, pour le calcul de dose d'une acquisition, les mAs du repérage sont prises en compte, multipliées par 5 et divisées sur les 40 projections réalisées.

La dose d'une projection représente donc 1/8 de la dose du scout view.

Notre appareil de tomosynthèse impose de réaliser une acquisition aussi étendue dans l'axe crano-caudal que les clichés de repérage (pas de diaphragme en hauteur) ce qui limite les possibilités de réduction de la surface exposée.

Dans le cas de notre étude, les données accessibles à la console au moment de la réalisation de l'examen en temps réel étaient le PDS global de l'examen.

Les autres paramètres d'acquisition ne sont pas modifiables :

- L'angle de rotation du tube : 40° pour le genou
- Le nombre d'expositions : 40 pour le genou

2.5 PRISE EN CHARGE RADIOLOGIQUE ACTUELLE DES FRACTURES DES PLATEAUX TIBIAUX

2.5.1 Place de la radiographie standard

La radiologie conventionnelle reste à l'heure actuelle la technique de choix de première intention pour exclure ou confirmer la présence d'une fracture du plateau tibial suite à un traumatisme aigu du genou (68).

En urgence, on réalise une radiographie en incidence de face et de profil en décubitus dorsal. L'incidence de profil présente deux avantages: la non-mobilisation du patient et la possibilité d'individualiser un signe indirect de fracture qu'est le niveau hémato-lipidique ou lipo-hémarthrose au niveau du cul de sac sous-quadricipital (69), qui se voit en cas de fracture articulaire, cependant son absence n'exclut pas la fracture (70).

Des incidences complémentaires (clichés de trois quarts) peuvent être réalisées en cas de doute et de normalité des incidences de face et de profil.

Les clichés doivent être obtenus correctement exposés, sans superposition de matériel d'immobilisation, ils doivent être bien alignés de face et de profil, ce qui est parfois difficile dans le cadre de l'urgence.

L'incidence de face est réalisée avec le rayon directeur centré 1 cm en dessous de la pointe de la patella et parallèle au plateau tibial, dirigé d'avant en arrière, c'est à dire avec 7° d'inclinaison de haut en bas par rapport à l'axe du tibia.

L'incidence de profil est effectuée avec le rayon directeur centré 1cm en arrière du tendon rotulien et parallèle aux extrémités distales des condyles, c'est à dire avec 5° à 10° d'inclinaison de haut en bas par rapport à une perpendiculaire à l'axe du fémur, le rayon étant dirigé du compartiment latéral vers le compartiment médial du genou.

Selon la règle d'Ottawa (70), il n'est utile de réaliser une radiographie de genou après un traumatisme aigu que si au moins un des cinq critères suivants est présent:

- Age du patient supérieur à 55 ans
- Douleur élective au niveau de la tête fibulaire
- Douleur isolée de la patella
- Impossibilité de fléchir le genou à 90°
- Impossibilité de prendre appui pour faire quatre pas immédiatement après le traumatisme et au service des urgences.

Toutefois ces critères n'excluent pas la présence de fractures-avulsions ou de fractures de petite taille (<5 mm).

En pratique, les traumatismes entraînant des fractures du plateau tibial sont souvent à haute énergie et la réalisation des radiographies standards est systématique. Elles permettent de

confirmer l'existence d'une fracture et d'en approcher la caractérisation. Les lésions risquent d'être sous estimées par les radiographies, cependant en cas de lésions non déplacées sans discordance radio-clinique, l'évaluation radiographique peut être suffisante (71).

Certains types de fracture du plateau tibial sont difficiles à apprécier en radiographie standard, comme les fractures-enfoncements ou les fractures postérieures. En effet l'inclinaison postérieure de 5 à 15° du plateau tibial fait que le degré exact d'enfoncement des surfaces articulaires peut être mal estimé (72), la dépression des surfaces articulaires antérieures peut être sous-estimée et celle des surfaces postérieures surestimée (73). Ces erreurs de quantification de l'enfoncement du plateau doivent être évitées au maximum car celui-ci est un facteur clé dans la décision thérapeutique ultérieure (74).

2.5.2 Place du scanner

Le scanner est actuellement réalisé en routine pour l'évaluation pré chirurgicale des fractures des plateaux tibiaux, pour préciser des lésions radiographiques ou en cas de radiographies normales avec une forte suspicion clinique de fracture.

Cet examen en coupe permet une appréciation minutieuse des enfoncements, des séparations et de la comminution des fragments. En effet, le scanner modifie la stratégie thérapeutique basée sur les radiographies standards dans 6% à 60% des cas (75).

L'excellente résolution spatiale couplée à une résolution en contraste satisfaisante permet de visualiser les hématomes secondaires à des lésions ligamentaires, et d'exclure celles-ci avec une valeur prédictive négative de 98% (76).

Par ailleurs, la possibilité d'explorations vasculaires avec injection intraveineuse de produit de contraste permet l'exploration des lésions traumatiques de l'artère poplitée.

2.5.3 Place de la tomosynthèse

Sa place n'est pas encore définie dans la stratégie d'imagerie actuelle.

Les données de la littérature sont très limitées en traumatologie notamment dans le cadre la prise en charge des fractures des plateaux tibiaux. Son utilisation dans cette indication est l'objet de notre étude.

2.5.4 Place de l'imagerie par résonance magnétique (IRM)

La place actuelle de l'IRM dans l'évaluation des fractures des plateaux tibiaux reste mal définie.

Elle permet une évaluation précise des dommages causés aux surfaces articulaires et au cortex osseux (détection de fractures occultes, œdème médullaire) et l'étude des lésions ménisco-ligamentaires associées et des tissus mous environnants (77).

L'IRM serait équivalente au scanner dans l'appréciation de la configuration de la fracture, (78). Néanmoins cette imagerie n'est réalisable que sur des patients hémodynamiquement stables, elle est relativement longue, peu disponible, il existe des contre-indications (claustrophobie, pacemaker...) et son coût est également un facteur limitant.

3/ ETUDE

3.1 MATERIEL ET METHODE

3.1.1 Patients

L'étude que nous avons réalisée est prospective.

Critères d'inclusion:

- Tous les patients victimes d'un traumatisme du genou se présentant dans le service d'accueil des Urgences du CHU de Rouen pendant une période d'un an entre le premier février 2012 et le premier février 2013 chez qui une fracture des plateaux tibiaux était visible en radiographie standard et/ou pour lesquels une exploration scannographique du genou était indiquée, ont bénéficié d'une tomosynthèse du genou de face et de profil réalisée en plus de ces deux précédents examens. La tomosynthèse était réalisée après information orale du patient et consentement oral de celui-ci.

Critères d'exclusion:

- Examen non réalisable en raison de douleurs importantes du patient ne permettant pas la réalisation technique de l'examen
- Polytraumatisé avec lésions multiples ne permettant pas de retard dans la prise en charge thérapeutique
- Patient instable sur le plan hémodynamique
- Patient ayant eu un protocole incomplet (scanner réalisé sans la tomosynthèse, tomosynthèse réalisée sans le scanner)
- Un âge inférieur à 16 ans
- Scanner réalisé sur un autre site que le CHU de Rouen
- Refus du patient

Après application des critères d'exclusion, nous avons obtenu une cohorte prospective de 40 patients, dont l'âge moyen était de 50 ans (compris entre 16 et 85 ans). La cohorte comportait 21 hommes et 19 femmes. 18 patients ont été exclus de l'étude car la tomosynthèse n'avait pas été réalisée.

Le critère de jugement principal de notre étude était la justesse de la classification de la fracture en tomosynthèse selon les classifications de l'AO et celle de Schatzker.

Cette classification était comparée à celle obtenue après l'examen scannographique, utilisée comme gold-standard.

Les critères secondaires étaient la qualité des images obtenues, la quantification des enfoncements/séparations et les indices de confiance des lecteurs.

L'irradiation des patients a également été évaluée.

3.1.2 Protocoles d'acquisition

Les images ont été acquises avec un scanner hélicoïdal 64 barrettes lightspeed VCT General Electric (GE Healthcare Medical Systems) et une table radiographique à capteur plan permettant la tomosynthèse VolumeRad General Electric.

Les paramètres utilisés pour la réalisation des examens sont exposés ci-dessous.

PROTOCOLE TOMOSYNTHESE

- Installation: en décubitus dorsal (face) puis latéral (profil)
- Anatomie: genou
- 2 vues: antéropostérieure et latérale
- kV: 70
- mA: 250
- Rapport de dose : 5
- Nombre d'acquisitions en antéropostérieure et en latéral : 40 (x2)
- Angle de balayage : 40 degrés
- Volume d'acquisition: celui des clichés standards de repérage, la hauteur du volume d'acquisition n'étant pas modifiable
- intervalle entre les coupes : 1mm
- épaisseur de coupe : 1mm
- Facteur d'échantillonnage : 1
- Hauteur de début : 10 mm (variable selon patient)
- Hauteur de fin : 140 mm (variable selon patient)
- Temps d'acquisition: quelques secondes
- Temps de reconstruction des images: entre 5 et 10 minutes

PROTOCOLE TOMODENSITOMETRIE

- Anatomie: genou
(Position: décubitus dorsal, genou intéressé au centre de l'anneau, fléchi à 20°, jambe controlatérale fléchie sur l'abdomen)
- 1 acquisition hélicoïdale spiralée (TDM 64 barrettes)
- kV: 120
- mA: 250
- Pitch: 0.5
- Vitesse de rotation: 0.8 s
- Volume d'acquisition: de quelques centimètres au dessus de la rotule à quelques centimètres en dessous des épiphyses du tibial et de la fibula.
- Epaisseur de coupe: 0.625 mm (collimation primaire)
- Reconstructions:
 - Filtre Os: dans les 3 plans; axial, coronal, sagittal 60 coupes < 0.5 mm d'épaisseur, fenêtre : 2000-500
 - Filtre Mou: dans les 3 plans; axial, coronal, sagittal oblique 60 coupes de 45 mm d'épaisseur, fenêtre 350-40
 - Reconstruction 3D volumique
- Temps d'acquisition : quelques secondes
- Temps de reconstruction des images: quelques dizaines de secondes

L'ordre de réalisation des deux examens était indifférent, cependant la tomosynthèse était le plus souvent réalisée juste après les radiographies standards pour des raisons techniques.

3.1.3 Interprétation des images de tomosynthèse et de tomодensitométrie

Les examens ont été anonymisés puis enregistrés sur le Picture Archiving and Communication System (PACS) (Impax, AGFA Healthcare, Ivry-sur-Seine, France) du CHU de Rouen sous la forme de fichiers d'enseignements.

Les images ont été secondairement interprétées, indépendamment, par quatre lecteurs différents :

- un radiologue senior expert en imagerie ostéo-articulaire (lecteur 1)
- un interne DES de radiodiagnostic en milieu de cursus (lecteur 2)
- un chirurgien orthopédiste senior expert en traumatologie du genou (lecteur 3)
- un interne DES d'orthopédie en milieu de cursus (lecteur 4)

Chaque lecteur a classé les fractures explorées selon les classifications de l'AO et de Schatzker en utilisant la tomosynthèse puis le scanner. Des fiches standardisées ont été utilisées (Fig. 26, 27).

Les lecteurs 1 et 2 ont en plus évalué les critères secondaires.

Chaque lecteur a dû évaluer son niveau de confiance diagnostique en chacun des examens.

Une deuxième lecture, consensuelle, des deux examens effectués pour chaque patient a été réalisée par les lecteurs 1 et 2 dans un délai de trois mois.

Les éléments cliniques ont été recherchés après la fin de l'ensemble des lectures, ils incluent: les circonstances du traumatisme, l'âge du patient, le sexe du patient et le type de traitement de la fracture.

Fracture du plateau tibial	Tomosynthèse	Tomodensitométrie
Fracture visible à la radiographie standard	Oui/non	
Qualité de l'image	Bonne/moyenne/médiocre	Bonne/moyenne/médiocre
Fracture unitubérositaire: -externe, interne -tassement, séparation, mixte	Oui/non -externe/interne -tassement/séparation/mixte	Oui/non -externe/interne -tassement/séparation/mixte
Fracture bitubérositaire	Oui/non	Oui/non
Fracture spinotubérositaire	Oui/non	Oui/non
Comminution	Oui/non	Oui/non
Enfoncement du plateau (+/- 4 mm)	Oui/non +4mm/-4mm mm:	Oui/non +4mm/-4mm mm:
Séparation d'un fragment (+/- 2mm)	Oui/non +2mm/-2mm mm:	Oui/non +2mm/-2mm mm:
Fracture associée (rotule, tête fibula, diaphyse tibiale, condyle fémoral interne ou externe)	Oui/non -rotule -tête de la fibula -diaphyse tibiale -condyle fémoral interne/externe	Oui/non -rotule -tête de la fibula -diaphyse tibiale -condyle fémoral interne/externe
Os sous jacent (normal, déminéralisé, arthrose)	-normal -déminéralisé -arthrosique	-normal -déminéralisé -arthrosique
Fracture massif épineux	Oui/non	Oui/non
Corps étranger intra-articulaire	Oui/non	Oui/non
Hémarthrose	Oui/non	Oui/non

Irradiation	Tomosynthèse	Tomodensitométrie
Dose absorbée	PDS (dGy.cm ²):	PDL (mGy.cm):
kV		
mA		

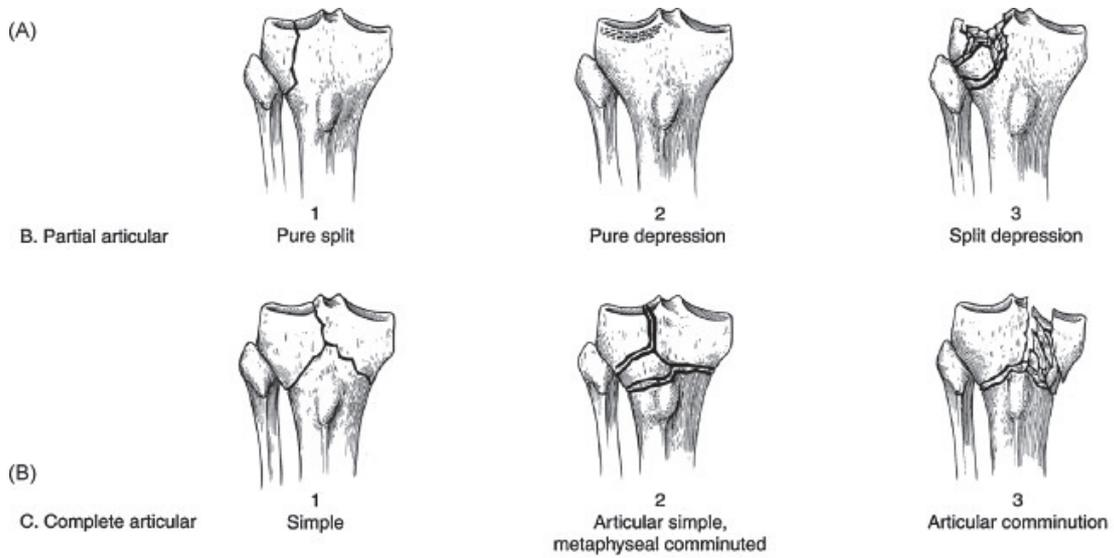
Clinique	
Circonstances du traumatisme (chute/AVP...)	
Age du patient	
Sexe	

PATIENT OPERÉ DE SA FRACTURE : OUI/NON

Indice de confiance diagnostique	Tomosynthèse	Tomodensitométrie
Faible/moyen/élevé		

Fig. 26. Recueil des données de l'étude

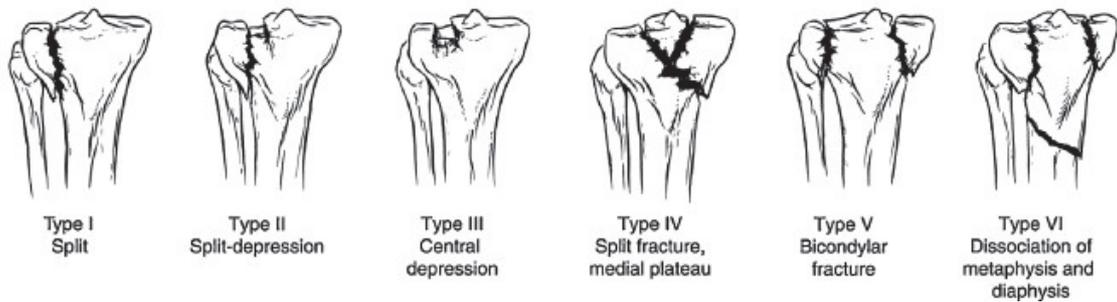
Selon L'AO :



Tomosynthèse :

Scanner :

Selon Schatzker :



Tomosynthèse :

Scanner :

Fig. 27. Classification de la fracture

3.1.4 Analyse statistique

Les statistiques ont été réalisées avec les logiciels NCSS 2007-(Utah) et StatExact8-Cytel. Les tests statistiques réalisés avaient pour objectif de comparer les performances des deux examens.

Différentes études de concordance ont été réalisées à l'aide de coefficients de concordance Kappa pondéré (k). Les valeurs de k étaient interprétées en excellentes (k=0,81-1), bonnes (k=0,61-0,80), moyennes (k=0,41-0,60), faibles (k=0,21-0,40), ou mauvaises concordances (k=0,00-0,20).

L'étude de la dispersion des valeurs des enfoncements et séparations de fragments, entre scanner et tomosynthèse, et entre lecteurs, a été étudiée à l'aide du test de Bland & Altman, et des coefficients de corrélation intra-classes (CCIC).

Elle a été étudiée en valeur absolue ainsi qu'en classifiant les fractures en déplacées ou non déplacées en retenant des valeurs limites de 4 mm pour les enfoncements et de 2 mm pour les séparations.

Nous avons choisi arbitrairement ces valeurs car elles déterminent souvent les indications opératoires dans la littérature.

Sur les différents diagrammes, l'axe des ordonnées représente la différence entre chaque distance mesurée (en mm) ($X_1 - X_2$) et l'axe des abscisses représente la moyenne des distances mesurées $(X_1 + X_2)/2$. La droite centrale évalue le biais moyen entre les deux méthodes par rapport à 0, les droites sus et sous jacentes représentent les déviations standards (-2DS, -1DS, +1DS, +2DS).

L'indice de confiance et la qualité de l'image étaient notés en 0 (insuffisant), 1 (moyen) et 2 (optimal).

3.2 RESULTATS

3.2.1 Description de la population étudiée

	SEXE	FEMME	HOMME	TOTAL
TRAUMA	CHUTE	15	12	27
	AVP	4	9	13
INDICATION CHIRURGICALE	NON	5	5	10
	OUI	14	16	30
AGE	EFFECTIF	19	21	40
	MOYENNE	61	40	50
	MEDIANE	58	43	50

Tableau 1: récapitulatif données générales descriptives concernant la population

L'âge moyen au moment du traumatisme était de 50 ans (61 ans pour les femmes et 40 ans pour les hommes).

La médiane était de 50 ans : 58 ans pour les femmes et 43 ans pour les hommes, la différence entre les médianes est significative selon le test de Mann-Whitney ($p=0,0024$).

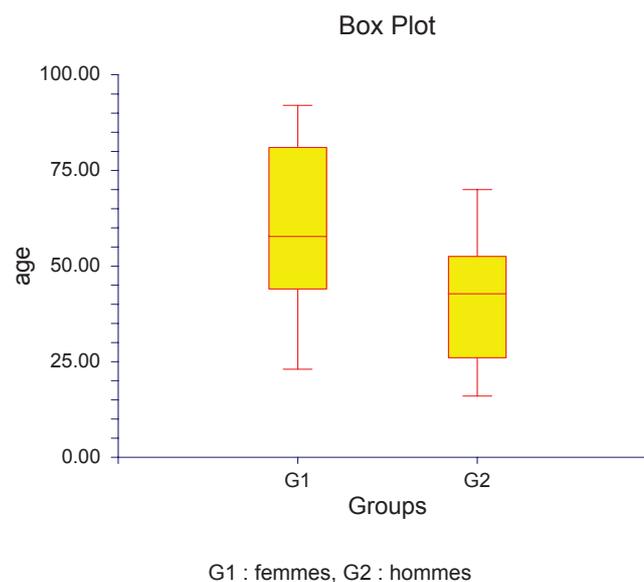


Fig. 28. Test de Mann-Whitney.

On retrouvait 27 patients (67,5%) ayant chuté et 13 patients (32,5 %) ayant été victimes d'un AVP.

Il n'existait pas de liaison significative entre les circonstances du traumatisme et le sexe selon le test exact de Fisher ($p=0,19$).

73,7% des femmes ont été traités chirurgicalement contre 76,2% des hommes.

On ne retrouvait pas de liaison statistiquement significative entre l'indication opératoire et le sexe des patients selon le test exact de Fisher ($p=1,00$).

3.2.2 Description des fractures étudiées

Fracture du plateau tibial		Tomosynthèse	Tomodensitométrie
Fracture visible à la radiographie standard	Oui	37	
	Non	3	
Fracture unitubérositaire	Oui	23	23
	Non	17	17
	Externe	20	18
	Interne	3	5
	Tassement	10	9
	Séparation	3	3
	Mixte	9	10
Fracture bitubérositaire	Oui	15	16
	Non	25	24
Fracture spinotubérositaire	Oui	7	10
	Non	33	30
Fractures associées	Oui	17	17
	Non	23	23
	Tête fibula	9	9
	Diaphyse tibiale	4	4
	Rotule + diaphyse tibiale + condyle fémoral externe	1	1
	Tête fibula + diaphyse tibiale	1	1
	Tête fibula + condyle fémoral interne	1	1
Condyle fémoral interne et externe	1	1	
Os sous jacent	Normal	33	29
	Déminéralisé	4	8
	Arthrosique	3	3
Fracture massif épineux	Oui	17	25
	Non	8	15
Corps étranger intra-articulaire	Oui	5	8
	Non	35	32
Hémarthrose	Oui	39	39
	Non	1	1

Tableau 2: récapitulatif des données générales descriptives concernant les fractures après relecture consensuelle.

3.2.3 Classification en scanner et en tomosynthèse

Classification	Lecteurs	Kappa pondéré	IC _{95%}	p
AO	1	0,87	[0,76-0,98]	6,95.10 ⁻¹¹
	2	0,92	[0,83-1,00]	1,96.10 ⁻¹⁴
	3	0,89	[0,78-1,00]	1,16.10 ⁻¹¹
	4	0,69	[0,49-0,90]	6,26.10 ⁻⁷
	Consensus 1+2	0,94	[0,89-0,99]	2,18.10 ⁻¹³
Schatzker	1	0,80	[0,59-1,00]	4,77.10 ⁻⁸
	2	0,89	[0,76-1,00]	4,36.10 ⁻¹²
	3	0,88	[0,74-1,00]	4,05.10 ⁻¹¹
	4	0,85	[0,69-1,00]	1,73.10 ⁻⁸
	Consensus 1+2	0,89	[0,76-1,00]	3,03.10 ⁻¹¹

Tableau 3: concordance entre scanner et tomosynthèse pour la classification des fractures selon la classification de l'AO et celle de Schatzker, en fonction du lecteur.

Classification de l'AO	Lecteurs	Kappa pondéré	IC _{95%}	p
Scanner	1 - 2	0,76	[0,63-0,90]	1,16.10 ⁻⁷
	1 - 3	0,57	[0,34-0,81]	6,68.10 ⁻⁵
	1 - 4	0,75	[0,60-0,91]	1,37.10 ⁻⁷
	2 - 3	0,75	[0,57-0,93]	3,64.10 ⁻⁷
	2 - 4	0,82	[0,69-0,95]	3,20.10 ⁻⁸
	3 - 4	0,73	[0,56-0,90]	1,48.10 ⁻⁶
Tomosynthèse	1 - 2	0,80	[0,68-0,92]	1,96.10 ⁻⁸
	1 - 3	0,50	[0,20-0,80]	8,25.10 ⁻⁴
	1 - 4	0,74	[0,50-0,98]	5,63.10 ⁻⁷
	2 - 3	0,73	[0,54-0,92]	1,34.10 ⁻⁶
	2 - 4	0,71	[0,53-0,89]	6,60.10 ⁻⁶
	3 - 4	0,50	[0,19-0,82]	1,49.10 ⁻³

Tableau 4: concordance inter lecteurs pour la classification des fractures selon la classification de l'AO, au scanner et en tomosynthèse.

Classification de Schatzker	Lecteurs	Kappa pondéré	IC _{95%}	p
Scanner	1 - 2	0,70	[0,49-0,92]	2,85.10 ⁻⁶
	1 - 3	0,41	[0,18-0,64]	1,82.10 ⁻³
	1 - 4	0,45	[0,20-0,70]	1,91.10 ⁻³
	2 - 3	0,57	[0,34-0,81]	4,38.10 ⁻⁵
	2 - 4	0,57	[0,31-0,84]	1,92.10 ⁻⁴
	3 - 4	0,67	[0,42-0,92]	1,98.10 ⁻⁵
Tomosynthèse	1 - 2	0,69	[0,47-0,91]	8,35.10 ⁻⁶
	1 - 3	0,35	[0,06-0,63]	1,77.10 ⁻²
	1 - 4	0,55	[0,30-0,80]	2,27.10 ⁻⁴
	2 - 3	0,43	[0,13-0,72]	4,10.10 ⁻³
	2 - 4	0,53	[0,24-0,83]	6,45.10 ⁻⁴
	3 - 4	0,51	[0,19-0,83]	1,48.10 ⁻³

Tableau 5: concordance inter lecteurs pour la classification des fractures selon la classification de Schatzker, au scanner et en tomosynthèse.

3.2.4 Résultats concernant l'appréciation de la comminution, des enfoncements et séparations de fragments.

Critères secondaires	Lecteurs	Kappa pondéré	IC _{95%}	p
Comminution	1	0,90	[0,76-1,00]	1,93.10 ⁻⁹
	2	0,74	[0,50-0,97]	6,44.10 ⁻⁶
	Consensus	0,90	[0,76-1,00]	2,43.10 ⁻⁹
Enfoncement	1	0,82	[0,62-1,00]	3,37.10 ⁻⁷
	2	1	[1,00-1,00]	1,79.10 ⁻¹⁰
	Consensus	0,86	[0,67-1,00]	5,85.10 ⁻⁷
+/- 4mm	1	0,74	[0,47-1,00]	2,96.10 ⁻⁴
	2	1	[1,00-1,00]	7,62.10 ⁻⁸
	Consensus	0,83	[0,61-1,00]	1,77.10 ⁻⁵
Séparation	1	0,85	[0,68-1,00]	5,00.10 ⁻⁸
	2	0,90	[0,76-1,00]	4,42.10 ⁻⁹
	Consensus	0,85	[0,68-1,00]	5,00.10 ⁻⁸
+/- 2mm	1	0,63	[0,25-1,00]	1,14.10 ⁻²
	2	0,70	[0,32-1,00]	6,49.10 ⁻³
	Consensus	0,89	[0,69-1,00]	6,93.10 ⁻⁵

Tableau 6: concordance entre scanner et tomosynthèse pour la description des fractures en fonction du lecteur.

Critères secondaires	Examen	Kappa pondéré	IC _{95%}	p
Comminution	scanner	0,44	[0,18-0,70]	5,02.10 ⁻³
	tomosynthèse	0,51	[0,26-0,75]	3,16.10 ⁻⁴
Enfoncement	scanner	0,50	[0,20-0,80]	3,29.10 ⁻³
	tomosynthèse	0,36	[0,05-0,67]	3,23.10 ⁻²
+/- 4mm	scanner	0,73	[0,45-1,00]	5,41.10 ⁻⁴
	tomosynthèse	0,49	[0,11-0,88]	5,24.10 ⁻²
Séparation	scanner	0,33	[0,03-0,63]	5,31.10 ⁻²
	tomosynthèse	0,28	[-0,02-0,58]	1,08.10 ⁻¹
+/- 2mm	scanner	0,60	[0,09-1,00]	6,32.10 ⁻²
	tomosynthèse	0,82	[0,48-1,00]	7,14.10 ⁻³

Tableau 7: concordance inter lecteurs pour la description des fractures (critères secondaires) en fonction du scanner et de la tomosynthèse.

3.2.5 Résultats concernant la dispersion des valeurs de mesure des enfoncements entre scanner et tomosynthèse d'après le test de Bland & Altman.

- Pour le lecteur 1 :

On retrouvait une différence significative de 1,7 mm (+/- 2,80) entre la mesure de l'enfoncement en scanner et en tomosynthèse ($p=0,004$).

Moyenne en scanner : 8,32 mm (+/- 6,64)

Moyenne en tomosynthèse : 6,63 mm (+/- 4,80)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent : ICC : 0,84 ; IC_{95%}[0,70-0,93].

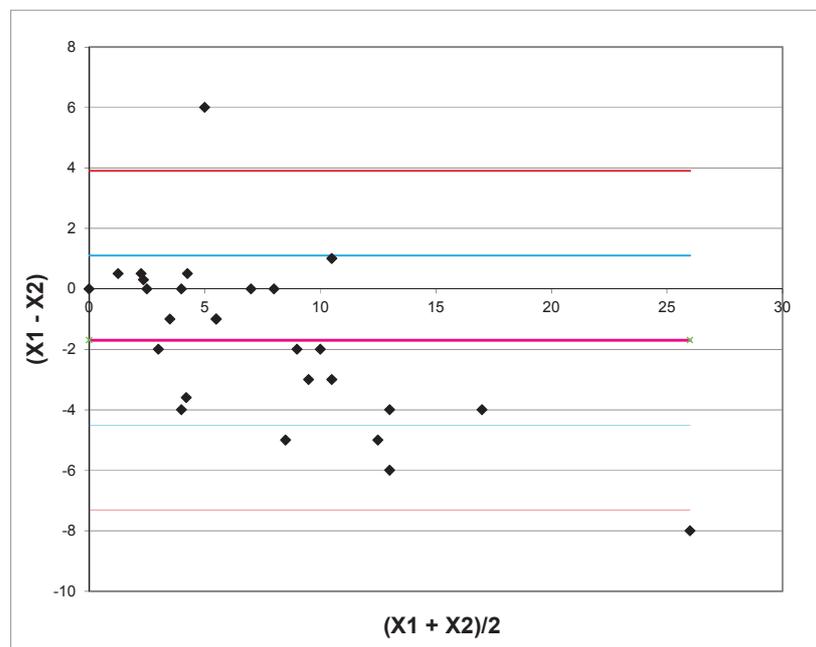


Fig. 29. Dispersion des valeurs de mesure des enfoncements entre scanner et tomosynthèse pour le lecteur 1 (X1 : tomosynthèse, X2 : scanner).

- Pour le lecteur 2 :

On retrouvait une différence significative de 0,6 mm (+/-1,10) entre la mesure de l'enfoncement en scanner et en tomosynthèse (p=0,012).

Moyenne en scanner : 8,17 mm (+/-7,01)

Moyenne en tomosynthèse : 7,61 mm (+/-6,44)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent : ICC : 0,98 ; IC_{95%}[0,97-0,99].

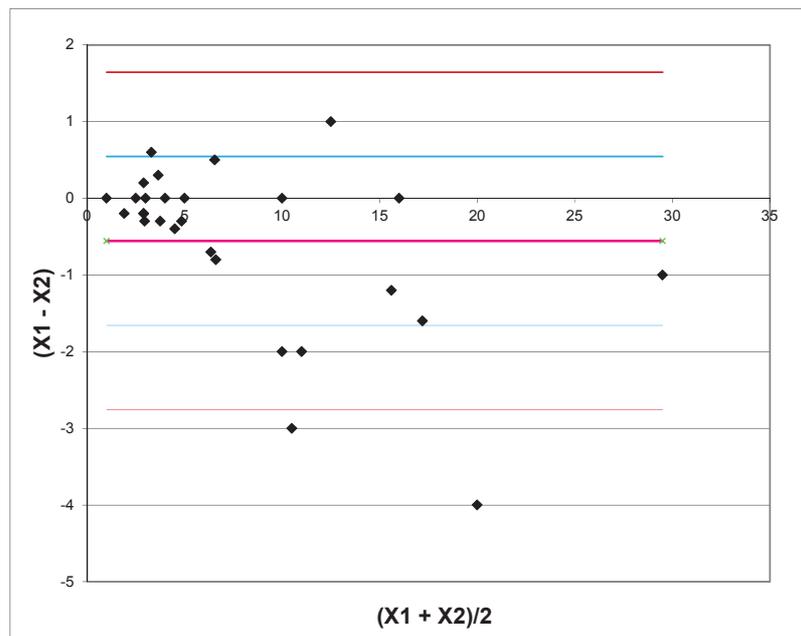


Fig. 30. Dispersion des valeurs de mesure des enfoncements entre scanner et tomosynthèse pour le lecteur 2 (X1 : tomosynthèse, X2 : scanner).

- Après lecture consensuelle:

On retrouvait une différence significative de 1,86 mm (+/- 3,02) entre la mesure de l'enfoncement en scanner et en tomosynthèse (p=0,0026).

Moyenne en scanner : 8,88 mm (+/- 6,87)

Moyenne en tomosynthèse : 7,02 mm (+/- 4,93)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent: ICC : 0,83 ; IC_{95%}[0,68-0,92].

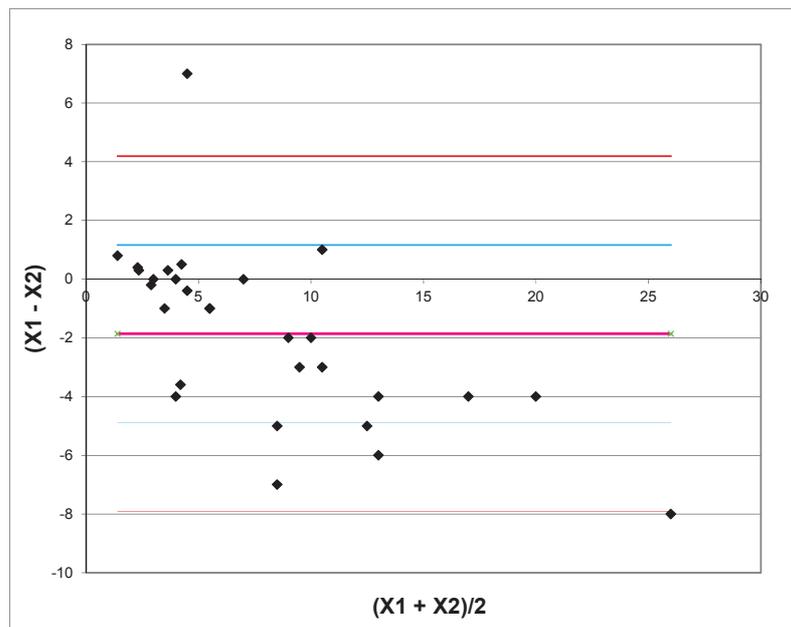


Fig. 31. Dispersion des valeurs de mesure des enfoncements entre scanner et tomosynthèse après lecture consensuelle (X1 : tomosynthèse, X2 : scanner).

- Comparaison des mesures d'enfoncement au scanner entre lecteurs :

On retrouvait une différence inter-lecteurs non significative de 0,07 mm (+/- 2,91) pour la mesure de l'enfoncement en scanner ($p=0,91$).

Moyenne lecteur 1 : 8,58 mm (+/- 7,13)

Moyenne lecteur 2 : 8,65 mm (+/- 7,27)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent : ICC : 0,92 ; IC_{95%}[0,83-0,96].

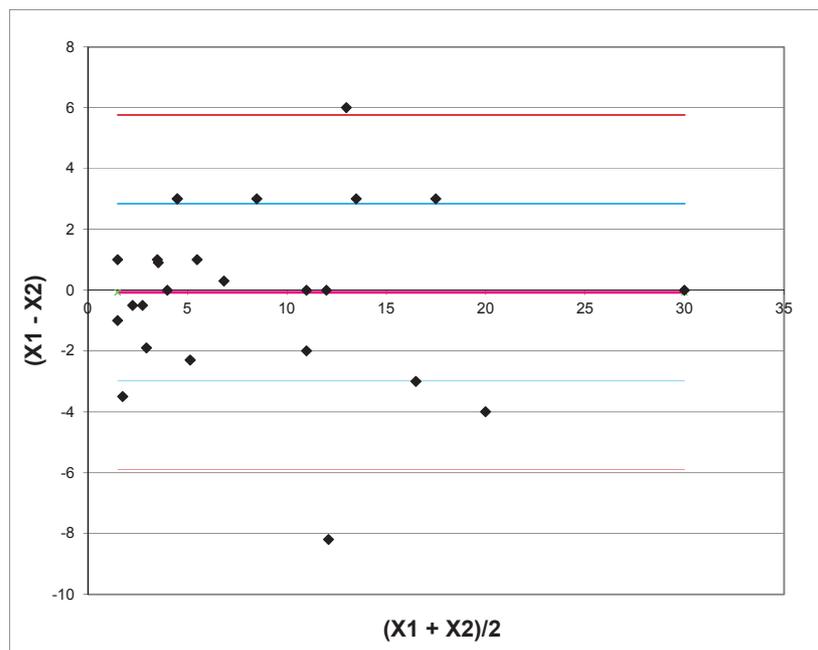


Fig. 32. Dispersion des valeurs de mesure inter-lecteur des enfoncements en scanner (X1 : lecteur 1, X2 : lecteur 2).

- Comparaison des mesures d'enfoncement en tomosynthèse entre lecteurs :

On retrouvait une différence non significative de 0,78 mm (+/- 3,32) inter-lecteurs pour la mesure de l'enfoncement en tomosynthèse ($p=0,28$).

Moyenne lecteur 1 : 6,91 mm (+/- 5,15)

Moyenne lecteur 2 : 7,69 mm (+/- 6,73)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent : ICC : 0,84 ; IC_{95%}[0,67-0,93].

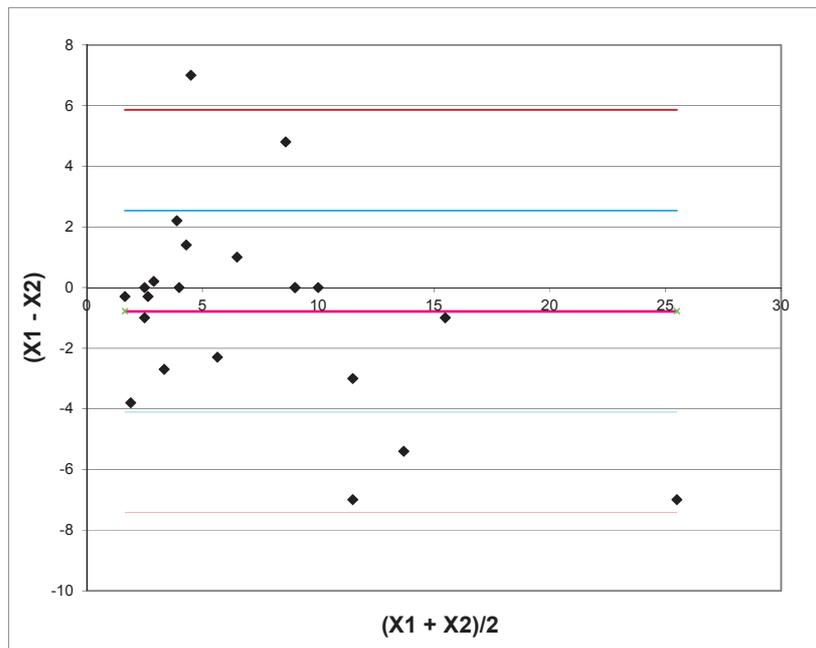


Fig. 33. Dispersion des valeurs de mesure inter-lecteur des enfoncements en tomosynthèse (X1 : lecteur 1, X2 : lecteur 2).

3.2.6 Résultats concernant la dispersion des valeurs de mesure des séparations entre scanner et tomosynthèse d'après le test de Bland & Altman.

- Pour le lecteur 1 :

On retrouvait une différence significative de 1,14 mm (+/- 2,11) entre la mesure des séparations en scanner et en tomosynthèse ($p=0,022$).

Moyenne en scanner : 7,74 mm (+/- 6,74)

Moyenne en tomosynthèse : 6,60 mm (+/- 6,67)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent : ICC : 0,94 ; IC_{95%}[0,86-0,97].

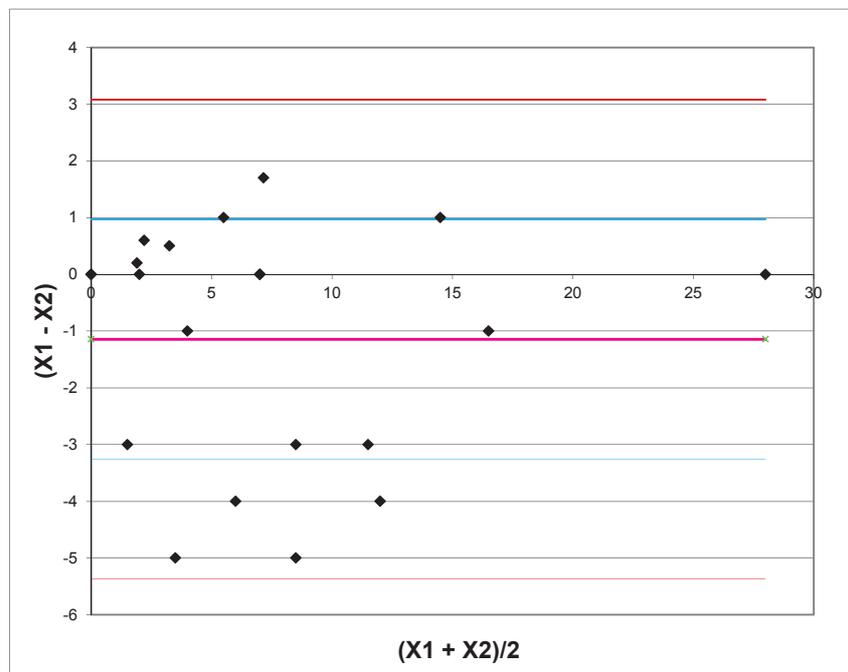


Fig. 34. Dispersion des valeurs de mesure des séparations entre scanner et tomosynthèse pour le lecteur 1 (X1 : tomosynthèse, X2 : scanner).

- Pour le lecteur 2 :

On retrouvait une différence significative de 0,86 mm (+/- 1,64) entre les mesures de séparations en scanner et en tomosynthèse (p=0,023).

Moyenne en scanner : 5,04 mm (+/- 3,26)

Moyenne en tomosynthèse : 4,18 mm (+/- 2,95)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent : ICC : 0,83 ; IC_{95%}[0,64-0,93].

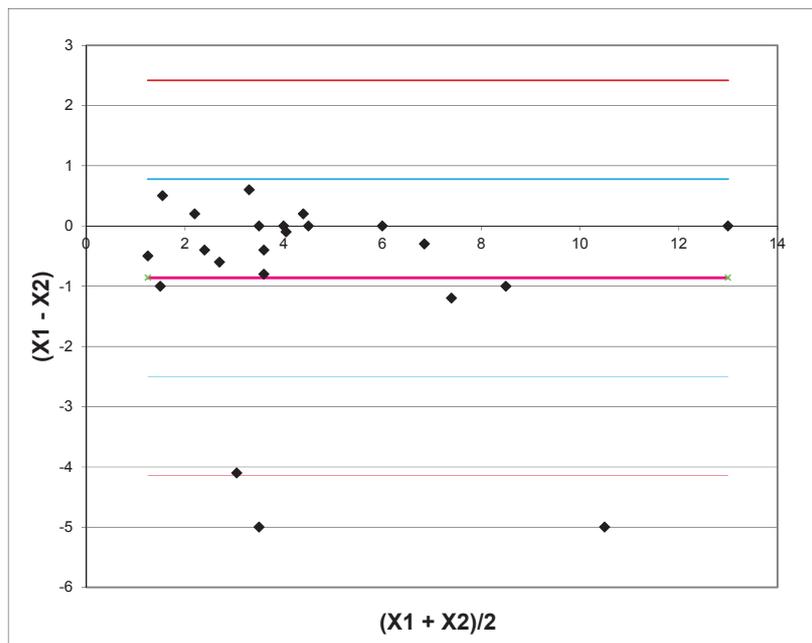


Fig. 35. Dispersion des valeurs de mesure des séparations entre scanner et tomosynthèse pour le lecteur 2 (X1 : tomosynthèse, X2 : scanner).

- Après lecture consensuelle :

On retrouvait une différence non significative de 1,19 mm (+/- 3,01) entre la mesure de séparations en scanner et en tomosynthèse (p=0,079)

Moyenne en scanner : 7,79 mm (+/- 6,99)

Moyenne en tomosynthèse : 6,60 mm (+/- 6,48)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était excellent : ICC : 0,89 ; IC_{95%}[0,76-0,95].

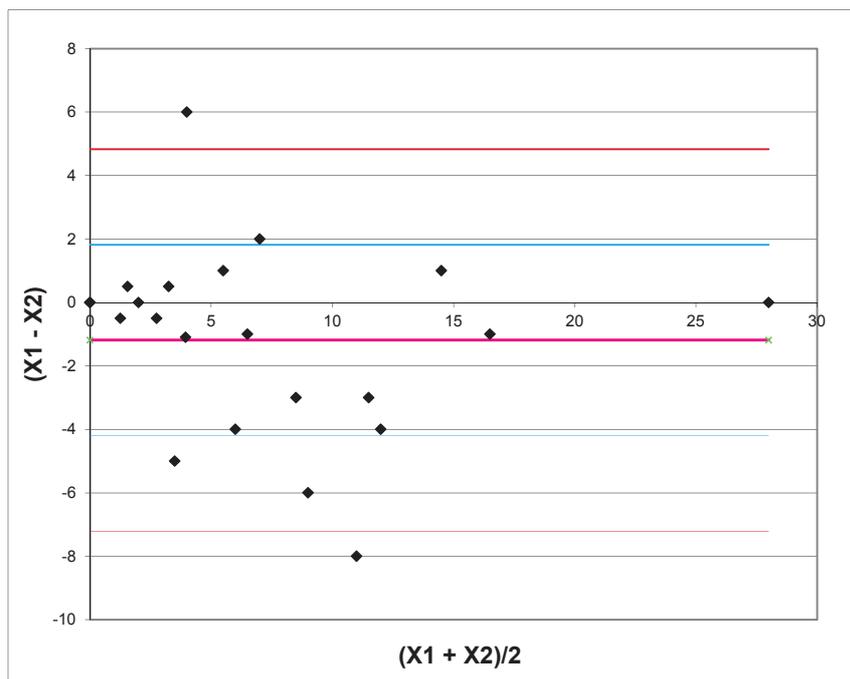


Fig. 36. Dispersion des valeurs de mesure des séparations entre scanner et tomosynthèse après lecture consensuelle (X1 : tomosynthèse, X2 : scanner).

- Comparaison des mesures de séparation au scanner entre lecteurs :

On retrouvait une différence significative de 3,44 mm (+/- 4,63) inter-lecteurs pour la mesure des séparations en scanner ($p=0,007$).

Moyenne lecteur 1 : 8,68 mm (+/- 6,84)

Moyenne lecteur 2 : 5,24 mm (+/- 3,47)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était moyen : ICC : 0,48 ; $IC_{95\%}[0,05-0,78]$.

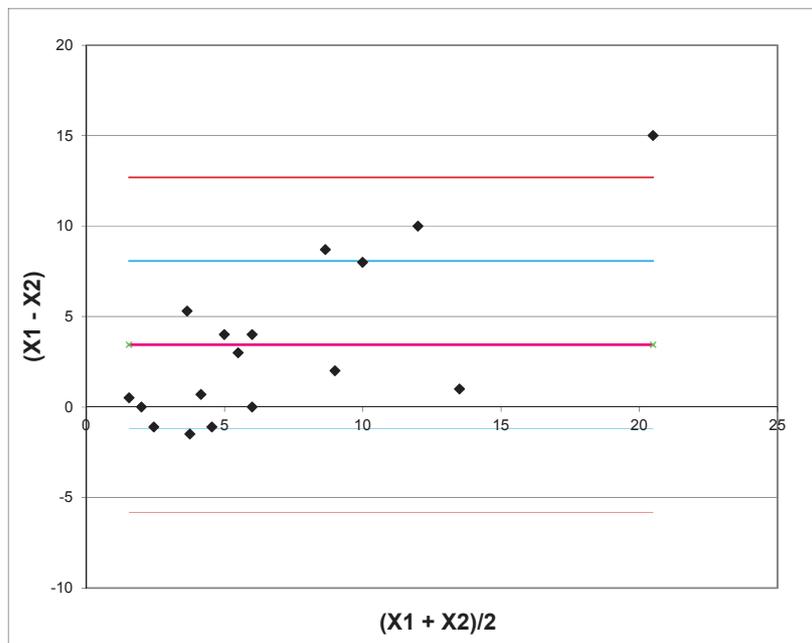


Fig. 37. Dispersion des valeurs de mesure inter-lecteur des séparations en scanner (X1 : lecteur 1, X2 : lecteur 2).

- Comparaison des mesures de séparation en tomosynthèse entre lecteurs :

On retrouvait une différence significative de 3,66 mm (+/- 5,92) inter-lecteurs pour la mesure de la séparation en tomosynthèse (p=0,026).

Moyenne lecteur 1 : 8,16 mm (+/- 7,06)

Moyenne lecteur 2 : 4,49 mm (+/- 3,09)

Le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la relation entre les deux mesures était faible : ICC : 0,26 ; IC_{95%}[-0,21-0,67].

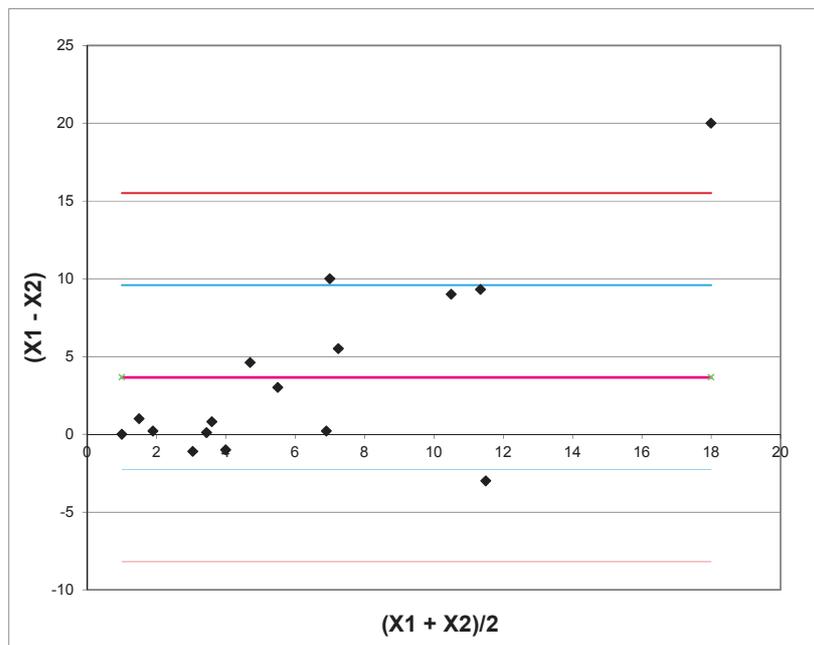


Fig. 38. Dispersion des valeurs de mesure inter-lecteur des séparations en tomosynthèse (X1 : lecteur 1, X2 : lecteur 2).

3.2.7 Résultats concernant l'évaluation de l'indice de confiance

L'indice de confiance en scanner (moyenne de 1,975 +/- 0,158) était significativement plus élevée que l'indice de confiance en tomosynthèse (moyenne de 1,075 +/- 0,694), d'après le test de Wilcoxon (p<10⁻⁶) après lecture consensuelle.

3.2.8 Résultats concernant l'évaluation de la qualité de l'image

La qualité de l'image en scanner (moyenne de 2 +/- 0) était significativement plus élevée que la qualité de l'image en tomosynthèse (moyenne de 1,375 +/- 0,838), d'après le test de Wilcoxon (p= 0,000074) après lecture consensuelle.

3.2.9 Résultats concernant l'évaluation des éléments péri-fracturaires

	Lecteurs	Kappa pondéré	IC _{95%}	p
Os sous jacent	1	0,66	[0,37-0,96]	8,21.10 ⁻⁵
	2	0,97	[0,90-1,00]	3,20.10 ⁻¹²
	Consensus	0,86	[0,71-1,00]	1,07.10 ⁻⁷
Fracture massif épineux	1	0,52	[0,28-0,76]	6,45.10 ⁻⁴
	2	0,90	[0,76-1,00]	2,43.10 ⁻⁹
	Consensus	0,61	[0,39-0,83]	2,76.10 ⁻⁵
Corps étranger intraarticulaire	1	Non réalisable		
	2	0,73	[0,44-1,00]	8,51.10 ⁻⁵
	Consensus	0,73	[0,44-1,00]	8,51.10 ⁻⁵
Hémarthrose	1	0,54	[0,09-0,98]	1,28.10 ⁻²
	2	0,84	[0,54-1,00]	4,05.10 ⁻⁴
	Consensus	1,00	[1,00-1,00]	2,50.10 ⁻²

Tableau 8: concordance entre scanner et tomosynthèse en fonction du lecteur pour l'évaluation des éléments péri-fracturaires.

La concordance inter lecteur pour la présence d'un corps étranger intra-articulaire n'a pu être effectuée car le lecteur 1 ne retrouvait pas de corps étranger lors de sa lecture.

	Examen	Kappa pondéré	IC _{95%}	p
Os sous jacent	scanner	0,83	[0,67-0,98]	3,95.10 ⁻⁸
	tomosynthèse	0,63	[0,36-0,90]	5,47.10 ⁻⁵
Fracture massif épineux	scanner	0,63	[0,39-0,88]	1,28.10 ⁻⁴
	tomosynthèse	0,66	[0,43-0,88]	1,76.10 ⁻⁵
Corps étranger intraarticulaire	scanner	0	[-3,22.10 ⁻⁸]	1
	tomosynthèse	0	0	1
Hémarthrose	scanner	0,17	[-0,24-0,59]	3,38.10 ⁻¹
	tomosynthèse	0,29	[-0,21-0,79]	1,92.10 ⁻¹

Tableau 9: concordance inter lecteurs en fonction du scanner et de la tomosynthèse pour l'évaluation des éléments péri-fracturaires.

3.2.10 Résultats concernant l'irradiation des patients

Patients	PDS (dGy.cm ²)	PDL (mGy.cm)
TRI	39,85	738
HEB	33,44	511
BES	21,5	483
DEV	45,35	633
PAR	31,81	485
SIM	109,33	522
UNO	54,9	767
MAS	42,57	550
BEA	46,16	101
DIL	48,4	544
DES	129,99	694
DET	109,87	1861
COL	29,08	469
DUT	39,13	415
LUQ	46,1	622
BON	63,74	1407
RIN	25,6	485
DEJ	22,79	656
MAU	29,73	674
COP	34,4	562
PIL	33,54	641
THI	74,06	456
BOE	63,26	647
SEB	96,94	488
STA	21,28	617,16
DUR	37,1	776,78
DIM	51,56	755,73
ALI	47,33	824,43
BAR	91,58	743,45
AMM	10,19	466,3
MAR	53,63	483,84
VAN	57,42	589,09
DUB	38,44	498,75
CAL	53,71	539,1
LEF	32,93	488,23
SON	34,47	469,81
MARA	21,55	619,78
DEK	39,95	695,21
BUF	38,73	804,84
SAL	36,28	446,13

Dosimétrie	Moyenne (+/-DS)	Médiane [min;max]
PDS (dGy.cm ²)	48,4 (+/- 26,5)	39,9 [10,2;129,9]
PDL (mGy.cm)	630,7 (+/- 274,8)	575,5 [101;1861]

Tableau 10: doses absorbées en scanner (PDL) et en tomosynthèse (PDS) par les patients.

Le PDS moyen en tomosynthèse était de 48,4 dGy.cm².

Le PDL moyen en scanner était de 630,7 mGy.cm.

3.2.11 Analyse complémentaire : apports de la tomosynthèse par rapport à une radiographie standard

Au vu des résultats de la comparaison de la tomosynthèse par rapport au scanner, nous nous sommes interrogés sur l'apport réel de la tomosynthèse vis à vis des radiographies standards. Nous avons donc réalisé une étude complémentaire comparant les radiographies standards et les tomosynthèses réalisées pour les 40 patients inclus. Les mêmes feuilles de recueil ainsi que les mêmes classifications ont été utilisées pour comparer ces examens.

Après lecture consensuelle, les 37 fractures du plateau tibial étaient visualisées en tomosynthèse contre seulement 31 en radiographie standard.

Les fractures non visualisées en radiographie standard étaient dans cinq cas des fractures témoignant de lésions du LCA (petits enfoncements de la partie postérieure du plateau tibial latéral typiques d'impactions) et dans un cas témoignant de lésion du LCP.

Un faux positif des radiographies standard n'était pas corrigé par la tomosynthèse.

Il n'existait pas de différence significative entre la qualité de l'image en tomosynthèse et en radiographie standard ($p=0,09$) d'après le test de Wilcoxon (moyenne de 1,32 (+/-0,83) en tomosynthèse et 1,65 (+/-0,66) en radiographie standard).

Il n'existait pas de différence significative entre les indices de confiance en tomosynthèse et en radiographie standard ($p=0,50$) d'après le test de Wilcoxon (moyenne de 1 (+/- 0,68) en tomosynthèse et 1,94 (+/-0,51) en radiographie standard).

Concernant l'irradiation, il existait une différence significative entre la tomosynthèse et la radiographie standard ($p= 10^{-6}$).

La dose reçue était en moyenne de 48,44 (+/- 26,46) dGy.cm² en tomosynthèse, et de 9,34 (+/- 4,61) dGy.cm² en radiographie standard.

La tomosynthèse était significativement plus irradiante que la radiographie standard (de 5 à 6 fois).

3.3 DISCUSSION

Nous n'avons pas retrouvé d'études comparant le scanner à la tomosynthèse dans la prise en charge diagnostique des fractures des plateaux tibiaux.

Le critère principal que nous avons choisi était la classification des fractures du plateau tibial selon deux classifications reconnues (AO et Schatzker), car il nous paraissait le plus fiable et le plus reproductible, malgré des difficultés et des insuffisances rapportées dans la littérature pour ces classifications, très utilisées à l'échelle internationale (1, 75, 79, 80, 81, 82, 83, 84).

Ce critère a été choisi en accord et après avis des chirurgiens orthopédistes concernés par notre étude.

Cependant il reste discutable, et un autre critère aurait pu être utilisé comme l'indication opératoire des patients.

La concordance pour chaque lecteur était excellente entre le scanner et la tomosynthèse pour la classification des fractures selon les deux classifications et cela pour l'ensemble des lecteurs (tableau 3).

La concordance entre le scanner et la tomosynthèse était meilleure avec la classification de l'AO pour les lecteurs 1,2 et 3 et meilleure avec la classification de Schatzker pour le lecteur 4.

Ceci peut en partie s'expliquer par l'utilisation habituelle préférentielle de l'une ou l'autre des classifications.

La concordance entre les lecteurs était meilleure avec le scanner qu'avec la tomosynthèse, avec les deux classifications (tableaux 4 et 5).

La concordance entre les lecteurs était bonne en tomosynthèse ainsi qu'en scanner pour la classification des fractures selon la classification de l'AO, les valeurs de k étaient néanmoins meilleures en scanner.

La concordance entre les lecteurs était moyenne pour la classification des fractures selon la classification de Schatzker en tomosynthèse comme en scanner, avec des valeurs de k également supérieures en scanner (tableau 5).

Les différences observées entre les lecteurs concernant la classification des fractures peuvent s'expliquer en partie par une lecture différente des examens entre médecin radiologue et chirurgien orthopédiste (lecteurs 1 et 3) et par une expérience moindre (lecteur 2 et 4).

La concordance inter lecteurs avec les deux examens était globalement meilleure avec la classification de l'AO qu'avec celle de Schatzker.

La concordance pour chaque lecteur, entre scanner et tomosynthèse, était excellente pour la détection des lésions élémentaires (comminution: $k=0,90$, enfoncements : $k=0,86$, et séparations de fragments: $k=0,85$) (tableau 6).

Dans notre étude, la tomosynthèse permettait ainsi une classification des fractures selon les critères de l'AO et de Schatzker comparable à celle du scanner (Fig. 39.)

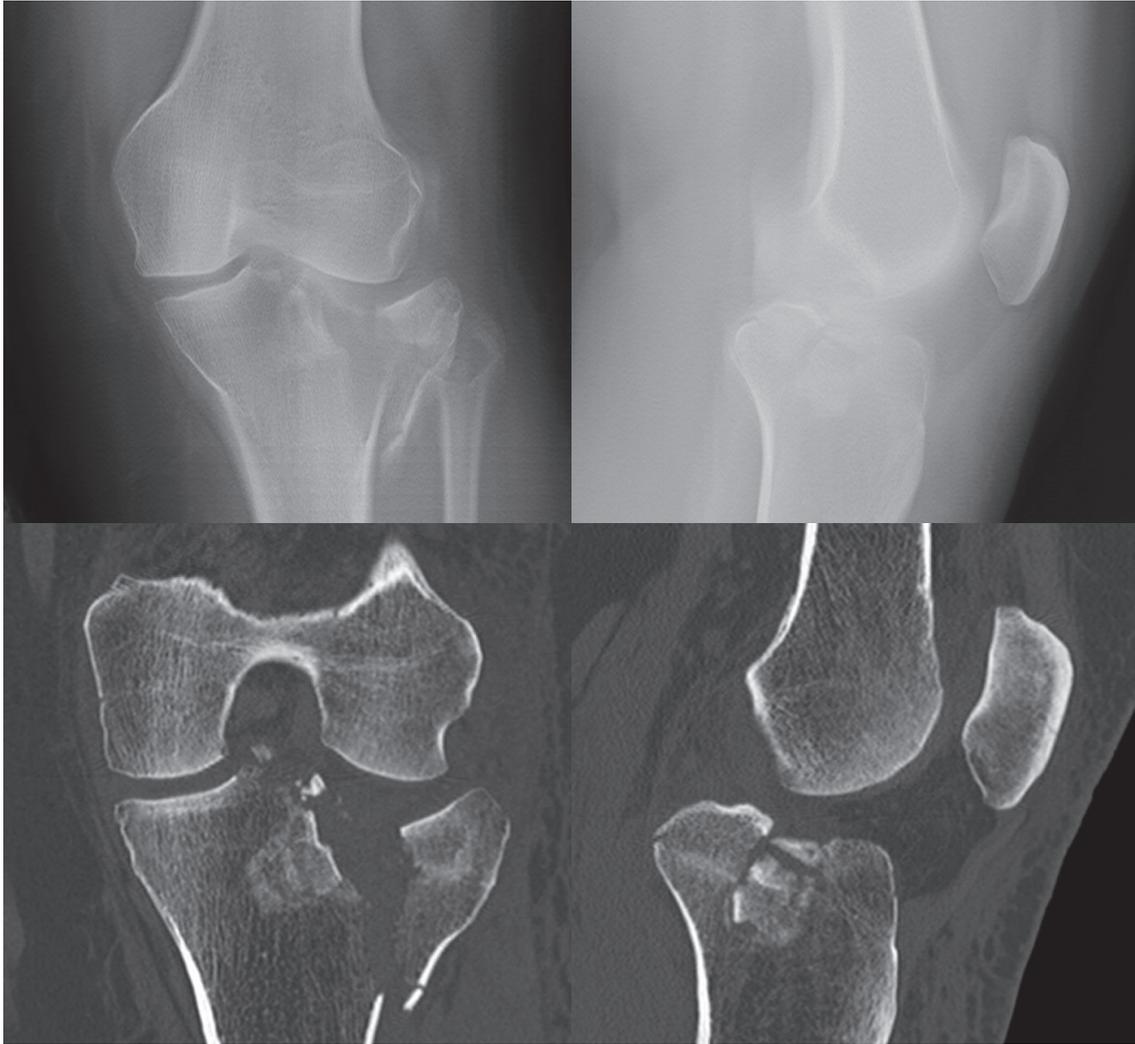


Fig. 39. Fracture enfoncement-séparation du plateau tibial latéral, bien visualisée sur les deux examens. Classification Schatzker : II et AO : B3.

La tomosynthèse a cependant été responsable d'un faux positif : après un traumatisme par chute chez un jeune patient, il existait un doute sur une fracture de la diaphyse tibiale en tomosynthèse, qui n'était pas retrouvée en scanner. Cette fracture correspondait en réalité à un artéfact en tomosynthèse au niveau de la tubérosité tibiale antérieure qui mimait une fracture. Ce faux positif ne rentrait pas dans l'évaluation des classifications, car non visualisé en scanner. La tomosynthèse pourrait donc présenter un manque de spécificité.

La détermination du caractère déplacé ou non des fractures en fonction des valeurs prédéfinies de 2 mm -séparation- et 4 mm -enfoncement- présentait une concordance excellente entre scanner et tomosynthèse (enfoncements $k=0,83$ et séparations $k=0,89$) (tableau 6).

La dispersion des valeurs des enfoncements et des séparations de fragments était comprise entre -2DS et +2DS pour la majorité des valeurs mesurées (Fig. 31, 36). Cependant certaines valeurs mesurées en tomosynthèse présentaient un écart de mesure important par rapport aux valeurs mesurées en scanner, reflétant la possibilité d'erreurs de mesure importantes.

Les mesures étaient parfois difficiles à réaliser en tomosynthèse en raison de la présence d'artéfacts gênant la visualisation nette des fragments osseux. (Fig. 40).



Fig. 40. Fracture bitubérositaire comminutive avec enfoncement du plateau tibial latéral et fractures associées (tête de la fibula, épines tibiales, métaphyse tibiale et condyle fémoral externe). Classification Schatzker : VI et AO : C3.

La mesure de l'écart inter-fragmentaire est possible en scanner en coupe axiale, mais difficilement réalisable en tomosynthèse, qui de plus ne permet pas la réalisation de coupes axiales.

La tomosynthèse sous-estimait significativement les enfoncements de 2 mm en moyenne par rapport au scanner ($p=0,003$) et sous-estimait non significativement les séparations de 1 mm en moyenne par rapport au scanner ($p=0,09$), possiblement en rapport avec un manque de puissance de l'étude.

Ces résultats s'expliquent en partie par la présence d'artéfacts de flou en tomosynthèse, qui tendraient à minorer les mesures.

On n'observait une différence significative dans la dispersion des valeurs de mesure des séparations en scanner et en tomosynthèse entre les lecteurs 1 et 2, reflétant une discrète variabilité de mesure inter-lecteur. On n'observait pas de différence significative dans la dispersion des valeurs de mesure des enfoncements en scanner et en tomosynthèse entre les lecteurs 1 et 2.

Concernant la qualité des images obtenues, l'indice de qualité était significativement meilleur avec le scanner qu'avec la tomosynthèse ($p= 0,000074$). Ceci s'explique par la présence d'artéfacts en tomosynthèse, et aussi par les propriétés physiques différentes des deux examens (différence de résolution spatiale).

L'indice de confiance des lecteurs était significativement meilleur avec le scanner qu'avec la tomosynthèse ($p<10^{-6}$). Ces évaluations subjectives sont en faveur du scanner, il faut cependant en pondérer les résultats en tenant compte du fait que les lecteurs ne sont pas familiarisés avec l'interprétation des images de tomosynthèse qu'ils n'utilisent pas dans leur pratique quotidienne.

En effet, la tomosynthèse n'a pas permis de visualiser ou visualisait moins bien certaines fractures détachant des fragments de petite taille, comme par exemple les fractures du massif des épines tibiales (Fig. 41).

La déminéralisation osseuse, dont l'évaluation repose sur l'analyse des fines travées spongieuses et de l'épaisseur des corticales est très mal étudiée en tomosynthèse.

De plus, la résolution en contraste limitée n'a pas permis de mettre en évidence certaines pathologies para-articulaires associées comme la présence de tophus goutteux.

L'ensemble de ces éléments n'influence pas la classification des fractures mais ils ont une importance clinique certaine (tableau 8).

La tomosynthèse sous-estimait ainsi les lésions de l'environnement péri-fracturaire.

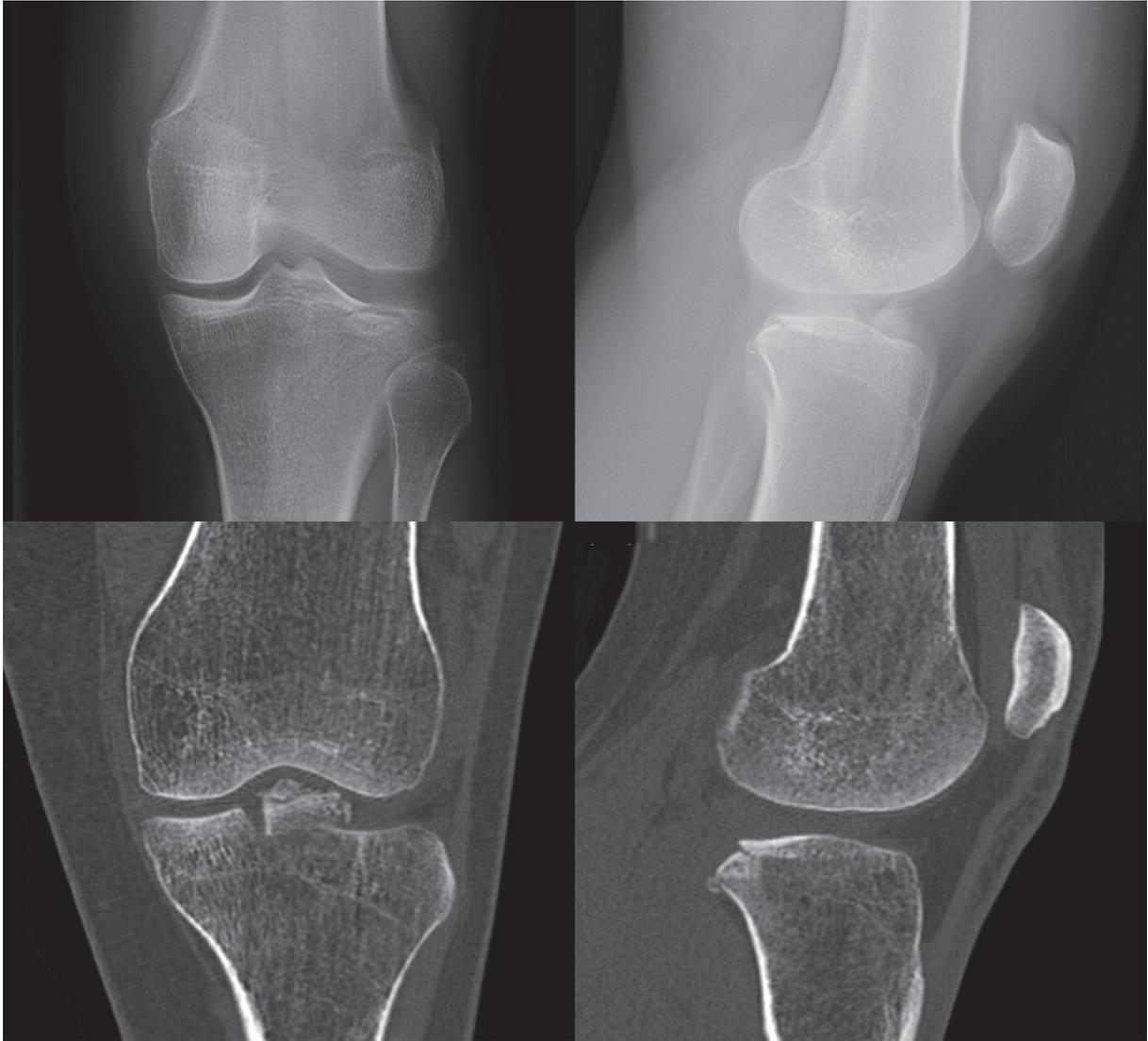


Fig. 41. Arrachement du massif épineux non visualisé en tomosynthèse, fracture tassement postéro-externe associée visualisée avec les deux examens.

Concernant l'analyse complémentaire comparant la tomosynthèse aux radiographies standards, la tomosynthèse a permis de mettre en évidence six fractures non vues en radiographie standard sur les 37 fractures détectées en scanner. Ces fractures étaient majoritairement des fractures-enfoncement postérieures de petite taille, dans le cadre de rupture du LCA (Fig. 42).

Les fractures non liées aux lésions ligamentaires ont toutes été bien détectées par les radiographies standards.

Il n'existait pas de différence significative concernant l'indice de confiance et la qualité de l'image des deux examens.

L'irradiation en radiographie standard d'un genou est faible, de l'ordre de 0,01 mSv dans la littérature (73). Dans notre étude, l'irradiation apparaissait significativement plus élevée en tomosynthèse (5 fois plus élevée) qu'en radiographie standard.

La tomosynthèse semble donc apporter un faible bénéfice diagnostique par rapport aux radiographies standards, limité aux lésions osseuses associées aux lésions du LCA. Ces lésions ligamentaires justifient de principe des examens d'imagerie complémentaires de type IRM, l'apport de la tomosynthèse paraît donc discutable.



Fig. 42. Fracture-enfoncement postéro-latérale du plateau tibial latéral, évidente en tomosynthèse mais douteuse en radiographie standard, probablement secondaire à une rupture du LCA.

Concernant l'irradiation des patients, nous avons recueilli pour chaque patient les PDS en tomosynthèse et les PDL en scanner.

En scanner, les doses retrouvées dans notre étude semblent en accord avec celles retrouvées dans la littérature (85, 86). Avec des scanners 16-coupes, des PDL moyen égaux à 356 (+/- 289) mGy.cm (85) ou à 425 (195-757) mGy.cm. (86) étaient retrouvés.

Dans un souci de comparaison, nous avons eu pour ambition de calculer les doses efficaces de ces deux examens :

Dose efficace en scanner : $PDL \times E_{PDL}$ ou dose absorbée $\times w_t$

Dose efficace en tomosynthèse : $PDS \times E_{PDS}$ ou dose absorbée $\times w_t$

Nous avons rencontré plusieurs difficultés lors de cette démarche :

Tout d'abord, il n'existait pas de calcul fiable de la dose efficace pour les extrémités dans la littérature existante, en scanner et en tomosynthèse, notamment nous n'avons pas trouvé de coefficient de conversion permettant de passer du PDL ou du PDS à la dose efficace.

Certains auteurs calculent la dose efficace en scanner et en tomosynthèse à partir d'un coefficient k fourni par le constructeur GE sans autre justification ($k=0,014$) (87). La dose efficace lors d'un examen de tomosynthèse pour un genou selon le constructeur est estimée à environ $3 \mu\text{Sv}$. Aucun centre européen de GE ne nous a indiqué la manière utilisée pour obtenir ce résultat.

Nous avons tenté de pallier à ces difficultés en réalisant un calcul approximatif de la dose efficace : nous avons multiplié le PDS moyen et le PDL moyen obtenus dans notre étude par les facteurs de conversion E_{PDS} et E_{PDL} de l'abdomen. Ces facteurs ont été choisis en raison de leur estimation selon les mêmes paramètres que notre étude, soit à 70 kV pour l' E_{PDS} , et 120 kV pour l' E_{PDL} . Nous avons multiplié ces produits par un facteur de pondération k inconnu tenant compte de la radiosensibilité tissulaire du genou, ce coefficient k est le même en scanner et en tomosynthèse car la radiosensibilité relative du genou par rapport à l'abdomen est liée à la dose absorbée par le genou et pas à la technique produisant les rayons X.

Nous avons ensuite calculé le rapport entre ces deux produits obtenus, où le facteur k s'annule, permettant l'obtention d'un rapport de dose sans unité.

Approximation de la dose efficace :

- en tomosynthèse : $PDS \times E_{PDS} \times k$
- en scanner : $PDL \times E_{PDL} \times k$

$$\frac{PDS \times E_{PDS} \times k}{PDL \times E_{PDL} \times k} = \frac{PDS \times E_{PDS}}{PDL \times E_{PDL}} = \frac{48,4 \times 0,17}{630,7 \times 0,015} = 1,15$$

Le rapport de dose scanner/tomosynthèse est estimé à 1,15, voisin de 1.

Ce calcul résulte d'une succession d'approximations et est à interpréter avec mesure.

Néanmoins, cette approximation tend à se rapprocher de la réalité, et met en évidence l'aspect sensiblement aussi irradiant d'une acquisition en tomosynthèse qu'en scanner.

La tomosynthèse ne permet notamment pas la réduction du champ d'irradiation, comme c'est le cas en scanner, le champ de vue étant fixé à celui des radiographies standards (40 x 40 cm), ce qui limite de ce fait la possibilité de réduction de l'irradiation.

Pour l'étude du poignet, certains auteurs (36) observent une diminution des doses de rayonnements en tomosynthèse avec une dose réduite par 28 en comparaison au scanner et par 0,25 en comparaison au bilan radiographique standard.

Dans leur protocole, les auteurs réalisaient cinq incidences de radiographie standard du poignet, une tomosynthèse de face et de profil, et deux acquisitions scannographique, une dans le plan axial et l'autre dans le plan du grand axe du scaphoïde. Les doses étaient à la fois mesurées à l'aide de dosimètres radiothermoluminescents (en mGy) et calculées (en mGy), une valeur standard de 1,28 pour le coefficient de rétrodiffusion à 55kV et de 1,06 pour le passage de la dose dans l'air à la dose dans les tissus étaient utilisés afin de calculer la dose à la surface d'entrée du patient à partir du PDS pour la radiographie standard et la tomosynthèse, l'index de dose scannographique pondéré était recueilli en scanner.

Un certain nombre d'approximations ont été réalisées dans cette étude, concernant la position des points de mesure par rapport au plan de calcul au dessus du récepteur et des coefficients utilisés pour les calculs de doses, rendant cette méthodologie discutable.

D'autres auteurs (56) calculent la dose efficace d'un scanner du genou en multipliant le PDL du genou par un facteur k de pondération tissulaire estimé à 0,44 $\mu\text{Sv}/\text{mGycm}$. Ce facteur a été calculé à partir du rapport entre la dose efficace et le PDL fournis par une étude antérieure (85), qui se basait elle-même sur la discutable simulation de Monte-Carlo (PCXMC).

D'après les données fournies par le constructeur GE, la tomosynthèse présente un rapport de dose de 5 pour le genou, ce qui signifie qu'une acquisition par tomosynthèse de genou est cinq fois plus irradiante qu'une radiographie standard de genou.

Ainsi, il ne semble pas exister de différence majeure entre l'irradiation en tomosynthèse et en scanner du genou.

La tomosynthèse est par contre nettement plus irradiante qu'une radiographie standard.

Bien que le genou soit une zone anatomique peu radiosensible (en raison de l'absence de moelle rouge chez l'adulte au delà des extrémités supérieures des fémurs) et située loin des organes radiosensibles du tronc, l'utilisation de la tomosynthèse en remplacement du scanner n'est pas justifiée pour des raisons d'irradiation.

Nos calculs restent cependant des estimations qu'il conviendrait de vérifier par des mesures directes de l'exposition en conditions réelles.

Notre étude présente plusieurs limites.

Sa puissance aurait pu être améliorée par un plus grand nombre de patient inclus (40 patients ont été inclus sur une période d'un an). Plusieurs cas ont du être exclus, ces patients avaient bénéficié d'un scanner du genou mais pas d'une tomosynthèse, ceci est probablement lié au manque de formation médicale concernant la tomosynthèse au moment de la réalisation de notre étude.

L'ensemble des lecteurs présentait un biais de mémorisation, lié à la lecture des examens de tomosynthèse puis des examens de scanner, ce biais apparaît plus marqué pour le lecteur 2 qui a également réalisé le recueil complet des données concernant l'ensemble des patients inclus.

Notre étude a exclu la réalisation de la tomosynthèse chez les patients polytraumatisés, où un scanner de l'ensemble du corps est en effet indispensable. L'exploration complémentaire d'un genou traumatisé s'intègre facilement à cet examen sans mobilisation supplémentaire du patient (84). La tomosynthèse qui nécessite deux positions d'acquisition différentes n'est pas raisonnable dans ces circonstances.

D'autres études sont aujourd'hui menées en France, à Londres et aux États-Unis afin d'évaluer l'apport diagnostique de la tomosynthèse.

4/ CONCLUSION

La tomosynthèse et le scanner présentent une concordance excellente dans notre étude, concernant la détection des enfoncements, des séparations de fragments de la comminution ainsi que la classification des fractures des plateaux tibiaux selon les classifications de l'AO et de Schatzker.

Cependant, les images en tomosynthèse sont moins détaillées et exhaustives que celles du scanner, la tomosynthèse tend à sous-estimer les mesures des enfoncements et des séparations des fragments, elle présente de nombreux artefacts de flou gênant l'interprétation des images et diminuant la confiance des lecteurs.

L'irradiation ne paraît pas significativement diminuée par rapport à celle d'un scanner et est nettement augmentée par rapport à celle des radiographies standards.

La tomosynthèse ne semble donc pas apporter de bénéfice dans la prise en charge radiologique des fractures des plateaux tibiaux.

Elle peut éventuellement s'avérer utile en cas d'indisponibilité du scanner qui conserve en tout état de cause sa place prépondérante.

BIBLIOGRAPHIE

1. Charalambous CP, Tryfonidis M, Alvi F, et al.
Inter- and intra-observer variation of the Schatzker and AO/OTA classifications of tibial plateau fractures and a proposal of a new classification system.
Ann R Coll Surg Engl 2007; 89:400-404.
2. Fontaine C, Vannineuse A
Fracture du genou: Approche pratique en orthopédie-traumatologie
Springer 2005
WE 870 FRA
3. Bengner U, Johnell O, Redlund-Johnell I.
Increasing incidence of tibia condyle and patella fractures.
Acta Orthop Scand 1986; 57: 334-336.
4. Drake R.L, Vogl A.W, Mitchell A.W.M, Duparc F, Duparc J.
Gray's. Anatomie pour les étudiants.
Elsevier Masson 2010 2^{ème} édition
5. Duparc J, Ficat P.
Fractures articulaires de l'extrémité supérieure du tibia.
Rev Chir Orthop 1960; 46:399-486
6. TrojaniCh, Jacquot L, Aït si selmi T, et al.
Les fractures récentes des plateaux tibiaux de l'adulte : Physiopathologie, diagnostic, classifications et traitement.
Maitrise orthopédique 2003, 127
<http://www.maitrise-orthop.com/viewPage.do?id=922> (consulté le 9/01/2012)
7. Gerard-Marchant P.
Fractures des plateaux tibiaux.
Rev Chir Orthop 1939; 26:499-546
8. Schatzker J, McBroom R, Bruce D.
The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968-1975.
Clinical Orthopaedics & Related Research 1979; 138:94-104.
9. Berkson E. M, Virkus W. W et MD.
High-Energy Tibial Plateau Fractures.
J Am Acad Orthop Surj 2006; 14,(1):20-31
10. Waddell J.P, Johnston D.W, Neidre A.
Fractures of the Tibial Plateau: A Review of Ninety-five Patients and Comparison of Treatment Methods.
The Journal of Trauma 1981; 21,(5):376-381.

11. Rademakers V. M, Kerkhoffs J. M. M. G, Sierevelt N. I, et al.
Operative treatment of 109 Tibial Plateau Fractures: five-to 27-year follow- up results.
J Orthop Trauma 2007; 21:5-10.
12. Lachiewicz P. F, Funcik, T.
Factors Influencing the Results of Open Reduction and Internal Fixation of Tibial Plateau Fractures.
Clinical Orthopaedics & Related Research 1990; 259:210-215.
13. Biyani A, Reddy N.S, Chaudhury J, et al.
The results of surgical management of displaced tibial plateau fractures in the elderly.
Injury 1995; 26,(5):291-297.
14. HachimiKh, Bekkali Y, Fnini S, et al.
Traitement des fractures des plateaux tibiaux par vissage percutané.
Rev Maroc Chir OrthopTraumato 2006; 26 :20-21.
15. Kayali C, Öztürk H, Altay T, et al.
Arthroscopically assisted percutaneous osteosynthesis of lateral tibial plateau fractures.
Can J Surj 2008; 51,(5):378-381.
16. Asik M, Cetik O, Talu U, Sozen V. Y.
Arthroscopy-assisted operative management of tibial plateau fractures.
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc 2002; 10:364-370.
17. Babis C.G, Evangelopoulos S .D, Kontovazenitis P, et al.
High energy tibial plateau fractures treated with hybrid external fixation.
Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2011; 6:35.
18. Marsh J.L, Smith S.T, Do T.T.
External Fixation and Limited Internal Fixation for Complex Fractures of the Tibial Plateau.
J Bone Joint Surg Am 1995; 77-A,(5):661-673.
19. Tejwani N.C, Achan P.
Staged Management of High-Energy Proximal Tibia Fractures.
Hospital for Joint Diseases 2004; 62,(1-2):62-66.
20. Dendrinis K .G, Kontos S, Demetrios K, Dalas A.
Treatment of high-energy tibial plateau fractures by the ilizarov circular fixator.
*J Bone Joint SurgBr*1996; 78-B:710-7.
21. Lee A .J, Papadakis A. S, Moon C, ZalavrasG .C.
Tibial plateau fractures treated with the less invasive stabilisation system.
International Orthopaedics (SICOT) 2007; 31:415-418

22. Jensen B. D, Rude C, Duus B, Bjerg-Nielsen A.
Tibial plateau fractures: a comparison of conservative and surgical treatment.
J Bone Joint SurgBr 1990; 72-B:49-52.
23. Bennett F. W, Browner B.
Tibial Plateau Fractures: A Study of Associated Soft Tissue Injuries.
J Orthop Trauma 1994; 8,(3):183-188.
24. Duparc J, Cavagna R.
Résultats du traitement opératoire des fractures des plateaux tibiaux (à propos de 110 cas).
International Orthopaedics (SICOT) 1987; 11:205-213.
25. Moore T.M, Patzakis M.J, Harvey J.P.
Tibial plateau fractures: definition, demographics, treatment rationale, and long-term results of closed traction management or operative reduction.
J OrthopTrauma 1987; 1,(2):97-119.
26. Blokker C.P, Rorabeck C.H, Bourne R.B.
Tibial Plateau Fractures An Analysis of the Results of Treatment in 60 Patients.
Clinical Orthopaedics & Related Research 1984; 182:193-199.
27. Papagelopoulos J. P, Partsinevelos A. A, Themistocleous S. G, et al.
Complications after tibia plateau fracture surgery.
Injury 2006, 37;475-484.
28. Yi-Sheng C.
Arthroscopy-Assisted Surgery for Tibial Plateau Fractures.
Chang Gung Med J 2011; 34,(3):239-47.
29. Honkonen E. S.
Degenerative Arthritis AfterTibial Plateau Fractures.
J Orthop Trauma 1995; 9,(4):273-277.
30. Dirschl D. R, Dawson P. A.
Injury Severity Assessment in Tibial Plateau Fractures.
Clinical Orthopaedics & Related Research 2004; 423:85-92
31. Houben F. J. P, Van der Linden E. S., Van den Wildenberg A. J. M. F, et al.
Functional and radiological outcome after intra-articular tibial plateau fractures.
Injury 1997; 28,(7):459-462.
32. Kohut M, Leyvraz P-F.
Les lésions cartilagineuses, méniscales et ligamentaires dans le pronostic des fractures des plateaux tibiaux.
Acta OrthopaedicaBelgica 1994; 60,(1):81-88.
33. Martin J. A, Brown T, Heiner A, Buckwalter J. A.
Post-traumatic osteoarthritis: the role of accelerated chondrocyte senescence.
Biorheology 2004; 41:479-491.

34. Buckwalter J. A, Brown T. D.
Joint Injury, Repair, and Remodeling: roles in post-traumatic osteoarthritis.
Clinical Orthopaedics & Related Research 2004; 423:7-16.
35. Dobbins III.T. J.
Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads.
Med. Phys. 2009; 36,(6):1956-1967.
36. Noël A, Ottenin M.A, Germain C, et al.
Comparaison de l'irradiation en scanner et tomosynthèse du poignet.
Journal de Radiologie 2011 ; 92 :32-39.
37. Bleuet, Pierre
Reconstruction 3D par tomosynthèse généralisée. Application à l'imagerie médicale par rayons X.
-172
Thèse : école doctorale en électronique, électrotechnique, automatique, formation doctorale en images et systèmes: 2002 : 02ISAL.
Lyon : INSA
<http://theses.insa-lyon.fr/publication/2002ISAL0059/these.pdf> (09/01/2012)
38. Badea C, Kolitsi Z, Pallikarakis N.
A wavelet-based method for removal of out-of-plane structures in digital tomosynthesis.
Computerized Medical Imaging and Graphics 1998; 22:309-315.
39. Bliznakova K, Bliznakov Z, Buliev I.
Comparison of algorithms for out-of-plane artefacts removal in digital tomosynthesis reconstructions.
Comput. Methods Programs Biomed 2011; nov 4, [Epub ahead of print].
40. Sone S, Kasuga T, Sakai F, et al.
Development of a High-Resolution Digital Tomosynthesis System and Its Clinical Application.
Radiographics 1991; 11,(5):807-822.
41. Burvall A, Barrett H. H, Myers J. K, Dainty C.
Singular-value decomposition of a tomosynthesis system.
Opt Express 2010; 18,(20):20699-20711.
42. Zhang J, Yu C.
A novel solid-angle tomosynthesis (SAT) scanning scheme.
Medical Physics 2010; 37,(8):4186-4192.
43. Badea C, Kolitsi Z, Pallikarakis N.
Image quality in extended arc filtered digital tomosynthesis.
ActaRadiol 2001; 42,(2):244-8.

44. Gomi T, Hirano H.
Clinical Potential of Digital Linear Tomosynthesis Imaging of Total Joint Arthroplasty.
Journal of Digital Imaging 2008; 21,(3):312-322.
45. Gomi T, Hirano H, Umeda T.
Evaluation of the X-ray digital linear tomosynthesis reconstruction processing method for metal artefact reduction.
Computerized Medical Imaging and Graphics 2009; 33:267-274.
46. Gong X, Glick J. S, Liu B, et al.
A computer simulation study comparing lesion detection accuracy with digital mammography, breast tomosynthesis, and cone-beam CT breast imaging.
Medical Physics 2006; 33,(4):1041-1052.
47. Smith A.
Fundamentals of breast tomosynthesis: improving the performance of mammography. *White paper* 2008
http://www.pyramidmedical.com.br/pdf/Tomosynthesis_white_paper.pdf
(09/01/2012)
48. Taourel P, Merigeaud S, Aubert E, et al.
Tomosynthèse : luxe ou nécessité.
J Radiol 2009; 90:1813-21.
49. Poplack P .S, Tosteson D. T, Kogel A .C, Nagy M .H.
Digital Breast Tomosynthesis Initial Experience in 98 Women with Abnormal Digital Screening Mammography.
AJR 2007; 189:616-623.
50. Noroozian M, Hadjiiski L, Rahnama-Moghadam S, et al.
Digital Breast Tomosynthesis is Comparable to Mammographic Spot View for Mass Characterization.
Radiology 2012; 262,(1):61-8.
51. Vikgren J, Zachrisson S, Svalkvist A, et al.
Comparison of Chest Tomosynthesis and Chest Radiography for Detection of Pulmonary Nodules: Human Observer Study of Clinical Cases.
Radiology 2008; 249,(3):1034-1041.
52. Gomi T.
X-ray Digital Linear Tomosynthesis Imaging for Artificial Pulmonary Nodule Detection.
Journal of Clinical Imaging Science 2011; 1:16.
53. Lacout A, Thariat J, Fohlen A, Marcy P-Y.
La tomosynthèse: une nouvelle technique d'imagerie thoracique.
Journal de radiologie diagnostique et interventionnelle 2012; 93:76-78.

54. Mermuys K, Vanslambrouck K, Goubau J, et al.
Use of digital tomosynthesis : case report of a suspected scaphoid fracture and technique.
Skeletal Radiol 2008; 37:569-572.
55. Geijer M, Börjesson A. M, Göthlin J. H.
Clinical utility of tomosynthesis in suspected scaphoid fracture. A pilot study.
SkeletalRadiol 2011; 40:863-867.
56. Ottenin MA, Jacquot A, Grospretre O, et al.
Evaluation of the diagnostic performance of tomosynthesis in fractures of the wrist.
AJR Am J Roentgenol 2012; 198,(1):180-6.
57. Kalinosky B, Sabol JM, Piacsek K, et al.
Quantifying the tibiofemoral joint space using x-ray tomosynthesis.
Med Phys 2011; 38,(12):6672.
58. Maravilla R. K, Murry C. R, Horner S.
Digital Tomosynthesis: Technique for Electronic Reconstructive Tomography.
AJR 1983; 141:497-502.
59. Cordoliani Y-S, Foehrenbach H.
Radioprotection en milieu medical.
Edition Elsevier-Masson 2005
60. Brenner J. D, D. Ph, Sc D, et al.
Computed Tomography- An increasing Source of Radiation Exposure.
N Engl J Med 2007; 357:2277-84.
61. Société Française de Radiologie.
Guide des Procédures Radiologiques : Critères de qualité et optimisation des doses.
<http://www.sfrnet.org/sfr/professionnels/5-referentiels-bonnes-pratiques/guides/guide-procedures-radiologiques/index.phtml>
(02/07/2013)
62. Société Française de Radiologie et Société Française de Biophysique et de Médecine Nucléaire.
Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale, Transposition de la directive européenne 97/43 Euratom
http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/documentation/Documents/guide_bon_usage_imagerie.pdf
(02/07/2013)
63. Cordoliani Y-S
Chapitre II: Grandeurs et unités en radioprotection
Feuillets de Radiologie 2002 ; 42,(3) :248-252.

64. Huda W, Gkanatsios N A.
Radiation dosimetry for extremity radiographs
Health Physics 1998; 75(5):492-499.
65. Tapiovaara M, Siiskonen T.
A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed)
Report No STUK-A231 2008
66. Sabol M J
A Monte Carlo estimation of effective dose in chest tomosynthesis
Med Phys 2009; 36(12):5480-5487.
67. Poletti J L, McLean D.
The effect of source to image-receptor distance on effective dose for some common X-ray projections.
The British Journal of Radiology 2005; 78: 810-815.
68. Solomon B. L, Stevenson W. A, Callary A .S, et al.
The accuracy and precision of radiostereometric analysis in monitoring tibial plateau fractures.
ActaOrthopaedica 2010; 81,(4):487-494.
69. Cyteval C, Cotten A, Sarrabère M-P, Tixedor N.
Les traumatismes du membre inférieur pp 27-36
http://www.sfrnet.org/data/upload/files/a7e7222e420ac736c1256b6c0044cb07urg_mbreinf.pdf
(09/01/2012)
70. Blin D, CytevalC, Kamba C, et al.
Imagerie des traumatismes du genou.
J Radiol 2007; 88 :775-88.
71. Te Stroet A. J. M, Holla M, Biert J, Van Kampen A.
The value of a CT scan compared to plain radiographs for the classification and treatment plan in tibial plateau fractures.
Emerg Radiol 2011; 18:279-283.
72. Abrassart S, Hoffmeyer P.
Pièges en orthopédie ambulatoire: le membre inférieur
Rev .Med. Suisse 2011; 7:1992-8.
73. Mustonen, Antti
Imaging of knee injuries with special focus on tibial plateau fractures. -81
Thèse: radiodiagnostic
University of Helsinki, Finland, Department of diagnostic radiology, 2009
<http://www.doria.fi/bitstream/handle/10024/45068/imagingo.pdf?sequence=1>
(09/01/2012)

74. Newberg H. A, Greenstein R.
Radiographic Evaluation of Tibial Plateau Fractures.
Radiology 1978; 126:319-323.
75. Markhardt K. B, Gross M. J, Monu U.V. J.
Schatzker Classification of Tibial Plateau Fractures: Use of CT and MR Imaging Improves Assessment.
RadioGraphics 2009; 29:585-597.
76. Mui W. L, Engelsohn E Umans H.
Comparison of CT and MRI in patients with tibial plateau fracture: can CT findings predict ligament tear or meniscal injury?.
Skeletal Radiol 2007; 36:145-151.
77. Brophy P. D, O'malley M, Lui D, et al.
MR Imaging of Tibial Plateau Fractures.
ClinicalRadiology 1996; 51:873-878.
78. Xia W, Yin X, Wu J-T et al.
Comparative study of DTS and CT in the skeletal trauma imaging diagnosis evaluation and radiation dose.
European journal of Radiology 2013; 82:76-80.
79. Mustonen AO, Koskinen SK, Kiuru MJ.
Acute knee trauma: analysis of multidetector computed tomography findings and comparison with conventional radiography.
Acta Radiol 2005; 46:866-74
80. Walton P. N, Harish S, Roberts C, Blundell C.
AO or Schatzker? How reliable is classification of tibial plateau fractures?.
Arch Orthop Trauma Surg 2003; 123:396-398.
81. Maripuri S .N, Rao P, Manoj-Thomas A, Mohanty K.
The classification systems for tibial plateau fractures: How reliable are they?.
Injury 2008, 39;1216-1221.
82. Brunner A, Horisberger M, Ulmar B, et al.
Classification systems for tibial plateau fractures; Does computed tomography scanning improve their reliability?.
Injury 2010, 41;173-178.
83. Doornberg N. J, Rademakers V. M, Van den Bekerom P. M, et al.
Two-dimensional and three-dimensional computed tomography for the classification and characterisation of tibial plateau fractures.
Injury 2011, 42;1416-1425.
84. Hu Y- L, Ye F-G, Ji A-Y, et al.
Three-dimensional computed tomography imaging increases the reliability of classification systems for tibial plateau fractures.
Injury 2009, 40;1282-1285.

85. Biswas D, Bible E.J, Bohan M et al.
Radiation exposure from musculoskeletal computerized tomographic scans
J Bone Joint Surg Am 2009; 91:1882-9.
86. Gervaise A, Teixeira P, Blum A et al.
Optimisation et réduction de la dose des scanners en pathologie ostéoarticulaire.
Journal de Radiologie diagnostique et interventionnelle 2013 ; 94 :383-401.
87. Xia W, Yin X, Wu J-T et al.
Comparative study of DTS and CT in the skeletal trauma imaging diagnosis
evaluation and radiation dose.
European journal of Radiology 2013; 82:76-80.

Résumé

Objectif : Comparer les performances diagnostiques de la tomosynthèse et du scanner pour la prise en charge des fractures des plateaux tibiaux, par la classification des fractures selon les classifications de l'AO et de Schatzker.

Matériel et méthodes : 40 patients présentant un traumatisme du genou, avec suspicion de fracture du plateau tibial en radiographie standard, ont été inclus de manière prospective, de février 2012 à février 2013. Chaque patient a bénéficié d'une tomosynthèse et d'un scanner, après information et consentement oral. Les examens ont été relus indépendamment par 4 lecteurs différents (un radiologue senior et junior, un orthopédiste senior et junior). Les lecteurs classifiaient la fracture observée pour chacun des deux examens selon deux classifications reconnues : celle de l'AO et celle de Schatzker. Deux lecteurs (radiologues senior et junior) évaluaient l'appréciation des enfoncements, des séparations, des comminutions, ainsi que la qualité des images, l'indice de confiance et l'irradiation des patients. L'étude de la concordance entre chaque lecteur a été réalisée à l'aide de coefficients de concordance Kappa pondérés.

Résultats : On retrouvait une concordance excellente entre le scanner et la tomosynthèse pour la classification des fractures, pour le lecteur 1 (selon l'AO: $k=0,87$ et selon Schatzker: $k=0,80$), le lecteur 2 (selon l'AO: $k=0,92$ et selon Schatzker: $k=0,89$), le lecteur 3 (selon l'AO: $k=0,89$ et selon Schatzker: $k=0,88$), le lecteur 4 (selon l'AO: $k=0,69$ et selon Schatzker: $k=0,85$) et après consensus (selon l'AO: $k=0,94$ et selon Schatzker: $k=0,89$). La concordance était globalement excellente pour l'évaluation de la comminution ($k=0,90$), des enfoncements ($k=0,86$) et des séparations de fragments ($k=0,85$). La tomosynthèse sous-estimait en moyenne les enfoncements de 2 mm ($p=0,003$) et les séparations de 1 mm ($p=0,09$). L'indice de confiance et la qualité d'image étaient significativement inférieurs avec la tomosynthèse ($p<10^{-6}$). L'irradiation du genou en tomosynthèse semble similaire à celle du scanner et cinq fois supérieure à celle de la radiographie standard.

Conclusion : la tomosynthèse ne semble pas inférieure au scanner pour le diagnostic et la classification des fractures des plateaux tibiaux, cependant en raison de ses nombreux artéfacts et de son irradiation conséquente, elle ne semble pas pouvoir remplacer le scanner dans la prise en charge pré thérapeutique actuelle des patients.

Niveau de preuve : Etude prospective de cohorte. Niveau II.

Mots clés : tomosynthèse, fracture du plateau tibial, scanner, classification AO et Schatzker, irradiation.