Université de Bourgogne
UFR des Sciences de Santé
Circonscription Médecine

ANNEE 2016

N°

Etude comparative clinique et biomécanique des broches d'ostéosynthèse centromédullaire élastique stable de nouvelle génération « Metaizeau 2 ». Etude rétrospective à propos de 137 patients.

THESE

présentée

à l'UFR des Sciences de Santé de Dijon
Circonscription Médecine
et soutenue publiquement le 3 juin 2016

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

Par DENIS Delphy
Née le 15/07/1986
A Chenôve

Université de Bourgogne

UFR des Sciences de Santé

Circonscription Médecine

AVERTISSEMENT

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

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur.

Ceci implique une obligation de citation et de référencement dans la rédaction de vos travaux.

D'autre part, toutes contrefaçons, plagiats, reproductions illicites encourt une poursuite pénale.

UNIVERSITE DE BOURGOGNE

Année Universitaire 2015-2016

UFR des Sciences de Santé

au **20 Octobre 2015**

Doyen :	**M. Frédéric HUET**
1er Assesseur :	M. Yves ARTUR
Assesseurs :	Mme Laurence DUVILLARD
	M. Pablo ORTEGA-DEBALLON
	M. Marc MAYNADIE

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

			Discipline
M.	Marc	**BARDOU**	Pharmacologie clinique
M.	Jean-Noël	**BASTIE**	Hématologie - transfusion
M.	Emmanuel	**BAULOT**	Chirurgie orthopédique et traumatologie
M.	Laurent	**BEDENNE**	Gastroentérologie et hépatologie
M.	Yannick	**BEJOT**	Neurologie
M.	Charles	**BENAIM**	Médecine physique et réadaptation
			(Mise à disposition pour convenances personnelles jusqu'au 31/10/2016)
M.	Alain	**BERNARD**	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
M.	Jean-François	**BESANCENOT**	Médecine interne
Mme	Christine	**BINQUET**	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
M.	Bernard	**BONIN**	Psychiatrie d'adultes
Mme	Claire	**BONITHON-KOPP**	Thérapeutique
M.	Philippe	**BONNIAUD**	Pneumologie
M.	Alain	**BONNIN**	Parasitologie et mycologie
M.	Bernard	**BONNOTTE**	Immunologie
M.	Olivier	**BOUCHOT**	Chirurgie cardiovasculaire et thoracique
M.	Belaid	**BOUHEMAD**	Anesthésiologie - réanimation chirurgicale.
M.	Alexis	**BOZORG-GRAYELI**	ORL
M.	Alain	**BRON**	Ophtalmologie
M.	Laurent	**BRONDEL**	Physiologie
M.	François	**BRUNOTTE**	Biophysique et Médecine Nucléaire
M.	Patrick	**CALLIER**	Génétique
M.	Philippe	**CAMUS**	Pneumologie
M.	Jean-Marie	**CASILLAS-GIL**	Médecine physique et réadaptation
Mme	Catherine	**CHAMARD-NEUWIRTH**	Bactériologie - virologie; hygiène hospitalière
M.	Pierre-Emmanuel	**CHARLES**	Réanimation
M.	Pascal	**CHAVANET**	Maladies infectieuses
M.	Nicolas	**CHEYNEL**	Anatomie
M.	Alexandre	**COCHET**	Biophysique et médecine nucléaire
M.	Luc	**CORMIER**	Urologie
M.	Yves	**COTTIN**	Cardiologie
M.	Charles	**COUTANT**	Gynécologie-obstétrique
M.	Gilles	**CREHANGE**	Oncologie-radiothérapie
Mme	Catherine	**CREUZOT-GARCHER**	Ophtalmologie
M.	Frédéric	**DALLE**	Parasitologie et mycologie
M.	Serge	**DOUVIER**	Gynécologie-obstétrique
Mme	Laurence	**DUVILLARD**	Biochimie et biologie moléculaire
Mme	Laurence	**FAIVRE-OLIVIER**	Génétique médicale
Mme	Patricia	**FAUQUE**	Biologie et Médecine du Développement
Mme	Irène	**FRANCOIS-PURSSELL**	Médecine légale et droit de la santé
M.	Pierre	**FUMOLEAU**	Cancérologie
M.	François	**GHIRINGHELLI**	Cancérologie
M.	Claude	**GIRARD**	Anesthésiologie – réanimation chirurgicale
M.	Maurice	**GIROUD**	Neurologie
M.	Vincent	**GREMEAUX**	Médecine physique et réadaptation
M.	Patrick	**HILLON**	Thérapeutique
M.	Frédéric	**HUET**	Pédiatrie
M.	Pierre	**JOUANNY**	Gériatrie
M.	Denis	**KRAUSE**	Radiologie et imagerie médicale
M.	Gabriel	**LAURENT**	Cardiologie
M.	Côme	**LEPAGE**	Gastroentérologie et hépatologie
M.	Romaric	**LOFFROY**	Radiologie et imagerie médicale
M.	Luc	**LORGIS**	Cardiologie
M.	Jean-Francis	**MAILLEFERT**	Rhumatologie
M.	Philippe	**MAINGON**	Cancérologie-radiothérapie
M.	Cyriaque Patrick	**MANCKOUNDIA**	Gériatrie
M.	Laurent	**MARTIN**	Anatomie et cytologie pathologiques

M.	David	**MASSON**	Biochimie et biologie moléculaire
M.	Marc	**MAYNADIE**	Hématologie - transfusion
M.	Thibault	**MOREAU**	Neurologie
M.	Klaus Luc	**MOURIER**	Neurochirurgie
Mme	Christiane	**MOUSSON**	Néphrologie
M.	Paul	**ORNETTI**	Rhumatologie
M.	Pablo	**ORTEGA-DEBALLON**	Chirurgie Générale
M.	Jean-Michel	**PETIT**	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
M.	Lionel	**PIROTH**	Maladies infectieuses
Mme	Catherine	**QUANTIN**	Biostatistiques, informatique médicale
M.	Patrick	**RAT**	Chirurgie générale
M.	Jean-Michel	**REBIBOU**	Néphrologie
M.	Frédéric	**RICOLFI**	Radiologie et imagerie médicale
M.	Paul	**SAGOT**	Gynécologie-obstétrique
M.	Emmanuel	**SAPIN**	Chirurgie Infantile
M.	Henri-Jacques	**SMOLIK**	Médecine et santé au travail
M.	Eric	**STEINMETZ**	Chirurgie vasculaire
M.	Jean-Raymond	**TEYSSIER**	Génétique moléculaire
Mme	Christel	**THAUVIN**	Génétique
M.	Pierre	**VABRES**	Dermato-vénéréologie
M.	Bruno	**VERGES**	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
M.	Narcisse	**ZWETYENGA**	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie

PROFESSEURS EN SURNOMBRE

M.	Frédéric	**MICHEL**	(surnombre du 20/10/2015 au 31/08/2019)
M.	Roger	**BRENOT**	(surnombre jusqu'au 31/08/2018)
Mme	Monique	**DUMAS-MARION**	(surnombre jusqu'au 31/08/2018)
M.	Marc	**FREYSZ**	(surnombre jusqu'au 31/08/2016)
M.	Philippe	**ROMANET**	(surnombre du 10/07/2013 au 31/08/2016)
M.	Pierre	**TROUILLOUD**	(surnombre du 05/02/2014 au 31/08/2017)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS DES DISCIPLINES MEDICALES

			Discipline Universitaire
M.	Sylvain	**AUDIA**	Médecine interne
Mme	Shaliha	**BECHOUA**	Biologie et médecine du développement
Mme	Marie-Claude	**BRINDISI**	Nutrition
M.	Jean-Christophe	**CHAUVET-GELINIER**	Psychiatrie, psychologie médicale
M.	Alexis	**DE ROUGEMONT**	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
M.	Olivier	**FACY**	Chirurgie générale
Mme	Ségolène	**GAMBERT-NICOT**	Biochimie et biologie moléculaire
Mme	Françoise	**GOIRAND**	Pharmacologie fondamentale
Mme	Agnès	**JACQUIN**	Physiologie
M.	Sylvain	**LADOIRE**	Histologie
M.	Alain	**LALANDE**	Biophysique et médecine nucléaire
M.	Louis	**LEGRAND**	Biostatistiques, informatique médicale
Mme	Stéphanie	**LEMAIRE-EWING**	Biochimie et biologie moléculaire
M.	André	**PECHINOT**	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
M	Maxime	**SAMSON**	Médecine interne
M.	Benoit	**TROJAK**	Psychiatrie d'adultes ; addictologie
M.	Paul-Mickaël	**WALKER**	Biophysique et médecine nucléaire

PROFESSEURS EMERITES

M.	Jean	**CUISENIER**	(01/09/2014 au 31/08/2017)
M.	Jean-Pierre	**DIDIER**	(01/09/2011 au 31/08/2017)
M.	Jean	**FAIVRE**	(01/09/2012 au 31/08/2018)
M	Philippe	**GAMBERT**	(01/09/2014 au 31/08/2017)
M.	François	**MARTIN**	(01/09/2012 au 31/08/2018)
M.	Pierre	**POTHIER**	(01/09/2015 au 31/08/2018)

PROFESSEURS DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

M.	Jean-Noël	**BEIS**	Médecine Générale

PROFESSEURS ASSOCIES DE MEDECINE GENERALE

Mme	Patricia	**MERCIER**	Médecine Générale
M.	Gilles	**MOREL**	Médecine Générale

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES DE MEDECINE GENERALE

Mme	Catherine	**AUBRY**	Médecine Générale
M.	Didier	**CANNET**	Médecine Générale
M.	Clément	**CHARRA**	Médecine Générale
M.	Arnaud	**GOUGET**	Médecine Générale
M.	François	**MORLON**	Médecine Générale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

M.	Didier	**CARNET**	Anglais
M.	Jean-Pierre	**CHARPY**	Anglais
Mme	Catherine	**LEJEUNE**	Pôle Epidémiologie
M.	Gaëtan	**JEGO**	Biologie Cellulaire
Mme	France	**MOUREY**	Sciences et techniques des activités physiques et sportives

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Marianne	**ZELLER**	Physiologie

PROFESSEURS AGREGES de L'ENSEIGNEMENT SECONDAIRE

Mme	Marceline	**EVRARD**	Anglais
Mme	Lucie	**MAILLARD**	Anglais

PROFESSEURS CERTIFIES

Mme	Anaïs	**CARNET**	Anglais
M.	Philippe	**DE LA GRANGE**	Anglais
Mme	Virginie	**ROUXEL**	Anglais (Pharmacie)

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES

Mme	Evelyne	**KOHLI**	Immunologie
M.	François	**GIRODON**	Sciences biologiques, fondamentales et cliniques

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES

M.	Mathieu	**BOULIN**	Pharmacie clinique
M.	Philippe	**FAGNONI**	Pharmacie clinique
M.	Frédéric	**LIRUSSI**	Toxicologie
M.	Marc	**SAUTOUR**	Botanique et cryptogamie
M.	Antonin	**SCHMITT**	Pharmacologie

L'U.F.R. des Sciences de Santé de Dijon, Circonscription Médecine, déclare que les opinions émises dans les thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle n'entend ne leur donner ni approbation, ni improbation.

COMPOSITION DU JURY

Président : Professeur Emmanuel SAPIN

Membres : Professeur Emmanuel BAULOT

Professeur Narcisse ZWETYENGA

Docteur Jean Damien METAIZEAU

Docteur Anne NOARO

Remerciements

A nos maîtres et juges

Monsieur le Professeur Emmanuel SAPIN

Vous me faites l'honneur de présider cette thèse.
Je vous l'avais dit… Je serai chirurgien pédiatre… Vous m'avez toujours prévenu des difficultés de cette spécialité, malgré tout c'est une fierté et un plaisir de travailler à vos côtés. J'admire votre volonté, votre passion et votre parcours. Vos connaissances, votre culture ainsi que votre goût pour la perfection n'ont de cesse que de nous tirer vers le haut. Je vous remercie de m'avoir soutenue dans cette voie, pour votre bienveillance et votre disponibilité.
Soyez assuré de ma reconnaissance ainsi que de mon profond respect.

Monsieur le Professeur Emmanuel BAULOT

Merci pour l'honneur que vous me faites de juger mon travail.
J'ai appris au cours de mon semestre dans votre service comment mêler travail rigoureux et compagnonnage. J'admire vos qualités, vos connaissances.
Vous trouverez ici le témoignage de mon respect le plus sincère.

Monsieur le Professeur Narcisse ZWETYENGA

Dès le premier jour dans votre service, j'ai découvert une nouvelle famille. Ces 6 mois dans votre équipe ont été un bonheur. Je vous remercie pour votre accueil, vos conseils bienveillants, de m'avoir appris autant avec la gentillesse, l'humour et la bonne humeur qu'on vous connaît. Je retiens de vous un patron proche de son équipe, respecté pour son expérience, sachant être rigoureux et juste.
Recevez ici l'expression de ma gratitude.

A Monsieur le Docteur Jean-Damien METAIZEAU

Merci d'avoir dirigé cette thèse, pour ton aide et ta disponibilité.
Depuis que je te connais, tu as toujours été un modèle pour moi. Au fil des ans, tu as fait de moi ton petit Padawan !! Tu m'as guidé, formé, tu m'as fait confiance et permis de m'épanouir dans cette spécialité que j'aime tant. C'est un honneur d'apprendre à tes côtés et un plaisir de venir travailler tous les jours avec toi. J'admire ta patience, ta gentillesse et ta compétence. C'est tellement simple d'apprendre avec toi, tu rends tout facile. Tu es un opérateur impressionnant tout en restant humble. Je te remercie pour ton soutien, ta confiance et ton amitié. J'espère être à la hauteur ces prochaines années et que tu seras fier de ton « Padawan » !!

A madame le Docteur Anne NOARO

Anne, merci d'avoir été à mes côtés pendant ces années. Merci d'avoir supporté mon caractère, mon hyperactivité et mes doutes. J'ai découvert en toi une collègue aux nombreuses qualités, une chirurgienne hors pair et une amie pour partager les joies, les peines et les rigolades. J'admire ta douceur et ta patience. Je ne sais pas ce que l'avenir te réserve sur le rocher, mais je te souhaite le plus grand bonheur dans ton travail et surtout avec ta merveilleuse famille.

Au service de chirurgie pédiatrique

Merci aux Docteurs Joséphine LIRUSSI-BORGNON, Emmanuel GOUNOT et Michel FRANÇOIS de m'avoir aidé à surmonter mon semestre de viscéral ! Merci du fond du cœur pour vos conseils, gentillesse et patience.

A toute l'équipe soignante du service et de l'UCA que j'affectionne beaucoup, à notre surveillante Sylvie. Je ne peux pas toutes vous citer mais vous avez chacune une place dans mon cœur. Les filles, j'admire tous les jours votre travail pour rendre ce service meilleur. Merci pour votre bienveillance, chaleur et gentillesse pour nos petits patients. C'est un plaisir de retrouver vos sourires tous les jours et de papoter autour d'un petit café ! J'espère ne pas vous décevoir dans les années qui viennent.

A vous les filles du bloc : Sylvie, Anne-So, Céline, Alice, Clem, Brigitte, Julie! La Dream team avec qui on ne s'ennuie jamais au bloc ! C'est réellement un plaisir de travailler avec vous. Merci pour votre compétence, votre dynamisme et pour toutes ces rigolades.

A nos secrétaires d'enfer ! Sophie, Hélène, Annick et Maud.
Merci d'être là… De si bien vous occuper de nous, de supporter les moments difficiles, le stress, la surcharge de travail tout en gardant votre calme et bonne humeur. Spéciale dédicace à Hélène, ma collègue de galère et fournisseuse officielle de bonbons pendant ces consultations interminables…

Aux secrétaires des urgences de jour et nuit.
Gardez vos sourires et votre accueil chaleureux et merci d'avoir partagé ces nuits de garde !

A Pierre-Marie.
C'est un réel plaisir de travailler à tes côtés. Tu es un des piliers de ce service, une personne de confiance et de valeur.
Que feraient les urgences sans toi…

Et merci aussi aux pédiatres et réanimateurs du service.

Au service d'orthopédie

Merci à tous d'avoir accueilli une pédiatre ! Vos folies me manquent !

A tous les chefs que j'ai croisés, Ludo (toi aussi tu es un modèle de compétences et de gentillesse pour moi. Merci pour tout ce que tu m'as appris, ta pédagogie et ton humour marseillais), Prick (mon moel-moel !), Charbel (El gringo, le grincheux au cœur tendre), julien Andrin (Je n'oublierais pas ton côté attachant et doux bien caché sous ta carapace de Mandrin diabolique. Belzebuth !! Comme le disait Monsieur Trouilloud !), Yann, Julien Tremlet, Seb Tomes, Joel, qui m'ont accordé leur confiance et appris la rigueur de l'orthopédie adulte avec patience. A Monsieur Trouilloud, ingénieux, disponible. Merci pour vos anecdotes et autres histoires autour d'un café matinal.
A tous mes co-internes d'orthopédie et nouveaux chefs: Pierre, Alex Mac, Alex Devill, Brice, JS Karp (Merci d'avoir partagé ce semestre maconnais avec toutes ces rigolades, j'espère que ton exil dans le sud se passe bien), Seb El sair (merci pour ta bonne humeur, tes conseils et ton amitié), Etienne (merci d'avoir surmonté les galères de la traumato avec moi, de m'avoir fait rire. Tes compétences et ta bonne humeur te mèneront loin), Tito (Tu es quelqu'un de passionné et profondément gentil), Augustin, Romain, Antoine, Adrien et à ceux que je connais peu, mais vais bientôt découvrir…
Lydie, Valérie et Agathe, merci de venir renforcer le girl power en orthopédie !

Au service de CMF

J'ai profité à fond de ce stage où j'ai appris à vivre en meute ! 10 internes… c'est presque une équipe de foot !!
J'ai rencontré des gens formidables avec qui le travail était également synonyme de rigolades. Je me souviens de nos debrieffing zap de spion le midi, les blagues du Dr Mommers…
Merci à cette belle équipe : Julie (ma patate, tu auras une spéciale dédicace après !), Philippe (et ton humour piquant !), Leslie (pigeon coco !), Benoit, Pierre Burnier (mon pierrot merci pour ton amitié et tous ces moments partagés), Vivien (la mèche), David, Isé.
Et surtout merci au patron avec son inimitable devise « C'est long, c'est mou, ça traîne !!! » et son amour pour les ORL !!!

Au service de Neurochirurgie

6 mois partagés entre enfer des astreintes, interventions de folie et adrénaline !
Merci à toute l'équipe de neurochirurgie pour ces 6 mois de folie. J'ai rencontré encore une fois une équipe soudée, passionnée et accueillante.
Merci au Professeur Jacques Beaurain, c'était un plaisir de vous voir opérer, j'ai tellement appris de cette spécialité qui m'était inconnue. Vous avez su m'intégrer et me considérer comme l'une des vôtres.
Merci au Pr Mourier, aux chefs : Cathy (« une main de fer dans un gant de velours », je regrette nos tête à tête sur un rachis ou un anévrysme au clair de lune !), Jean Baptiste (un sang froid à toute épreuve ! J'admire ta bravoure et ton humilité. J'ai adoré opérer à tes côtés), Mich Mich (Le tombeur de ces dames ! J'ai beaucoup appris grâce à toi, merci pour ton accompagnement et surtout pour toutes ces anecdotes croustillantes !).
A mes co-internes de galère : Mon maxou (ce grand costaud au cœur tendre. J'ai adoré passer ces quelques mois avec toi, tu m'as impressionné par ta capacité à affronter cette spécialité si contraignante, toujours avec ton humour, ton sourire et ta gentillesse envers tout le monde. Reste comme tu es maxou.), Mélanie (ma ptite Mel, j'ai trouvé en toi une confidente, une

amie et une collègue de sieste !), Régis (encore un grand balèze qui a su allier douceur et calme), Rachid (ma petite gazelle, je considère que tu as fait partie de ce stage car tu étais plus souvent fourré avec nous qu'en neuro !).

Aux Maconnais

Que de souvenirs lors de cette première année d'internat ! Premiers pas dans la chirurgie et la vie active, enchaînement de soirées incroyables et découverte de tant de personnes inoubliables : Bouit Bouit, Lise, Myriam, Ibtissem, Melchior, JS, Mélanie et bien d'autres…

Aux Lyonnais

6 mois passés loin de chez moi, mais dans le monde des Bisounours !
J'ai passé un Interchu formidable dans ce service. J'ai énormément appris de tous, fait des rencontres inoubliables du point de vue professionnel mais aussi personnel. Je n'oublierai pas ce service où cohabitent excellence professionnelle et chaleur humaine.
Merci à toute l'équipe.
Merci au Professeur Chotel pour m'avoir transmis ses connaissances et pour nous avoir pris sous son aile.
Merci au Docteur Vincent CUNIN, un modèle de compétence et de gentillesse auprès des patients. Merci pour tout ce que tu m'as appris, ton jugement juste et avisé et ta pédagogie. Je vois en toi un exemple à suivre. Je te souhaite plein de bonheur pour tes prochaines aventures canadiennes.
Merci au Docteur Alice Fassier, un petit bout de femme impressionnante d'énergie et de passion. Tu as su me transmettre ton savoir et ta bonne humeur. J'ai pris énormément de plaisir à travailler avec toi, même sur les blocs de galère chez nos chers petits patients OI ! Merci pour ta gentillesse et je n'oublierai jamais ton accueil à l'hôpital mais aussi dans ta merveilleuse famille.
Sébastien, le killer de tumeur, le virtuose de l'arthroscopie !! Merci pour ta patience lors de mes premiers pas en arthro ! A quand une mission au Bangladesh tous les 2 !
Anya, la douceur incarnée, notre maman! Tu as été une chef au top, entre rigolade, ECMES de folie (rappelle toi l'humérus !) et grignotage ! Reste la douce et vaillante Anya !
Clémence, tu sais toute l'admiration que j'ai pour toi. Tu t'es forgé une carapace qui, une fois ouverte, laisse découvrir une personne formidable, attentive, touchante et à l'écoute. Merci de m'avoir accordé ta confiance. Je ne me fais aucun souci pour ton avenir qui s'annonce radieux !
Souad, ma poulette, c'est zentille ça !!! Je suis tellement heureuse de t'avoir eue comme chef et surtout de t'avoir retrouvée à Lyon. Déjà lors de notre première rencontre, un lien s'était créé et s'est construit au cours de ce semestre. Merci d'avoir été mon amie lyonnaise, merci pour nos fous rire, les blocs endiablés, nos soirées tisane mémère !! Tu m'as permis de surmonter ces 6 mois loin de mes proches. Je te souhaite de retrouver tes racines et tout le bonheur que tu mérites dans ta ville chérie et qu'on ne s'oublie pas.
Merci à mes co-internes, mes ptits loubards de m'avoir supporté pendant cette période difficile de la préparation de thèse. Je sais que vous en avez bavé, mais sachez que c'est grâce à votre aide et vos attentions que j'ai passé un semestre incroyable. J'ai découvert 5 mecs en or et chacun d'entre vous m'a apporté son soutien à sa manière. Merci à : mon chaton, qu'est ce que j'aurais fait sans toi ? Tu es une personne formidable, pleine de surprise et touchante. Suis tes objectifs et ta sensibilité et nul doute que tu seras un grand chirurgien. Gaspard, le Pr Fournier ou Jude Law pour certains, malgré nos petites prises de bec (où bien sûr c'est moi qui avais raison !!!), j'ai trouvé en toi un mec brillant, marrant et aussi matinal que moi !

Garde ta ténacité et ton humour et surtout vive les condyles ! Etienne, mon compère dijonnais. Déjà quand tu étais mon externe, tu savais que l'orthopédie serait ton objectif. Et maintenant, te voilà lyonnais. Tu restes le mec touchant, taquin et doué que j'apprécie beaucoup. Continue à préserver l'esprit bourguignon chez nos amis lyonnais et je te souhaite plein de bonheur avec ta jolie Juliette. TomTom ja ja, le loubard par excellence ! J'admire ta rigueur et ton investissement dans le service, je te remercie de m'avoir soutenue. Merci aussi pour tes superbes cocktails et longue vie au Long Island ! Yves, le loubard londonien ! Sérénité, calme et réduction parfaite sont ton credo ! Et pense bien à recharger le téléphone d'astreinte sous peine de punition !!

Merci aussi au Dr Garin, aux merveilleuses kinés, secrétaires et infirmières qui font la qualité de ce service.

A ceux qui m'ont aidé

Merci au Docteurs Serge Aho et Delphine Maucourt-Boulch pour leur aide précieuse et leur investissement dans cette thèse. Merci de m'avoir guidé dans les méandres des statistiques !

Merci à Yanneck Suchier et Mamadou Bah d'avoir permis à ce projet et cette collaboration de voir le jour.

Merci Anne Locquet pour ton soutien et ton aide précieuse tout au long de ma formation.

Merci Grégoire du p'tit coup de pouce financier !!

A Cyril

Cyril, tu es tellement important à mes yeux. Depuis notre rencontre, tu es mon équilibre. Malgré toutes les épreuves que tu as traversées et que tu traverses, tu sais être là pour moi et me rendre heureuse. Ton courage, ta force et ta capacité à traverser les difficultés avec le sourire et en essayant toujours de me protéger sont un exemple. Tu sais que grâce à toi je suis quelqu'un de meilleur et que j'apprends de moi. Je serais toujours là pour toi et je sais que toi aussi… Merci de me comprendre, même si parfois c'est compliqué ! Merci pour ton amour. Merci d'être auprès de moi. Je t'aime.

A ma famille

Maman, Papa
Comment vous témoigner tout l'amour et la reconnaissance que j'ai pour vous… Vous m'avez soutenu, aidé, poussé, protégé et aimé à chaque instant depuis toujours. Vous êtes un modèle pour moi sur tous les points, sachant combiner votre carrière, les difficultés de la vie et la famille. Vous nous avez tout donné, auriez tout sacrifié pour nous, pour nous élever dans la joie et l'amour à l'abri des malheurs. C'est grâce à vous que je suis ici, je n'y serais jamais arrivé sans votre écoute et votre soutien constant.
Merci de me rendre heureuse. Je vous aime.

Bertrand, je suis si fier de toi. Tu as réussi à trouver ton équilibre et ton épanouissement malgré les obstacles. Au fil des années tu as développé ton caractère avec toujours la gentillesse qui te caractérise. Je suis fière d'avoir un frère intelligent, aimé de tous. Merci d'avoir supporté ta sœur au cours de toutes ces années, d'avoir été mon confident, mon rival, mon ami… Je serai toujours là pour toi. Je t'aime.

A mes grands parents, merci pour tout l'amour que vous m'avez donné et les valeurs que vous m'avez enseignées. Que de souvenirs avec vous, nous avons eu la chance de grandir à vos côtés. Je pense fort à mamy Dédé et papy Marcel et je sais que de tout là haut vous êtes présents en ce jour avec moi. Mamy Simone et Papy Armand, trop faibles pour être là mais je sais que vous êtes fiers de votre petite fille. Merci pour votre amour.

A mes oncles et tantes, Evelyne et Ange, Patrick et Christine et tout les autres qui sont loin. Merci pour vos encouragements tout au long de mon enfance, pour tous ces souvenirs de famille qui sont si précieux.

A mes nombreux cousins et cousines : Astrid, Amaury, Julien et sa famille, Emilie et sa famille, merci pour ces souvenirs d'enfance, les rigolades et d'avoir grandi à mes côtés.
A tous les autres qui sont loin mais restent dans mes pensées.

A ma Belle famille. Brigitte, Mono, Sophie, Momo et notre petite princesse Inès. Merci de m'avoir accepté dans votre merveilleuse famille. Vos origines, votre ouverture d'esprit, votre gentillesse bienveillante à mon égard sont pour moi une richesse. Merci pour votre soutien sans faille et pour toute l'attention que vous me portez.

A mes amis d'enfance

Hélène et Nathalie. On a grandi ensemble. Malgré les années qui passent, l'amour que je vous porte est toujours aussi fort. Vous le savez, même si nos emplois du temps surchargés ne nous laissent plus beaucoup de temps pour profiter l'une de l'autre, les liens restent et on ne s'oublie pas. Merci pour tous ces souvenirs, on n'oubliera pas nos premiers pas de danse toutes les 3, l'avenir qu'on s'imaginait, les premiers flirts, les soirées passées à refaire le monde et tous nos fous rire… Vous resterez à jamais dans mon cœur les filles.

A mes amis croisés lors de mes longues années d'étude

Mes Girls adorées, la team 4G ! XOXO !!!
Maudou, Flo Flo, Marinette, vevette, Mari Do et popo. En voilà une belle brochette ! Merci les filles d'avoir partagé ces années de fac et d'internat. Entre soirées karaoké et chorés chez maudou (oui souvenez vous les filles !!!), boulot, peines de cœur et debrieffing endiablé sur nos vies autour d'un verre, nous avons su construire et entretenir une belle amitié. Je suis fière d'avoir des amies comme vous, des belles nanas avec la tête bien pleine !! J'espère vous garder encore longtemps auprès de moi…

Et non les garçons je ne vous ai pas oubliés ! Edouard (mon Moumi), Victor, Nico, Olivier, 66, Eric, Antonin, Antoine, Pierre… Beaucoup sont partis vers d'autres contrées, notre complicité me manque.

A la dream team. Merci pour tous ces délires.
Julie, ma patate chérie ! J'ai eu le bonheur de rencontrer ce petit bout de femme si fragile mais en même temps si forte. Tu sais que j'admire le courage et la ténacité dont tu as fait preuve pour surmonter les épreuves que la vie a mises devant toi. Merci de m'écouter, de me conseiller, d'être là pour moi. Merci aussi de me faire autant rire ! Tu es notre July internationale ! C'est Dysneyland tous les jours avec toi ! Continue de garder ta pêche, ton enthousiasme, tes yeux d'enfant et ta douceur.
Angie, notre rayon de soleil ! De par ton accent chantant, ton rire communicatif et ton sourire ravageur, tu es une amie qui compte pour moi. Je te souhaite de vite retrouver ta ville adorée et surtout ton chéri, même si on n'a pas envie de te perdre.
Mari Lo, l'inimitable chatounette !!! Je ne pensais pas rencontrer plus folle que moi mais c'est chose faite ! Ton énergie, ta bonne humeur et ton humour ; une fois qu'on y a gouté, on ne peut plus s'en passer !
Lulu, je te connais depuis peu mais j'ai très vite apprécié cette belle plante au calme et à la douceur naturelle ! Je te souhaite tout le bonheur que tu mérites avec ton Pierrot et tu seras bientôt la plus belle des mariées !

Et le reste de la meute, les mâles !
L'infatigable Mike, qui sous ces airs de fêtard éternel se révèle être extrêmement touchant et un ami en or.
FX, mon Fifou, il n'y a pas que ton hyperlaxité cutanée ou tes pantalons trompette qui m'ont plu !! Ta personnalité attachante, malgré les quantités de blagues que tu peux nous faire, font de toi un ami précieux. Profite bien de retrouver ta belle Marie ces prochains mois.
Fredo, voilà encore un pilier des nuits dijonnaises ! L'incroyable Papys que j'apprends à découvrir avec bonheur au fil de nos rencontres.

Pedro, j'ai pu admirer ton courage à de multiples reprises au cours de nos dernières vacances ; bravant la houle et le courant, tenant tête à un requin !!! Sérieusement je suis heureuse de t'avoir rencontré et de te compter parmi mes amis.
Et Pierrot que j'ai déjà cité !

Et à tous ceux que j'aurais oublié de citer, merci d'avoir croisé mon chemin et de m'avoir rendu meilleure.

SERMENT D'HIPPOCRATE

"Au moment d'être admis(e) à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions.

J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité.

Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis(e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

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

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

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré(e) et méprisé(e) si j'y manque."

SOMMAIRE

I. Introduction : 17
II. Rappels : 18
1. Historique de l'ECMES : 18
2. Indications de l'ECMES : 23
a. Fémur : 23
b. Tibia : 24
c. Humérus : 25
d. Polytraumatisé : 25
e. Autres indications : 25
3. Technique chirurgicale de l'ECMES : 25
a. Technique opératoire: 26
b. Choix de la taille de broche et apports des nouvelles broches M2 : 33
c. Consignes post opératoire : 36
d. Erreur de technique chirurgicale : 36
e. Echec et risques de la technique de l'ECMES : 38
4. Complications : 40
a. Complications pour les fractures fémorales : 41
b. Complications pour les fractures du tibia : 42
c. Complications pour les fractures de l'humérus : 42
d. Autres complications rencontrées: 42
5. Fondements biomécaniques : 43
III. Matériel et méthodes : 45
1. Design de l'étude : 45
2. Critère et objectif principal : 45
3. Critères et objectifs secondaires : 45
4. Critères d'inclusion : 45
5. Critères d'exclusion : 46
6. Déroulement de l'étude : 46
a. Protocole : 46
b. Mesures réalisées / Paramètres étudiés : 46
7. Etude biomécanique : 47
a. Caractéristiques du fémur de référence : 47
b. Caractéristiques des broches : 47
c. Traitement des données : 47
d. Calculs simplifiés sur broches seules 52
e. Simulation des tests de flexion 4 points et torsion interne : 57
f. Résultats des simulations : 61
8. Analyse statistique : 72
IV. Résultats : 74
1. Données démographiques : 74
2. Résultats sur le critère de jugement principal: 75
a. Statistiques descriptives de la population sur le degré de déformation : 75
b. Analyse de la déformation frontale : 78
c. Analyse de la déformation sagittale : 79
3. Résultats sur la sécurité per opératoire : 79
a. Statistiques descriptives : 79
b. Analyses sur la durée opératoire : 81

c. Analyses sur le rayonnement per opératoire : 81
4. Résultats sur la sécurité post opératoire : 82
a. Statistiques descriptives : 82
b. Analyses des complications : 82
V. Discussion : 84
CONCLUSIONS 89

I. Introduction :

Traditionnellement les fractures des os longs en pédiatrie sont traitées de manière conservatrice. Mais le traitement des ces fractures à été révolutionné depuis l'apparition dans les années 80 de l'embrochage centromédullaire élastique stable, inventé par le Dr JP METAIZEAU. En effet, ces broches peuvent être insérées dans le canal médullaire diaphysaire sans interrompre ni léser le cartilage de croissance et permettent ainsi une stabilisation interne de la fracture.

Lors des dernières années dans le service d'orthopédie pédiatrique du CHU de Dijon, notre souhait a été de faire évoluer la broche originale vers plus de rigidité et de stabilité de la réduction, tout en facilitant sa mise en place. Nous avons donc modifié la broche initiale en créant un méplat sur toute sa longueur.
Contrairement à la broche cylindrique traditionnelle, la broche « Metaizeau 2 » présente une section caractérisée par 2 diamètres : un diamètre C et un C' qui est égal à 0,8 C.

Les apports de cette nouvelle broche sont multiples. C'est-à-dire, utilisation de broches de diamètres supérieurs pour un même espace intramédullaire apportant donc théoriquement une stabilité accrue du montage dans tous les plans ; moins d'erreur de cintrage des broches ; diminution de l'exposition aux rayonnements per opératoire (la position de la broche étant connue a tous moments de la mise en place) ; excellent blocage des broches sur les poignées américaines (progression et direction de la broche facilitées) et donc gain de temps opératoire. Ces avantages résultant d'une technique approuvée, sans aucune modification des habitudes du chirurgien ni d'instrumentation particulière.

Les objectifs de cette étude sont d'une part de comparer les résultats en terme de stabilité des fractures des os long chez les enfants ostéosynthésés par les broches M1 vs M2 ; ainsi que d'étudier la sécurité per et post opératoire de ces nouvelles broches. Et d'autre part d'intégrer l'apport de l'analyse numérique par modélisation informatique d'un modèle de fémur, pour la comparaison de la stabilité biomécanique des deux broches.

II. Rappels :

1. Historique de l'ECMES :

Pour comprendre l'historique de l'ECMES il faut se remémorer les conceptions du traitement des fractures de l'enfant dans les années 70-80. En effet, il reposait sur une prise en charge dans la grande majorité des cas orthopédique, avec la conception que l'hématome fracturaire et l'action du périoste permettaient la formation rapide d'un cal et une consolidation effective même sans affrontement du foyer fracturaire ou immobilisation stricte. Cela entrainait bien sûr un risque plus important de cals vicieux.
Le traitement orthopédique atteint d'autant plus ses limites, avec le manque de remodelage osseux chez les grands enfants ou adolescents ou encore dans le cas de contre-indications à l'immobilisation. Dans ces cas, le traitement se portait sur une synthèse de type « adulte », avec des risques plus importants de complications : pseudarthrose, infections, fracture itératives, épiphysiodèse, hypercroissance…
C'est à cette époque que le Dr Jean Paul METAIZEAU, a réfléchi sur ces considérations.
L'ECMES n'est pas une invention à proprement parler mais se base sur des concepts et techniques qui étaient déjà connus à l'époque. Notamment sur les travaux de KUNTSCHER en 1947 sur l'enclouage rigide, d'HACKETAHAL en 1963 sur l'embrochage fasciculé, d'ENDER en 1970 sur les clous cintrés élastiques, de FIRICA en 1981 sur la stabilité élastique…
L'intention était de faciliter le travail du chirurgien afin d'assurer une meilleure réduction et stabilisation, ainsi qu'en visant à améliorer le confort du patient (qui était peu pris en compte à l'époque).

La réflexion a débutée du fait de la prise en charge des fractures proximales de l'humérus qui avaient peu de séquelles mais représentaient un traitement difficile et contraignant pour le chirurgien, le patient et sa famille *(figure 1 et 2)* (traitement par plâtre difficile à réaliser, désagréable, complications fréquentes, conséquences socio-économiques).

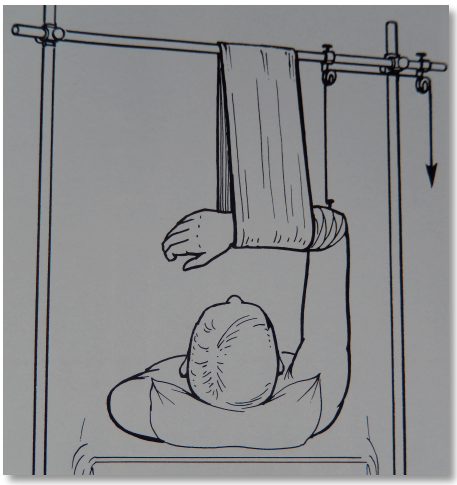


Fig. 1 : image de Weber

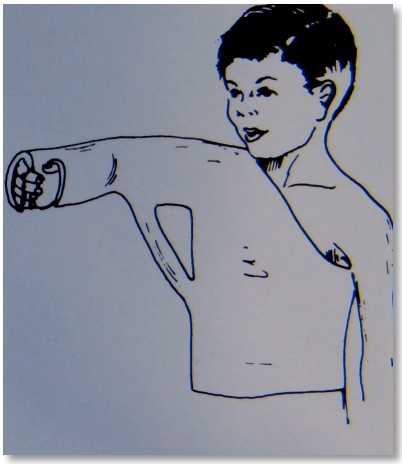


Fig. 2 : image de Ogden

L'évolution a consistée en la réalisation d'une ostéosynthèse de cette fracture par brochage (*figure 3)* ; qui était difficile, puis la technique a évolué sous l'impulsion de l'équipe de Nancy qui cherchait à avoir une synthèse plus facile à réaliser. Tout d'abord a été mis en place des broches courbées après réduction à foyer ouvert *(figure 4)*. Le tournant est venu de l'observation des clous de Ender *(figure 5)* et du fait que la morphologie du fémur était assez proche de celle de l'humérus; tout cela pour arriver à la réalisation définitive du montage des fractures de l'humérus avec 2 points d'entrée latéraux et une réduction dans un second temps à foyer fermé *(figure 6)*.

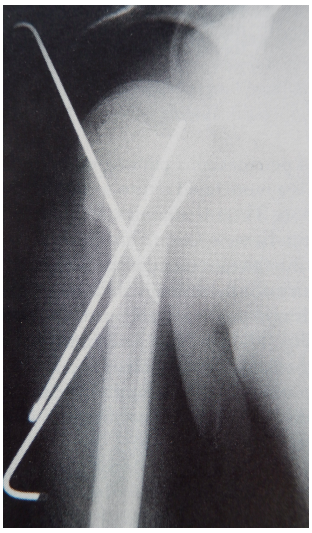


Fig. 3 : Initialement ostéosynthèse par broches difficile à réaliser (image originale JP Metaizeau)

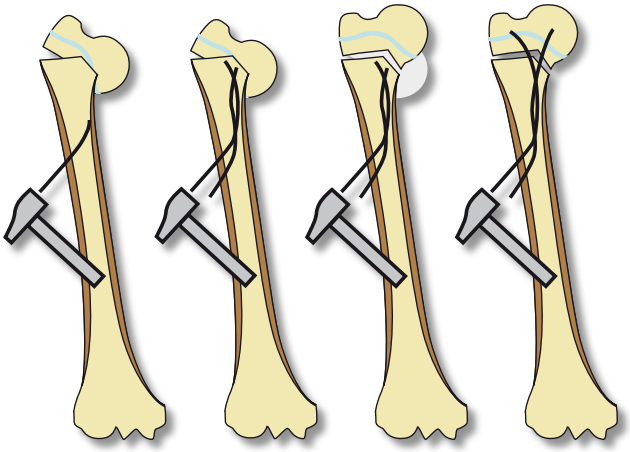


Fig. 4 : Puis broches courbées+réduction à foyer ouvert

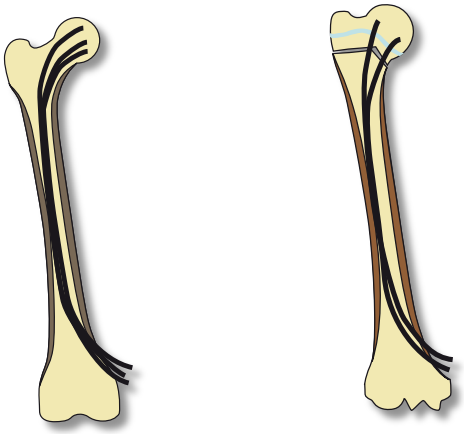


Fig. 5 : inspiration de Ender

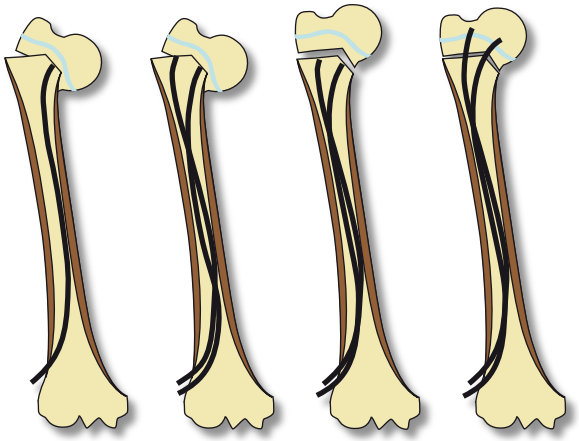


Fig. 6 : Réalisation définitive avec réduction à foyer fermé

La première communication à ce sujet date de juin 1979 à l'occasion de la SOTEST : « Fixation des fractures et décollements épiphysaires de l'humérus à grand déplacement chez l'enfant par embrochage centro-médullaire » JP Metaizeau, J Prévot.

La suite de la réflexion a été rendue possible grâce au cas de la stabilisation d'une ostéotomie tibiale chez une patiente atteinte d'un rachitisme vitamino-résistant sévère *(figure 7)*. L'ostéotomie nécessitait une stabilisation par synthèse mais cette broche, pour être efficace devait être trans-articulaire *(figure 8)*. Est venu l'idée d'une broche cintrée qui évitait l'articulation et était plus stable grâce à plusieurs points de contact. Le problème était qu'elle incurvait l'os. D'où la mise en place d'une 2ème broche incurvée de manière symétrique qui ainsi équilibrait les forces et fournissait un montage stable, mais souple. L'enfant avait consolidé, montrant alors le potentiel du montage en terme de stabilisation malgré la présence d'une ostéotomie et d'un os pathologique.

Fig. 7 : Déformation tibiale d'un rachitisme vitamino-résistant (image originale JP Metaizeau).

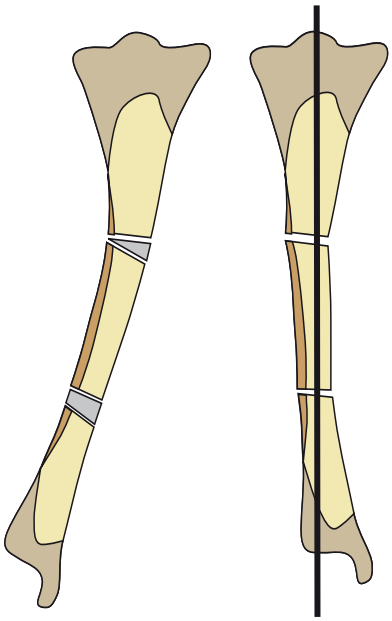


Fig. 8 : Broche d'ostéosynthèse trans-articulaire (image originale JP Metaizeau).

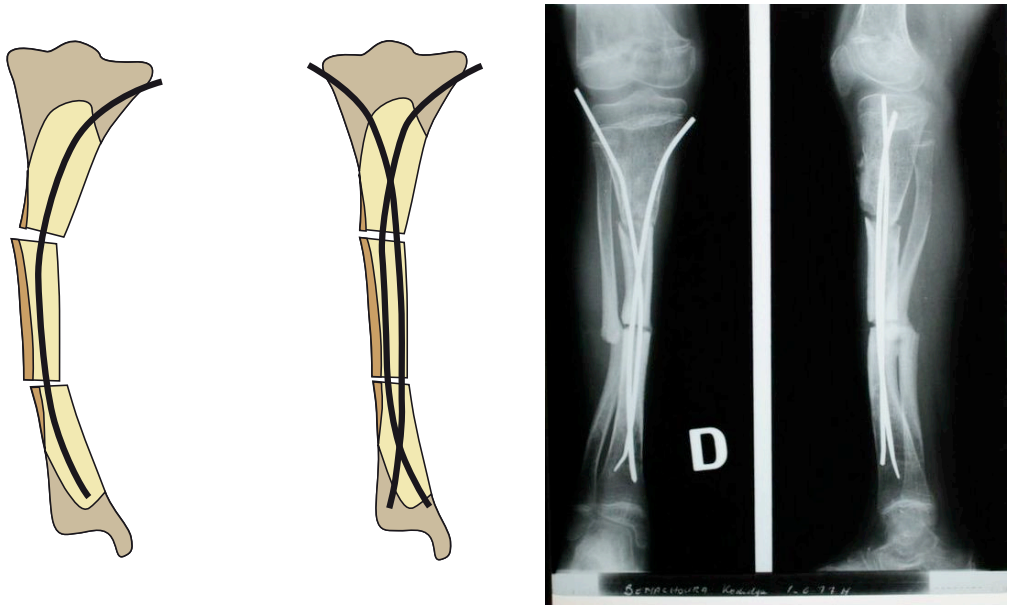


Fig. 9 : A gauche montage avec une seule broche cintrée. Au milieu et à gauche, montage définitif avec 2 broches cintrées

Concernant les fractures du fémurs, le traitement consistait en la mise en place d'une traction pour 3 semaines puis la réalisation d'un plâtre pelvi pédieux pour 3 à 6 semaines. Ce traitement était difficilement réalisable chez les adolescents et les polytraumatisés, qui ont servi de base de réflexion. En effet la synthèse devait être rapide, simple, avec un abord chirurgical minimal et avec peu de matériel. Les premiers embrochages ont donc eu lieu chez des patients polytraumatisés et ceux qui ont survécu présentaient des résultats encourageants. Le premier cas « officiel » date de 1979, un garçon de 9 ans avec une fracture transversale du fémur. Elle a été synthésée à foyer fermé par 4 broches de Kirschner (car le design de la broche et les différentes tailles n'existaient pas encore).

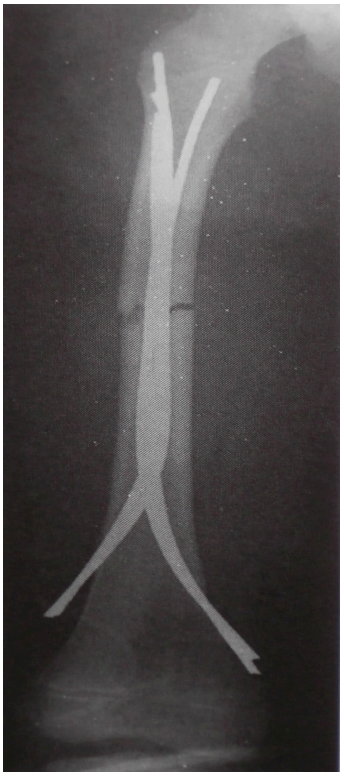


Fig. 10 : premier cas « officiel » d'ECMES (image originale JP Metaizeau)

A l'époque, il était difficile de diffuser cette méthode. En effet, ils se heurtaient aux mentalités conservatrices auxquelles il était difficile de faire admettre un traitement chirurgical des fractures de l'enfant ; de plus l'expérience était encore limitée.
Un premier bilan réalisé en 1980 montrait qu'il s'agissait d'une méthode simple et efficace mais avec des indications encore limitées (aux patients lourds et aux pré adolescents) et un matériel encore inadapté en taille et souvent trop souple (broche de Kirschner).
L'évolution s'est donc poursuivi vers une précision et codification de la technique au cours des différentes études et grâce au développement commercial de la broche actuellement reconnue: calibre des broches, points d'entrée, cintrage, foyer fermé quasi exclusif, suppression de l'immobilisation post opératoire, suite, appui, reprise fonctionnelle, ablation du matériel…

2. Indications de l'ECMES :

a. Fémur :

Les fractures du fémur représentent la deuxième localisation des fractures de l'enfant [1 2]. L'ECMES est le traitement de choix de ces fractures [3-5]. Pendant longtemps, le traitement des fractures du fémur de l'enfant consistait en la mise en place de traction et/ou d'un plâtre

pelvi-pédieux [6 7]. Cela induisait de nombreux désavantages comme l'alitement, la douleur au moindre mouvement, les problèmes cutanés, l'irradiation du fait des contrôles radiologiques répétés, la déscolarisation des enfants, l'absentéisme professionnel pour les parents et les conséquences socio-économiques et le risque de raccourcissement (jusqu'à 25 mm) [8].
Chez l'enfant, l'enclouage centromédullaire de type adulte est déconseillé, il y a un risque de nécrose de la tête fémorale, d'épiphysiodèse du grand trochanter avec coxa valga, et d'amincissement du col [9-12]. Néanmoins de nouveaux clous pédiatriques avec point d'entrée dans le grand trochanter latéralement ont fait la preuve de leur efficacité à partir de 8 ans [13 14].
Avec l'utilisation des plaques d'ostéosynthèse, la rançon cicatricielle est importante, il y a des dommages musculaires, une perte sanguine et une perte des facteurs de consolidation contenus dans l'hématome fracturaire, qui sera évacué en per opératoire [15 16]. De plus, on observe un risque de fracture itérative (du fait de l'amincissement des corticales déchargées de toute contrainte par la plaque), un risque infectieux plus important, la nécessité d'une décharge d'appui et une 2ème intervention pour l'ablation de la plaque [17 18].
Une autre possibilité de stabilisation de ces fractures est l'utilisation du fixateur externe. La différence entre l'ECMES et le fixateur externe n'est pas vraiment sur le temps opératoire, ni sur le temps de décharge post opératoire, ni sur la date d'ablation du matériel, ou encore sur la durée de consolidation. Mais comme expliqué précédemment, l' ECMES présente des avantages socio-économique avec une diminution de la durée d'hospitalisation, du nombre de consultation de suivi, présente donc un coût moindre [9 19-22] et une plus grande satisfaction des patients [23 24]. L'utilisation de l'ECMES diminue également le risque de complications comme les déplacement secondaire ou l'inégalité de longueur des membres inférieurs par rapport au fixateur externe [25-27].
Bien que ces techniques chirurgicales montrent de bons résultats, la tendance est clairement à l'ECMES du fait de sa simplicité et son innocuité. L'ECMES semble être une alternative aux traitements classiques [5 28 29], permettant une mobilisation précoce, une diminution de la durée d'hospitalisation et des contraintes psychosociales. En effet, plusieurs études confirment la satisfaction des enfants et de leurs famille sur ces sujets [30 31].

Donc actuellement, le consensus pour la prise en charge des fractures du fémur porte sur un traitement conservateur avant la scolarisation et plutôt en faveur de l'ECMES après cet âge [32 33]. Pour les moins de 5 ans (âge pré scolaire) : immobilisation plâtrée immédiate ou séquence thérapeutique par traction puis plâtre. Pour les plus de 5 ans : le traitement orthopédique est difficile avec tous les risques de complications et de conséquences socio économiques [34].
Le traitement idéal pour les fractures fémorales pédiatriques devra donc être simple, permettre une mobilisation rapide en maintenant l'alignement et la longueur du membre le temps de la formation du cal. L'ECMES offre ces caractéristiques.

b. Tibia :

Les fractures du tibia sont fréquentes chez l'enfant et représentent la 3ème fracture après celle du fémur et des 2 os de l'avant bras [35]. On retient une indication première de traitement orthopédique avec réduction par manœuvre externe si nécessaire et immobilisation plâtrée [5].
Concernant la tolérance aux angulations et les critères de bon remodelage, il est difficile de clairement les expliciter car de nombreux facteurs rentrent en jeu. On accepte plus facilement une angulation sagittale proche d'une zone de croissance chez un enfant jeune, qu'une déformation frontale médio-diaphysaire chez un adolescent [35-37]. Un cal vicieux mineur <10° dans le plan frontal et/ou sagittal est la principale complication de l'ECMES dans les fractures du tibia [38 39].

La chirurgie par ECMES pour le tibia sera indiquée si on constate un échec de réduction [40], c'est-à-dire la persistance d'une angulation résiduelle > 10° à la suite d'un traitement orthopédique après l'âge de 10 ans surtout, pour les fractures très instables, les fractures irréductibles, les déplacements secondaires du traitement orthopédique, les patients polytraumatisés, l'association à des lésions neurovasculaires ou des tissus mous et les fractures ouvertes de stade 1 et 2 peu comminutive (possible pour le stade 3 à condition d'effectuer un débridement soigneux, une antibiothérapie et une couverture précoce) [37 39].
La décision chirurgicale se prendra également en fonction du choix des parents après une information claire sur les avantages et risques de chaque traitement. En effet, les parents peuvent préférer un embrochage, notamment en période estivale afin d'éviter une immobilisation pénible de 6 semaines dans un plâtre cruropédieux.

c. Humérus :

Les fractures diaphysaires de l'humérus sont peu fréquentes : 0,45% de toutes les fractures pédiatriques [41]; souvent suite à un choc direct ou une chute sur le coude. Le site de fracture le plus fréquent se situe entre le tiers moyen et distal de l'humérus [42 43].

Le traitement orthopédique est encore une fois la règle dans la majorité des cas. L'ECMES est indiqué pour les fractures très déplacées chez le grand enfant avec un potentiel de remodelage moindre. Il sera également préférable chez les polytraumatisés ou encore pour certains patients présentant un handicap pour lesquels une immobilisation longue d'un membre supérieur limiterait leur autonomie ou dans le cas de fractures bilatérales [31 44].

d. Polytraumatisé :

L'utilisation de l'ECMES est appréciée dans un contexte de polytraumatisme. En effet, on obtient ainsi une bonne stabilité par une procédure courte, avec une perte sanguine minimale et sans nécessité d'immobilisation post opératoire. Cela facilite donc le nursing, la réalisation d'imagerie et la mobilisation post opératoire [31].

e. Autres indications :

L'ECMES présente des avantages techniques pour certaines pathologies comme l'ostéogénèse imparfaite par exemple, quand la cavité médullaire est étroite. Egalement, pour la prise en charge préventive ou curative des pathologies kystiques, par la mise en place de 2 broches, une de manière rétrograde et une antérograde (en sens inverse) permettant la poursuite de la croissance sans changer les broches. L'ECMES est aussi utile pour les patients souffrant de pathologies neuromusculaires avec un os ostéoporotique fragile [31].

3. Technique chirurgicale de l'ECMES :

a. Technique opératoire [34] :

L'embrochage centromédullaire élastique stable peut être réalisé avec des broches en acier ou en titane. Les broches en acier sont utiles dans certaines circonstances (patient lourd, fracture comminutive…), mais le titane a de meilleures propriétés élastiques permettant de les déformer, de les précintrer pour avoir théoriquement une meilleure stabilisation du foyer de fracture par restitution de la force selon les principes biomécaniques de l'ECMES.

La tête des broches doit être pré-courbée sur environ 10 à 15 mm avant leur mise en place, avec une angulation de 20 à 30° pour permettre à l'implant d'avancer dans le canal médullaire. L'angulation de la tête de broche doit être malgré tout assez douce pour ne pas aller s'enclaver dans la corticale intramédullaire et risquer de la traverser *(figure 11)*.
Le reste de la broche doit être cintrée de manière régulière et toujours dans le même plan, créant ainsi une seule concavité afin d'obtenir le maximum de courbure au niveau du site fracturaire (Ce cintrage est facilité avec la M2 grâce au méplat qui permet de diminuer le risque d'erreur de cintrage) *(figure 12)* [31].
On peut dans tous les cas recintrer la broche en la tordant contre l'os pendant toute sa progression intramédullaire, à condition encore une fois de rester dans le même plan.

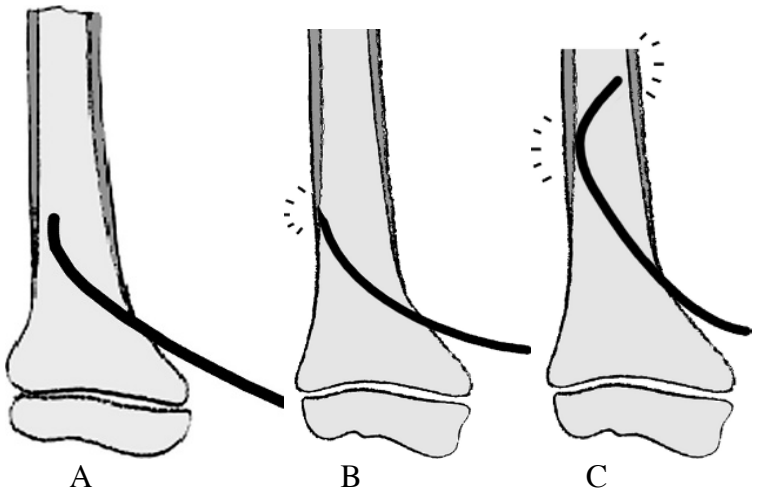


Fig. 11 : La tête de broche doit être pré-courbée. A. La tête pré-courbée permet de faciliter la montée de la broche en intramédullaire. B. Une tête de broche trop droite risque de passer à travers la corticale opposée. C. Une tête trop courbée risque de bloquer la broche dans le canal. Images de Lascombes P. Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT 2001.

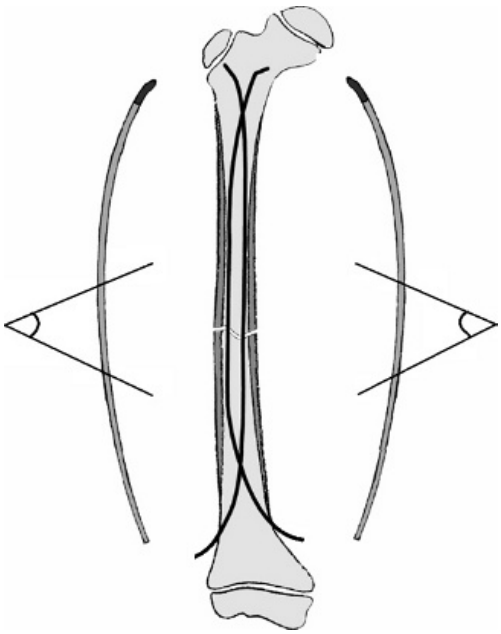


Fig. 12 : Le maximum de la courbure doit être au niveau du site de fracture. Images de Lascombes P. Cahiers d'Enseignement de la SOFCOT 2001.

Les broches utilisées doivent avoir un diamètre similaire, puisque des tailles inégales risquent de créer des forces asymétriques causant une déformation secondaire. Le point d'entrée, lorsqu'il est médial et latéral, doit être symétrique.
On utilisera une table radio-transparente ; éventuellement sur table de traction si l'indication l'impose (fémur notamment).
La première étape est de confirmer la possibilité de réduction par manœuvres externes sous contrôle scopique dans tous les plans.
Selon le type d'embrochage choisi (antérograde ou rétrograde), le niveau de l'incision cutanée en regard de la métaphyse est habituellement à 2 cm de la physe. L'incision sera toujours un peu plus distale que prévue pour éviter de léser la peau à la mise en place des broches, à cause de l'inclinaison donnée à ces dernières. La taille de l'incision est adaptée à la zone traitée et peut aller jusqu'à 4 cm pour le fémur ; elle doit être anticipée et adéquate pour permettre l'ablation ultérieure des broches.
Le point d'entrée corticale de la broche sera réalisé à la pointe carrée ou à la mèche et doit être 1 mm plus grand que le diamètre de la broche choisie et orienté dans le sens de l'introduction des broches pour faciliter leurs trajets (*figure 13)*.
La broche précourbée est ensuite montée sur la poignée américaine. Elle est poussée dans le fût diaphysaire en sentant le contact, le grattement de la tête de broche sur la corticale, permettant de s'assurer de la bonne progression intramédullaire (*figure 14*).

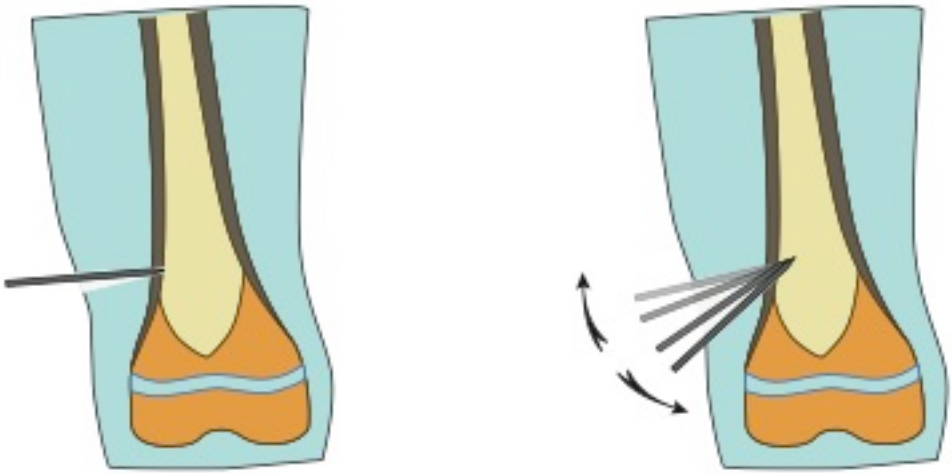


Fig. 13 : Forage de la corticale à la pointe carrée, orientée vers le haut en agrandissant le trou dès le passage de la corticale effectué. (Images de JD Metaizeau)

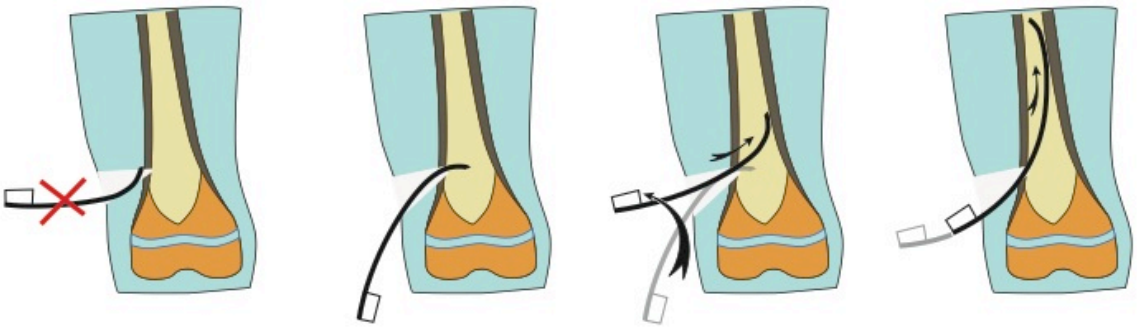


Fig. 14 : La broche est introduite perpendiculairement puis retournée de 180° pour éviter son enclavement dans la corticale opposée et enfin poussée dans le canal médullaire. (Images de JD Metaizeau)

La progression de la broche se fait par des mouvements rotatoires alternatifs du poignet et en changeant régulièrement l'orientation de la tête pour éviter son enclavement intra-corticale. Lorsque la broche se rapproche du foyer de fracture, on ajuste la réduction ainsi que l'orientation de la broche dans le plan antéro-postérieur et sagittal et l'on traverse le foyer de fracture au marteau (*figure 15*). La première broche est montée pour passer le foyer de fracture, puis la deuxième broche est montée à son tour. Cette deuxième broche est un peu plus difficile à faire progresser que la première (*figure* 16, 17).

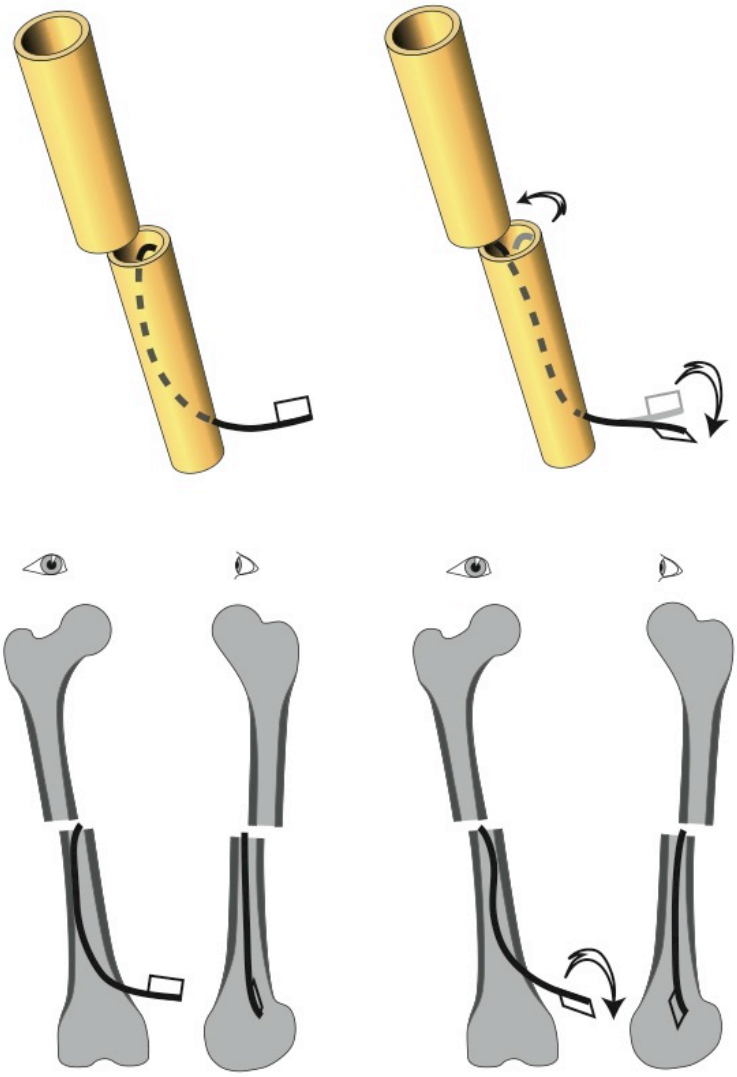


Fig. 15 : Juste avant le passage du foyer de fracture, la broche est orientée correctement afin de passer dans le canal médullaire opposé. (Images de JD Metaizeau)

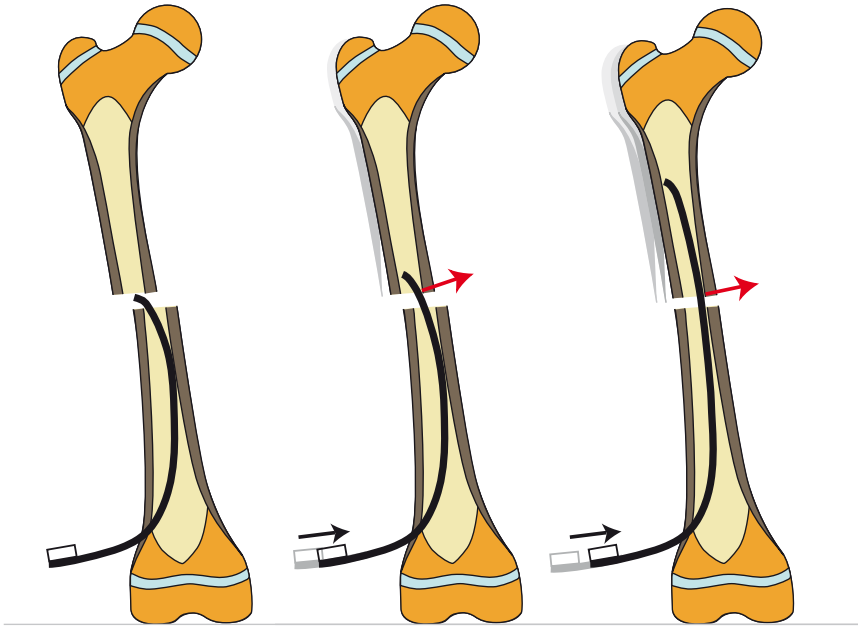


Fig. 16 : Une fois le foyer de fracture passé, la broche est poussée, ce qui va permettre la réduction au moins partielle de la fracture. (Images de JD Metaizeau)

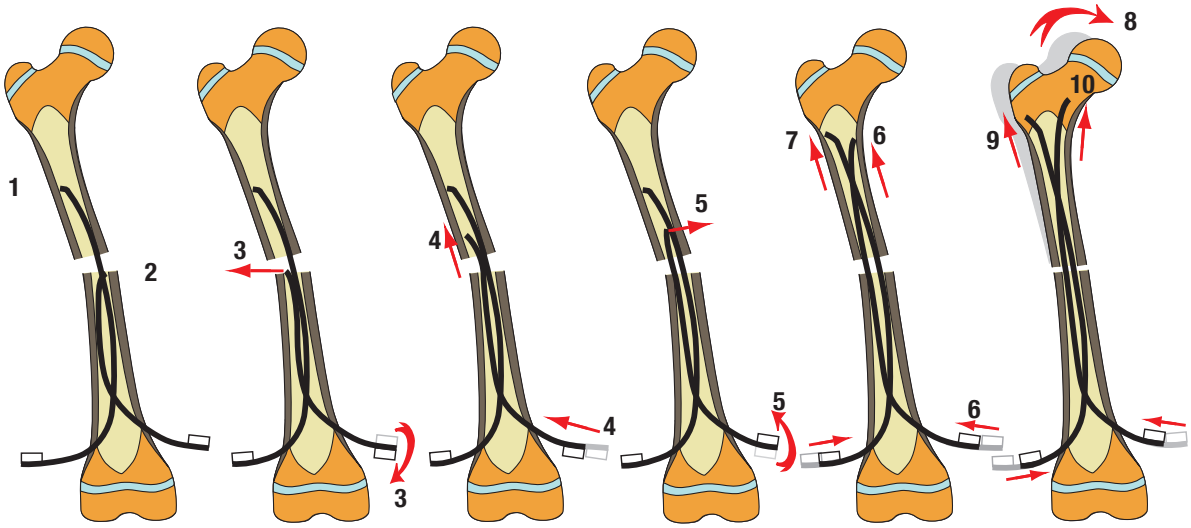


Fig. 17 : Une fois la première broche en place (1), la deuxième est introduite jusqu'au foyer de fracture (2), réorientée si nécessaire (3) pour le traverser (4) puis de nouveau orientée (5) ; tout cela en faisant attention à ne pas enrouler les broches. Elles sont ensuite poussées jusqu'à la métaphyse (6,7), tournées pour s'adapter aux contraintes mécaniques (9), puis impactées dans l'os (8,10).

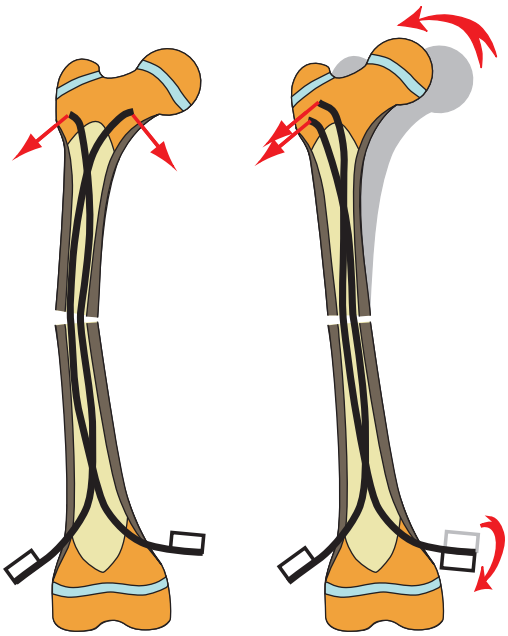


Fig. 18 : Il existe un varus, la broche interne est tournée de 180° pour avoir un effet valgisant.

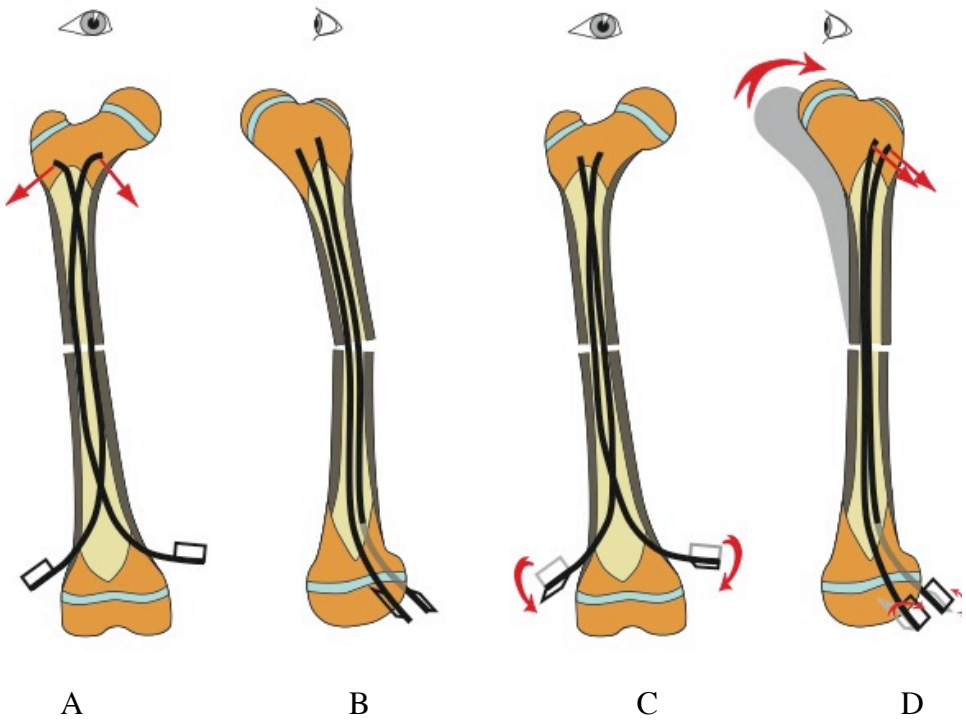


Fig. 19 : De face (A), la réduction est parfaite, mais de profil (B) il existe un flessum ; les deux broches sont donc légèrement tournées vers l'avant (C, D).

Pour finir, la rotation des broches est réglée avant l'impaction pour permettre une réduction optimale *(figures 17, 18, 19, 20)*.

Fig. 20 : Pour obtenir un équilibre parfait, il a été nécessaire de tourner la broche interne de 180° afin de lui donner un effet valgisant. Noter la bonne recoupe des broches.

L'extrémité distale des broches doit être coupée de façon nette à 3-4 mm de la corticale et doit être enfouie dans les tissus mous alentour afin de ne pas créer de gêne, de lésion des tissus mous et d'irritation cutanée. Il est important de ne pas tordre les broches avant de les recouper, mais de jouer avec leur élasticité en les courbant juste ce qu'il faut pour les couper un peu sous la peau. En les relâchant, elles vont se plaquer sur l'os.

<u>Technique opératoire des fractures du fémur :</u>
Patient installé sur table de traction si besoin, réduction de la fracture par manœuvres externes; les positions du grand trochanter et de la rotule sont utilisées pour évaluer la rotation.
Les fractures du tiers proximal et moyen sont traitées par embrochage rétrograde, les fractures du tiers distal par embrochage antérograde avec un point d'entrée sub-trochantérien *(figure 21)*.

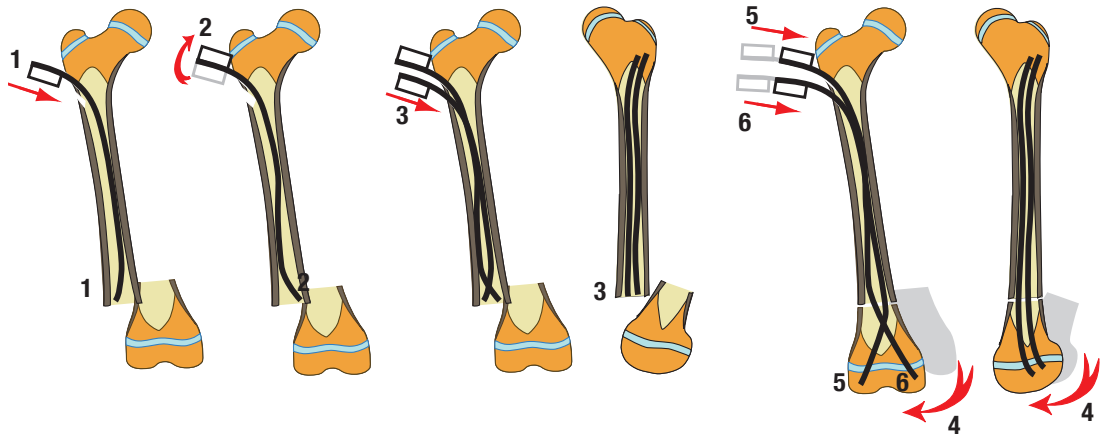


Fig. 21 : Embrochage descendant pour fracture distale.

Technique opératoire des fractures de l'humérus :
Embrochage rétrograde. Point d'entrée par 2 trous de mèche l'un au dessus de l'autre sur la partie latérale de l'humérus distal, 2 à 3 cm au dessus de l'épicondyle latéral.
Embrochage antérograde possible pour la stabilisation des fractures de palette humérale.

Technique opératoire des fractures du tibia :
Embrochage de manière antérograde. La rotation des broches est ici importante à contrôler ; on retrouve parfois les 2 broches en valgus pour contrer la force en varus si la fibula est intacte.

b. Choix de la taille de broche et apports des nouvelles broches M2 :

Pour les anciennes broches M1, la broche utilisée doit avoir un diamètre correspondant à 40% du diamètre intramédullaire de l'os (excepté pour l'avant-bras où le diamètre doit être de 60%), mesuré au niveau de l'isthme, afin de permettre son croisement avec une broche de même dimension.

La broche de Metaizeau 2, contrairement à l'ancienne broche cylindrique, présente un méplat sur toute sa longueur *(figure 22)*. Sa section est donc représentée par 2 dimensions : un diamètre C et C' avec un rapport C/C' constant pour toutes les tailles de broche et correspondant à **C = 1,25 × C'** *(figures 23 à 26)*. Ce rapport n'a pas été choisi au hasard, en effet même si les broches sont souvent face à face, il est parfois nécessaire de les mettre côte à côte. Par exemple, pour un os de 10 mm de diamètre, les broches seront de 4 mm par 5 mm, si ce grand diamètre était plus important, il serait impossible de les mettre côte à côte.

Dans le cas d'une broche de Metaizeau 2, il y a 2 approches possibles pour le choix de la taille de broche:
- Utilisation de la valeur C' (hauteur de la broche) : C'= diamètre intramédullaire à l'isthme (A) × 40%
- Utilisation de la valeur C (diamètre de la broche) : C= A × 50%

Quand on a le choix entre 2 tailles, on choisira la plus grosse si sa mise en place est possible.

Fig. 22 : Méplat sur toute la longueur de broche (Image tirée de la brochure des M2).

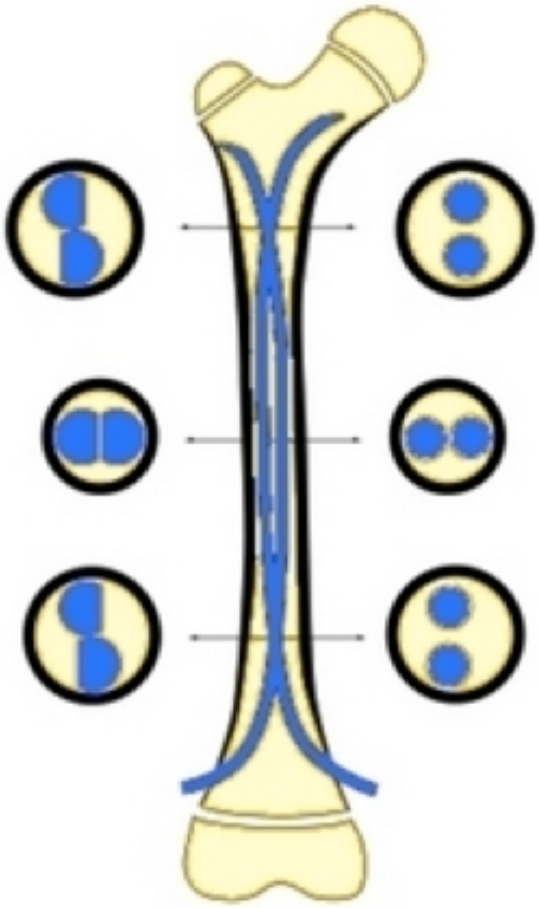


Fig. 23 : Croisement des broches au niveau de l'isthme.
A droite croisement de 2 broches Metaizeau 1.
A gauche croisement de 2 broches Metaizeau 2.
On constate une occupation du canal médullaire plus importante avec les M2.
(Image tirée de la brochure des M2)

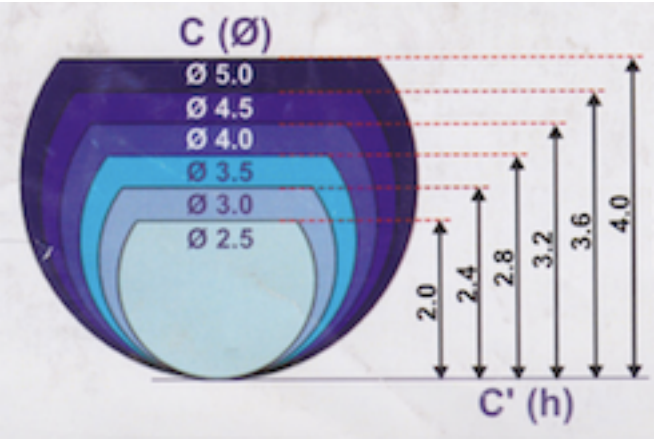


Fig. 24 : Dimensions de la broche M2 :
Le choix de la taille de broche se fait sur la base de C'=40% du diamètre intramédullaire au niveau de l'isthme.
*Le diamètre C = 1,25*C'*
(Image tirée de la brochure des M2)

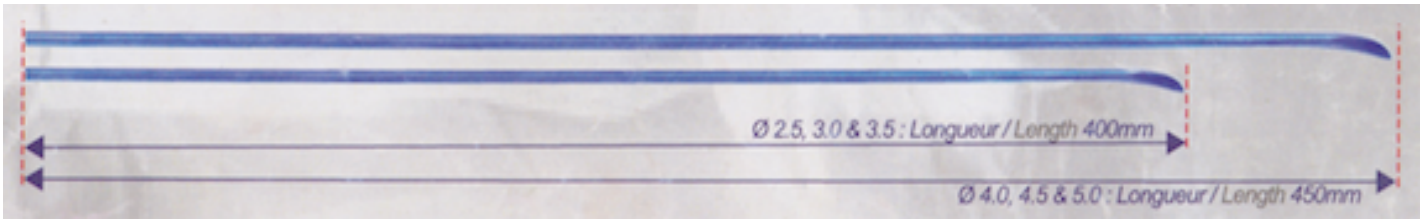


Fig. 25 : Caractéristiques des broches
(Image tirée de la brochure des M2)

	Diaphyse A Diaphysis	Diamètre C Diameter	Hauteur C' Height
Broche de METAIZEAU Nail	5.0	2.5	2.0
	6.0	3.0	2.4
	7.0	3.5	2.8
	8.0	4.0	3.2
	9.0	4.5	3.6
	10.0	5.0	4.0

Fig. 26 : Tableau de sélection des broches M2
(Image tirée de la brochure des M2)

c. Consignes post opératoire :

Pas d'immobilisation post opératoire nécessaire, excepté une écharpe pour les fractures du membre supérieur ou une attelle de Zimmer, à but antalgique, pour le membre inférieur. On pourra éventuellement utiliser une botte plâtrée pour certaines fractures instables du tibia.
La kinésithérapie n'est pas nécessaire chez l'enfant ; si elle est réalisée, elle est débutée le plus tôt possible pour les fractures de diaphyse fémorale afin de maintenir la force, le verrouillage du quadriceps et la mobilité du genou.
L'appui total est autorisé à partir de la 3ème semaine pour les fractures transverses et 6 semaines pour les obliques ou spiroïdes qui sont de caractère plus instable.
L'activité physique est reprise dès la consolidation obtenue.
Les broches sont habituellement enlevées le plus tôt possible après la consolidation obtenue. En général, 4 à 6 mois après la prise en charge, sauf pour les fractures de l'avant bras, qui ont besoin d'un minimum de 6 mois de stabilisation pour éviter une fracture itérative et en cas de complications nécessitant leurs ablation précoce.

d. Erreur de technique chirurgicale :

L'un des aspects les plus important de cette technique pour la stabilité est la symétrie des broches. Sauf dans de rares cas, le chirurgien doit respecter de grandes consignes:
- Eviter un diamètre de broche trop petit et choisir la plus grosse taille que le permet le diamètre du canal médullaire.
- Créer un montage équilibré en ajustant l'orientation des broches aux forces de déformations existantes.
- La courbure maximale doit être au niveau de la fracture et les broches se croiser au dessus et en dessous de la fracture.
- Eviter d'enrouler la seconde broche autour de la première, cela s'appelle le phénomène « tire-bouchon ». En effet, les difficultés pour réduire la fracture et surtout pour monter la deuxième broche, amènent le chirurgien à faire tourner la broche de 180°. Cela peut conduire à enrouler la broche autour de l'autre, ce qui diminue la tension interne efficace des broches et ramène le montage à un équivalent de broche simple, qui est donc instable en torsion ou axialement.
- Ajuster la réduction en tournant les broches pour avoir une réduction optimale avant l'impaction finale des broches.

La plupart des erreurs commises sont dues à un manque de support et de contact interne. La broche ne touche pas ou insuffisamment la corticale interne par manque de précintrage (*figures 27,28)*. En réalisant le précintrage, cela permet d'augmenter la pression de contact interne des broches. Cette notion de contact interne est plus importante que la stabilité apportée par les points d'ancrage distaux et proximaux.

Fig. 27: (a) Pas de contact interne des broches; (b) contact interne correct.

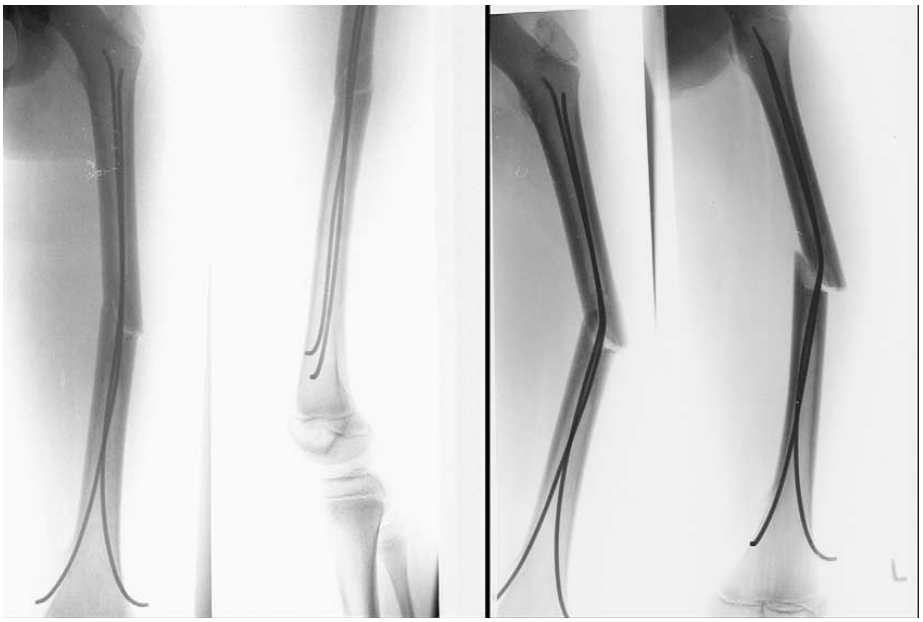


Fig. 28: Exemple typique de combinaison d'erreurs techniques : broches trop fines, broches qui s'enroulent l'une autour de l'autre (phénomène tire-bouchon), absence de contact interne. Lors de la reprise d'appui, cela a conduit à une perte de réduction, déformation en varus; qui a été corrigée par une reprise chirurgicale.

En effet, un positionnement incorrect des points d'entrée peut avoir des effets néfastes [45]. Des points d'entrée qui ne sont pas diamétralement opposés influencent la biomécanique et donc la stabilité de la réduction par une différence de tension interne. La seule exception est l'embrochage antérograde de fémur ou l'embrochage d'humérus qui sont mono latéraux, respectivement avec un point d'entrée sub-trochantérien et sus-condylien externe.
Pour le fémur distal surtout, des points d'entrée trop diaphysaires peuvent conduire à une irritation musculaire. De plus, pendant l'insertion et l'ablation, la musculature sera plus endommagée.
C'est à travers une mise en place, un ajustement et une tension correcte des broches que le principe biomécanique de cette méthode donnera son meilleur potentiel de stabilisation. Le principe de l'ECMES est basé sur l'utilisation de la chape musculaire circulaire et la restauration de force de la broche pré-cintrée qui ramène le fragment en position anatomique correcte. Les broches doivent être de même longueur, même diamètre et correctement orientées pour que l'effet soit optimal et afin d'éviter un déplacement dans le plan frontal et sagittal [46].
Une des erreurs qui a le plus de conséquence est de léser le cartilage de croissance par l'insertion des broches trop près de l'épiphyse. Les lésions du cercle vasculaire périchondrale se produisent lors de la formation du point d'entrée et lors du positionnement de la broche avec des risques d'épiphysiodèse.

e. Echec et risques de la technique de l'ECMES :

Pour le fémur :
Perforation du trochanter par la broche médiale *(figure 29)* : du fait du procurvatum du fémur, la broche médiale monte dorsalement en direction du trochanter et risque de perforer la fine corticale. Il est donc important de contrôler la montée de la broche par scopie.

Fig. 29 : La broche médiale peut perforer le calcar si la rotation de la hanche n'est pas contrôlée. C'est pour cela qu'il faut s'aider de la scopie.

-Echec d'embrochage du fragment proximal *(figure 30)* : Dans les fractures spiroïdes longues, mais aussi dans les fractures transverses. Le chirurgien ne réalise pas qu'une des broches n'a pas attrapé le fragment proximal ; cela est difficile à se rendre compte cliniquement car la stabilité est souvent bonne, grâce à la position sous-périostée de la broche. Cette erreur est due au mauvais positionnement du scope et à la difficulté d'obtenir des images orthogonales.

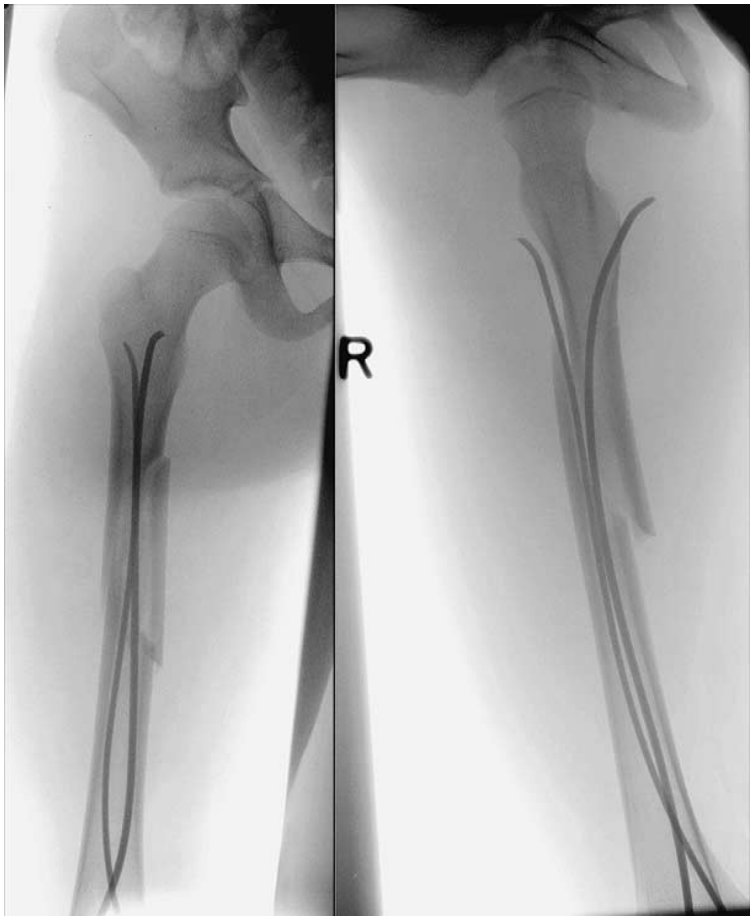


Fig. 30 : Echec pour embrocher le fragment proximal. Difficulté de bonne évaluation scopique dans tous les plans.

Pour l'humérus :

L'embrochage est en principe monolatéral et rétrograde à partir du condyle externe. Le point d'entrée doit être fait sous contrôle de la vue ; pas trop haut devant le risque de lésion du nerf radial. L'abord interne doit être évité pour protéger le nerf ulnaire. Il existe aussi un risque de lésion du nerf radial en cas de fausse route des broches par le foyer fracturaire. Le risque de lésion nerveuse existe aussi pour l'embrochage antérograde des supracondyliennes [47].

Pour le tibia :

Un cas particulier est la fracture isolée du tibia, souvent accompagnée d'une courbure plastique de la fibula. L'embrochage du tibia va créer une distraction du foyer de fracture et empêcher la réduction complète ; de plus la fibula intacte va déformer le tibia en varus, les broches devront donc être souvent positionnées pour accentuer le valgus.

On réalise rarement un embrochage rétrograde pour le tibia. Il pourra être indiqué dans le cas de fractures diaphysaires proximales. Le seul risque est de léser les tendons péri-articulaires de la cheville.

Au fil du temps, l'analyse et la discussion des cas montrent que le problème résulte plus du chirurgien à cause des difficultés de réalisation, que de la technique en elle même. Il est important de souligner qu'une application correcte des techniques, des principes biomécaniques et un entraînement sont indispensables à la réussite de cette technique. Il est inexact de penser que les situations vont s'arranger seulement grâce au potentiel de croissance. Seule une connaissance parfaite des complications pourra éviter au chirurgien de les reproduire.

4. Complications :

Le taux de complications se situe, selon les études, entre 7 à 66% [5 39 48]. Les complications les plus souvent rapportées incluent : irritation cutanée, perte de réduction ou instabilité, retard de consolidation, pseudarthrose, infection superficielle et profonde, lésion neurovasculaire, broche proéminente, épiphysiodèse, inégalité de longueur des membres (ILMI), trouble de torsion, raideur, hémarthrose [39 49].
La complication la plus fréquente est la présence d'une broche proéminente, source de douleurs et de signes d'irritations cutanés dans 19% à 60% des cas [6 50].

Une classification des complications post opératoires de l'ECMES a été proposée par Goodwin et al:

Les complications mineures :
Réaction inflammatoire au contact de la peau, infection cutanée superficielle, retard de consolidation, cal non visible à 6 semaines, ILMI ne dépassant pas 15 mm.

Les complications majeures :
Lésion neurologique iatrogène, hématome postopératoire nécessitant une reprise chirurgicale, infection profonde et ostéomyélite, fracture itérative après ablation de broches, cal vicieux > 10°, retard de consolidation ou pseudarthrose nécessitant une reprise chirurgicale, épiphysiodèse iatrogène.

Une autre classification des résultats à été proposée par Flynn [19] selon l' « ECMES outcome scoring »:

	Résultats excellents	Résultats satisfaisants	Résultats non satisfaisants
Inégalité de longueur des membres	< 1.0 cm	< 2.0 cm	> 2.0 cm
Déformation	5°	10 °	> 10°
Douleur	absente	absente	présente
Complication	absente	mineure	Majeure et/ou morbidité séquellaire

De nombreuses études montrent qu'il y a plus de complications chez les enfants de plus de 10 ans, pour ceux dont le poids est supérieur à 50 kg et également pour les fractures très proximales ou distales (dont la réduction est plus difficile à maintenir) ; cela représente les populations à risque de complications et notamment d'instabilité [48 50].

Concernant les cals vicieux, la croissance peut les remodeler. Le remodelage est d'autant plus important que l'enfant est jeune, que la fracture est proche d'une plaque de croissance et que la déformation est dans un plan de fonction [51 52]. Grossièrement, on peut tolérer jusqu'à 15° de valgus/varus chez un enfant de moins de 5 ans, mais l'angle ne doit pas dépasser 5° après 11 ans. 5° de plus peuvent être acceptés dans le plan antéro-postérieur [34].
Les troubles rotatoires ne se corrigent pas ou peu en théorie et sont souvent bien tolérés s'ils sont modérés et qu'ils n'aggravent pas une antéversion ou rétroversion fémorale ou un trouble de torsion préexistant [34].

a. Complications pour les fractures fémorales :

Elles sont de 12 à 68% dans la littérature [48 53]. La complication la plus fréquente est la présence d'une broche proéminente, nécessitant éventuellement une chirurgie itérative pour recoupe de broche ou ablation de broche si la consolidation est effective.
On retrouve des instabilités, pertes de réduction surtout pour les fractures spiroïdes diaphysaires, les fractures instables, un poids excessif et si le cintrage ou la taille des broches sont inégales [53]. Pour Nisar, cela représente 13% des cas [49]. Cela nécessite une reprise de l'embrochage si le déplacement est important, par changement de broche (taille ou orientation) ou chirurgie de correction à distance (ostéotomie de correction, fixateur externe…).
Une inégalité de longueur peut également être constatée avec un côté lésé souvent plus long, secondaire à la poussée de croissance post fracturaire avec en moyenne une inégalité de 1 à 2 cm, très difficile à prévoir mais qui serait d'autant plus important que l'enfant est jeune et le dépériostage important [49 54].

Les facteurs prédisposant aux complications associées aux broches proéminentes dans les fractures du fémur sont:
-Reprise des mouvements du genou très tôt après la chirurgie
-Migration distale des broches dans les fractures instables raccourcies ou angulées
-Longueur de broche en dehors de l'os trop importante
-Extrémité de la broche coupée de façon coupante
-Broche insérée trop près de la physe fémorale distale

Facteurs diminuant le risque des complications dans ce cas:
-Introduction des broches à distance de l'épiphyse fémorale distale
-Extrémité des broches avec un bout mousse, il existe des instruments facilitant une coupe non agressive
-Impaction de l'extrémité de la broche
-Utilisation des bouchons de protection
-Taille des broches adaptées
-Technique chirurgicale réalisée de manière correcte

-Le diamètre des 2 broches combinées représente au minimum 80% du diamètre du canal médullaire

b. Complications pour les fractures du tibia :

Le taux de complications est de 45% en moyenne [49]. La complication la plus fréquente pour le tibia est la perte de réduction ou instabilité dans 4 à 18% des cas [55 56 49]. L'ostéosynthèse nécessite parfois une immobilisation plâtrée supplémentaire en cas de difficulté de réduction ou du caractère instable de la fracture. Une instabilité secondaire peut être traitée grâce à la gypsotomie, reprise de l'embrochage, plaque vissée…
Les broches proéminentes ne sont pas une complication fréquente comparée aux autres localisations [55].
On retrouve un risque de retard de consolidation à un taux de 0 à 11% [38 49]. Le taux de pseudarthrose est de 0 à 8% des cas [56 57].
Concernant le taux d'infection, il varie de 0 à 8%, avec un risque plus élevé pour les fractures ouvertes [38 55].

c. Complications pour les fractures de l'humérus :

La complication la plus fréquente est la proéminence des broches dans 30% des cas [49]. En effet, le point d'entrée des 2 broches, distalement et latéralement, rend cette complication plus fréquente.
Le risque majeur per opératoire est la lésion du nerf radial, rencontrée lorsque la broche prend un mauvais trajet à travers le foyer diaphysaire dans les tissus mous [58 59]. Il est parfois nécessaire, en cas d'impossibilité de réduction par manœuvres externes, de réaliser une réduction par abord direct à foyer ouvert [6].

d. Autres complications rencontrées:

<u>Synovite aigue:</u>
Rencontré dans 3% des cas surtout au fémur [6]. Elle fait souvent suite à une hémarthrose dans le mois suivant la chirurgie. C'est une complication relative aux points d'entrée des broches (trop distaux /trop antérieurs) ou à des broches coupées trop longues ou qui migrent. La broche frotte contre la capsule articulaire et finit par l'éroder [60].

<u>Infections :</u>
Superficielle (dans 2,85% pour Vierhout [6], 3,4% pour lascombes [61]) ou profonde (dans 8% des cas pour Lascombes [61]).

<u>Raideur :</u> 2,85% pour Vierhout [6].

<u>Broche cassée :</u> 2,85% des cas pour Vierhout [6].

5. Fondements biomécaniques :

Théoriquement, le matériel idéal pour l'ECMES doit être simple, avoir un effet de « tuteur interne », permettre une mobilisation rapide, tout en maintenant l'alignement jusqu'à formation du cal, et respecter la physe et l'apport vasculaire.

Les clous de Ender ne sont pas assez élastiques pour le traitement des fractures pédiatriques [21]. Pour améliorer la fixation, ils doiventt être empilés pour améliorer le remplissage médullaire. L'embrochage par clou de Ender a été réalisé pendant de nombreuses années avec de bons résultats [62]. Malgré tout, cette technique diffère d'un point de vue biomécanique de l'ECMES [22]. Avec les clous de Ender, c'est le concept de remplissage du canal qui est utilisé pour stabiliser la fracture.
La technique de l'ECMES permet de créer un équilibre des forces sur les 2 corticales opposées. Les forces de traction sont transformées en force de compression par l'intermédiaire des 3 points de fixation (métaphyse, corticale interne et point d'entrée) et d'appui le long du canal médullaire [3 63 64]. *(figure 31)*

La fixation par ECMES est donc stable et élastique. Les mouvements répétés sont contrôlés au niveau du site fracturaire, la micro-mobilité dans le foyer semble favoriser la consolidation [52]. La fixation permet une résistance aux forces de rotation et d'angulation. Les forces de stress qui causent le déplacement sont transformées en forces de compression et traction, bénéfiques à la constitution du cal osseux [22] .
L'application d'une compression cyclique plutôt que constante, permet une guérison et consolidation plus importantes dans 27% des cas [65 66].

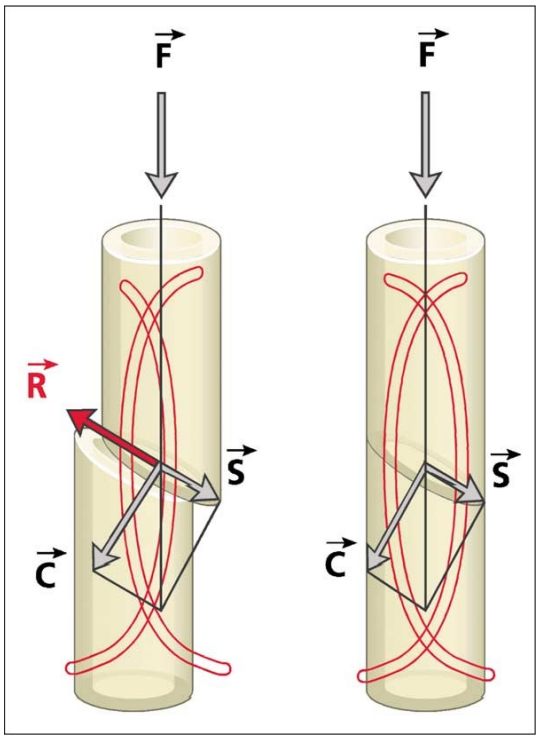


Fig. 31: Représentation schématique des classiques 3 points de fixation: plus le point de contact interne est étendu, meilleure est la stabilité.

Le choix préférentiel de l'utilisation du titane se justifie par le fait que le module d'élasticité de l'acier est de 220 GPa, le double du titane (105 GPa). C'est cette élasticité du titane, qui théoriquement, permettrait la restitution de la force de précintrage des broches au niveau du foyer de fracture.
L'élasticité du titane va également permettre la formation du cal en limitant les forces de stress et en favorisant les micro-mouvements au niveau du site de la fracture améliorant la guérison des os longs [65-67].
De plus, le titane a une excellente biocompatibilité ; à noter que 5 à 15% de la population a une sensibilité au métal [68 69].

Le titane est plus stable, quand il est soumis à des charges en compression et torsion, que l'acier. Cela est étonnant au vu des propriétés des 2 matériaux.
Cette contradiction appuie le fait qu'il est important de différencier les termes « propriétés du matériel » et « propriétés structurelles ». En effet, les propriétés du matériel décrivent le comportement mécanique d'une substance donnée indépendamment de la forme ou dimension du matériel (= module élastique, limite d'élasticité, stress ou contrainte ultime). Alors que les propriétés structurelles décrivent le comportement mécanique d'une structure spécifique dépendant de la forme, taille et configuration du matériel (rotation axiale, raideur, charge compressive).
Le titane est finalement plus stable car il permettrait de mieux se conformer au mur interne du canal médullaire et donc augmenterait la surface de contact entre la broche et le canal, offrant une plus grande résistance aux déformations.
La limite d'élasticité (= quantité de déformation nécessaire pour déformer de façon permanente la broche) est plus faible que pour l'acier ; donc le précintrage a plus de risque d'être perdu dès l'insertion de broche en acier dans le canal médullaire [70].

III. Matériel et méthodes :

1. Design de l'étude :

Nous avons réalisé une étude observationnelle, rétrospective, monocentrique dans le service de chirurgie pédiatrique du CHU de Dijon, sur 137 fractures pédiatriques des os longs traitées par ECMES sur une période de 9 ans (2006-2015).

2. Critère et objectif principal :

Nous comparons les résultats radiologiques, cliniques et épidémiologiques de la prise en charge des fractures des os longs chez les enfants ostéosynthésés par les broches M1 vs M2.

Le critère de jugement principal est l'étude de la déformation angulaire des os longs choisis (fémur, tibia et humérus), selon une mesure radiographique dans le plan frontal et sagittal. Le degré de cette déformation est noté à tout moment du suivi radiologique de l'enfant, dès son apparition.

L'objectif principal est de montrer la meilleure stabilité des broches M2 vs M1 en étudiant les déformations angulaires dans le plan frontal et sagittal des différentes localisations de fractures des os longs.

Dans notre étude, nous avons analysé la présence ou l'absence d'une déformation dans le plan sagittal et frontal pour les fémurs, tibias et humérus. En cas de déformation, nous avons analysé et comparé le degré de cette déformation entre les 2 groupes. Cette déformation a du être étudiée en continu; en effet, il n'est pas correct de fixer un seuil de déformation angulaire à partir duquel la déformation serait considérée comme instable car il n'existe pas de consensus internationaux sur ce point.

3. Critères et objectifs secondaires :

Les critères secondaires sont l'étude de la durée opératoire, de la quantité de rayonnement per opératoire, des complications et la recherche de trouble de torsion.

Les objectifs secondaires sont de montrer la supériorité ou tout au moins l'égalité en terme de sécurité per opératoire (durée opératoire et quantité de rayonnement) et post opératoire (complications) des broches M2 par rapport aux broches M1.

S'ajoute à cette étude clinique, la réalisation d'une étude biomécanique numérique par modélisation informatique, afin de comparer la stabilité biomécanique de deux montages de broches M1 vs M2, dans un modèle de fémur pédiatrique.

4. Critères d'inclusion :

Les critères d'inclusion sont :
-Population pédiatrique (< 18 ans)
-Service de chirurgie pédiatrique du CHU de Dijon
-Opérateurs : Dr METAIZEAU et son équipe (CCA et interne d'orthopédie pédiatrique)
-Fractures diaphysaires du fémur, tibia et humérus d'indication chirurgicale.

5. Critères d'exclusion :

Les critères de non inclusion sont:
-Fractures pathologiques (tumeurs malignes)
-Fractures sur kystes osseux
-Suivi de patients non opérés dans notre service ou non opérés par l'équipe de pédiatrie
-Fracture d'indication non chirurgicale

6. Déroulement de l'étude :

a. Protocole :

Durant la première période de l'étude sur environ 3 ans, les broches M1 ont été utilisées, en effet les M2 n'étaient encore pas commercialisées. Cette période s'étale de l'arrivée du chirurgien au CHU de Dijon jusqu'à l'utilisation des nouvelles broches M2.
Sur la deuxième période d'environ 6 ans, les broches M2 ont été utilisées.

Le Dr METAIZEAU et son équipe ont réalisé ces interventions selon la technique décrite de l'embrochage centromédullaire élastique stable sur une période d'étude de 9 ans.
Selon les recommandations, le diamètre des broches M1 choisi était de 40% du diamètre du canal médullaire et de 50% pour les M2. Dans tous les cas, on choisissait le diamètre de broche le plus gros possible.

b. Mesures réalisées / Paramètres étudiés :

Données pré opératoires recueillies :
-Age
-Sexe
-Poids
-Caractéristiques des fractures (os concerné, localisation, type de la fracture)
-Contexte de polytraumatisme
-Caractère ouvert ou non de la fracture

Données per opératoires recueillies :
-Caractéristiques des broches (alliage utilisé, taille)
-Caractéristiques du montage (antéro/rétrograde)
-Durée opératoire (de l'incision à la fermeture)
-Quantité de scopie (repérage non comptabilisé)
-Evénements per opératoire (abord du site…)

Données post opératoires recueillies :

-Durée d'hospitalisation
-Complications post opératoires au cours du suivi (irritation cutanée, infection, pseudarthrose, gêne musculaire) et prise en charge de ces complications
-Date d'ablation des broches
-Mesures radiographiques de l'axe anatomique angulaire de l'os en frontal et sagittal au cours des différentes visites de suivi, à la recherche d'une instabilité. Ces mesures ont été validées par le senior du service.

7. Etude biomécanique :

Grâce à l'intervention de l'équipe de Bioingénierie de l'Université de Southampton, nous avons mené une étude numérique avec des modèles correspondant à des montages rétrogrades sur fémur selon la technique de l'ECMES. Cela avait pour but de comparer le comportement biomécanique des 2 types de broches (M1 et M2) grâce à un test de flexion 4 points en valgus et recurvatum, ainsi qu'un test de torsion interne. Ces contraintes ont été testées sur 3 modèles d'éléments finis de fémur : os intact (servant de référence), fracture transverse simple de diaphyse et fracture transverse comminutive de diaphyse.

a. Caractéristiques du fémur de référence :

Il a été modélisé à partir d'un TDM de fémur sain d'un homme de 19 ans (type adolescent).
Les paramètres morphologiques du fémur étaient les suivants: longueur maximale de 471mm, diamètre du canal médullaire au niveau de l'isthme de 10mm environ (10.8 mm en médio-latéral et 11.4 mm en antéro-postérieur).
Images traitées par le logiciel ScanIP *(Simplexare Ltd. UK)*.

b. Caractéristiques des broches :

Metaizeau 1= diamètre 40 (ou 4 mm)
Metaizeau 2= Diamètre 50x40 (ou 4x5 mm)
On choisit ici les tailles de broches qui seraient mises en place en clinique devant un canal médullaire de 10 mm selon les règles de la technique.
Longueur des broches : 500 mm
Propriétés mécaniques : Titane ϱ *(densité)=4.52 g/cm*$^{-3}$ *; E (module de Young)=110 Gpa ;* ν *(coefficient de Poisson)=0.3.*

c. Traitement des données :

Les données d'image ont été ré-échantillonnées avant d'être recadrées et interactivement seuillées.
La fonction de seuillage interactif « Thresholding » a été utilisée pour mettre en évidence les régions qui se situent entre les valeurs limites de niveau de gris.
Les niveaux de gris obtenus sont transformés en densité : les zones les plus claires sont associées à des densités représentatives d'os spongieux, les zones les plus sombres sont associées à des densités représentatives d'os cortical. Les densités sont ensuite converties en module d'Young à partir d'équations issues de la littérature.

Le filtre « Morphological Close » est utilisé pour permettre la fusion de structures fines et pour ajouter la connectivité au masque initial de fémur créé, tout en laissant la plupart de la surface inchangée. Cela simplifie la forme de l'objet.
Puis on élimine de possibles trous dans le modèle, tout en préservant la cavité médullaire. Pour les cavités fermées, l'outil « Cavity Filling » est utilisé pour les remplir.
L'outil de lissage « Smoothing » qui tient en compte des effets de volume partiel est appliqué au modèle de fémur pour conserver l'information sur les niveaux de gris de l'arrière-plan et par conséquent générer des surfaces plus précises.
Les objets indésirables (vaisseaux sanguins, cartilage…) détectés par le logiciel sont supprimés manuellement.

Maillage du fémur en élément Fini (EF) :

Volume 3D du fémur intact : os cortical et spongieux

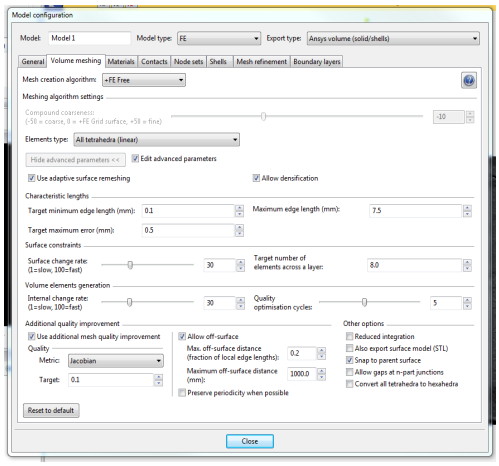
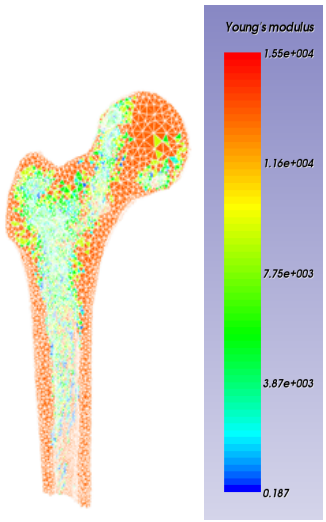
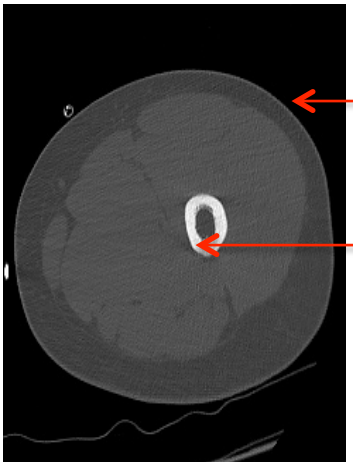


Tableau de définition des paramètres de maillage et des propriétés mécaniques



Maillage : 100181 nœuds et 424398 tétraèdres
Et répartition du module de Young

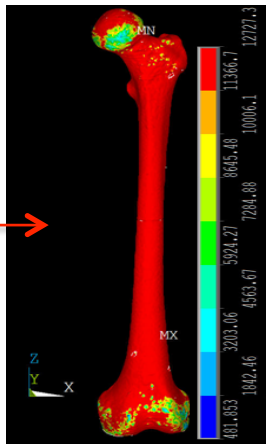
Définition des propriétés mécaniques du fémur à partir des niveaux de gris :



Valeurs de calibration:
Niveau de gris = 0
Densité ρ = 0 g/cm³

Niveau de gris = 255
Densité = ρ 1.73 g/cm³

[8 bit = 256 niveaux de gris]



Module de Young (MPa) :
$E=68580*\rho^{1.49}$

Coefficient de Poisson :
$\nu=0.3$

Placement des broches :

L'implantation des broches a été modélisée de sorte qu'elles réalisent un montage rétrograde classique et se croisent au niveau de l'isthme et des fractures simulées.

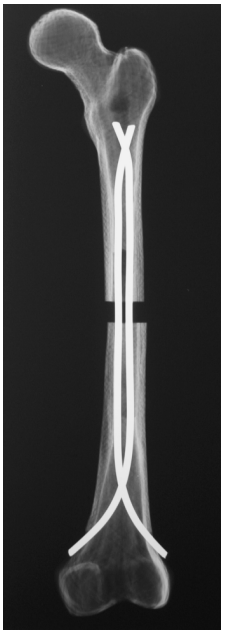


Image de A. Mahar [70]

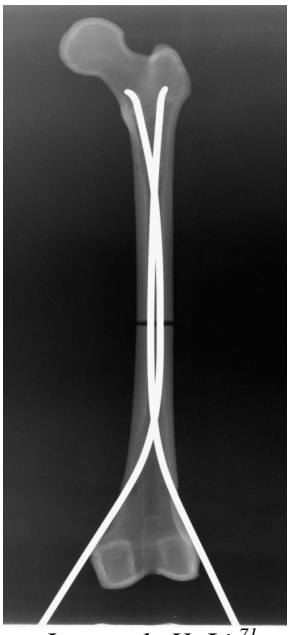


Image de Y. Li [71]

Les broches modélisées sont en titane. La taille des broches M1 utilisées est de 40 (soit 40% du diamètre du canal médullaire) et celle des broches M2 est équivalente selon le diamètre du canal médullaire défini, soit 50 x 40 (50% du canal).
On utilise le logiciel de CAO *(Simpleware Ltd. UK)*, qui permet d'importer le volume 3D du fémur segmenté à partir des images du TDM, d'interagir avec les modèles de broches et de créer virtuellement des fractures.
Les broches sont donc insérées au modèle de fémur d'après une forme précourbée, puis tordues à l'intérieur du modèle à l'aide d'une « spline » pour assurer une forme finale correcte. Elles sont introduites par des trous latéraux créés dans le fémur distal *(figure 32-33)*.

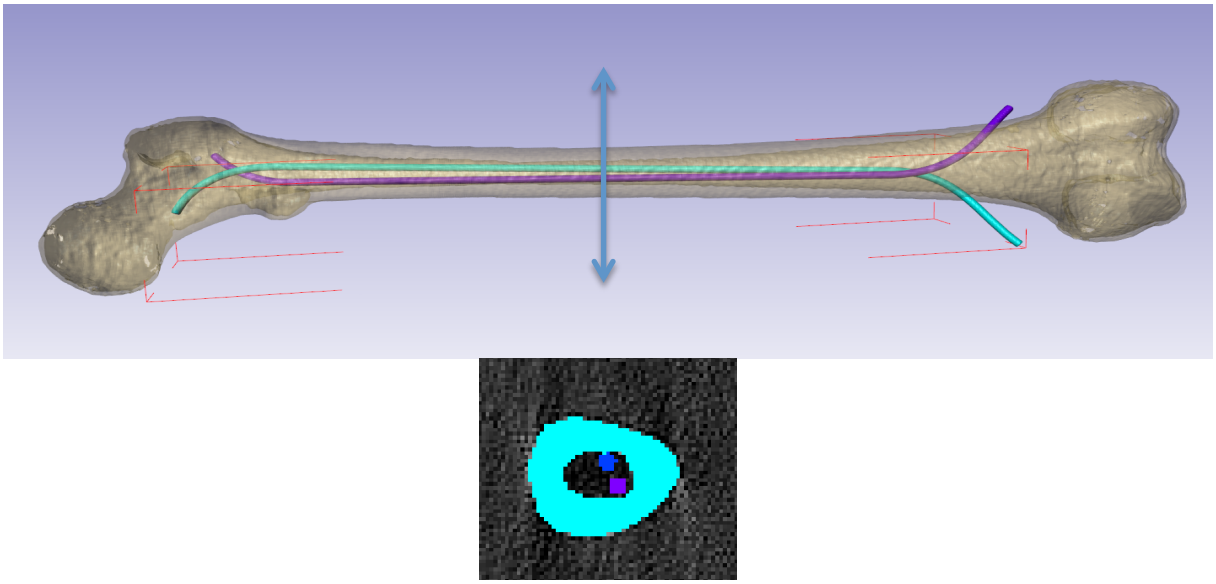


Fig. 32 : Emplacement final des broches M1 et section au niveau de l'isthme

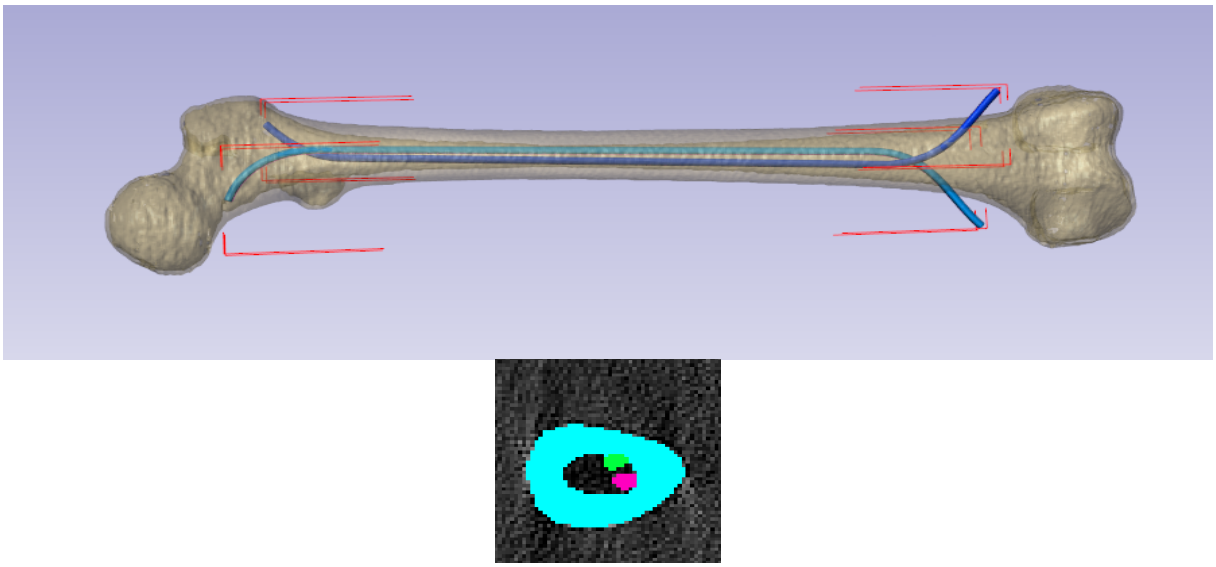


Fig. 33 : Emplacement final des broches M2 et section au niveau de l'isthme

Création des fractures :
Caractéristiques de la fracture transversale (*figure 34)* :
Création d'un gap de 1,25 mm, soit 0,625 mm de part et d'autre d'un point central sur la diaphyse fémorale, situé au milieu du fémur.
Distance de 229,4 mm du point le plus haut de la tête fémorale au bord supérieur de la fracture.

Caractéristique de la fracture comminutive (*figure 35)* :
Gap de 20 mm soit 10 mm de part et d'autre du point central avec une distance point supérieur de la tête fémorale-bord supérieur de la fracture de 219,4 mm.

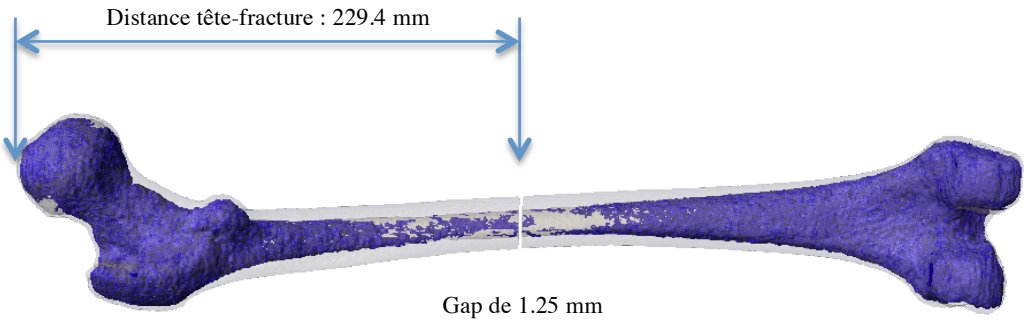


Fig. 34 : Modélisation de la fracture transverse simple.

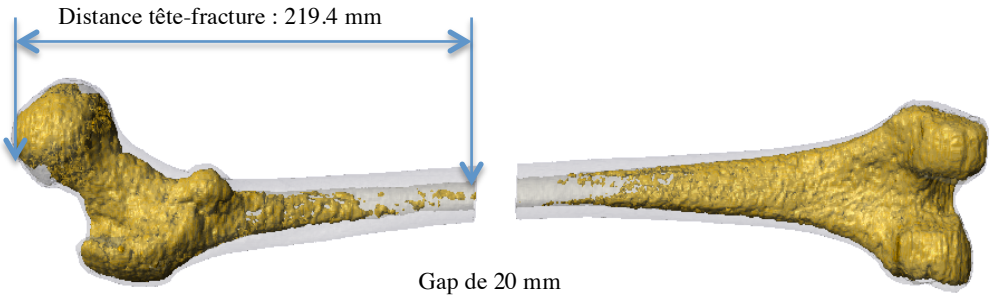


Fig. 35 : Modélisation de la fracture transverse comminutive.

Fig. 36 : Les 3 modèles de fémurs non implantés.

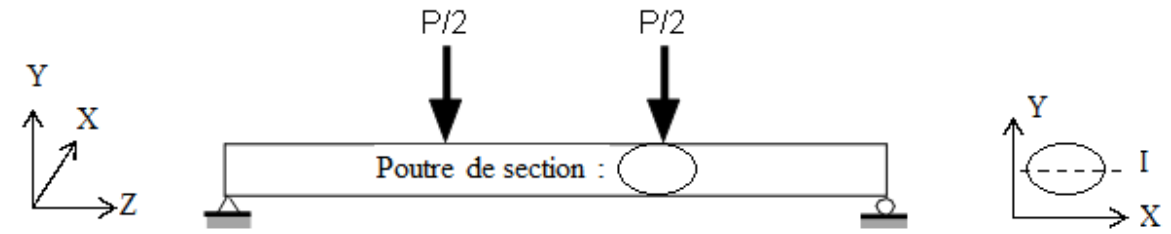
Fig. 37 : Modèles de fémurs implantés (fracture transverse à gauche et comminutive à droite).

Une fois le modèle généré et implanté, il est transféré dans le logiciel ANSYS pour le calcul par éléments finis et le maillage (calculs des déformations, contraintes, déplacements…).

d. Calculs simplifiés sur broches seules

Le but est ici d'estimer la différence de comportement sur les broches liée au changement de forme entre le modèle de broche M1 et M2. Cette comparaison est faite à partir de la Théorie des Poutres (Résistance des Matériaux), et notamment de la relation liant les déplacements

aux paramètres de la section. La relation concernant la flexion 4 points établit qu'il y a un lien direct entre les déplacements et la charge P :

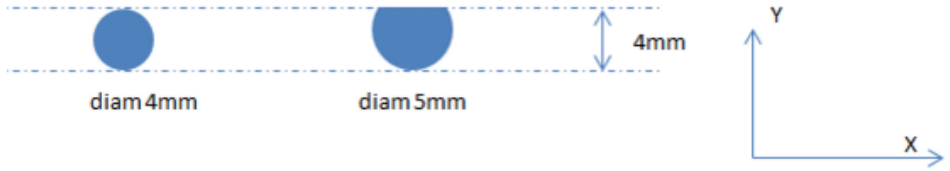


Le déplacement du point milieu est :

$$d = 23*PL^3/(648EI)$$

Avec d, la flèche maximum (déplacement), P la charge totale suivant l'axe Y, L la longueur de la pièce, E le module d'Young et I_X l'inertie de la broche suivant l'axe perpendiculaire à l'effort (paramètre fonction de la forme).
On remarque que pour une même sollicitation (charge P) les déplacements seront inversement proportionnels au paramètre I.
On peut donc comparer les raideurs en comparant les paramètres I des deux configurations M1 et M2.

<u>Calculs à partir d'une broche seule :</u>
En considérant les sections des broches utilisées :



On retrouve les inerties suivantes (calculées par CAO pour M2) :

	Moment d'inertie au centre de gravité (mm^4)	
	axe X	axe Y
M1	12.6	12.6
M2	18.6	28.3
Variation (M2-M1)/M1 en %	48%	125%

Tableau 1 : Résultats du modèle dans le plan sagittal ou dans le plan frontal avec mouvements relatifs présents.

Comme indiqué dans la première figure, il faut comprendre que pour un effort dans l'axe x (qui correspond à l'axe sagittal du flessum et recurvatum), on doit s'intéresser à l'inertie selon l'axe y.

Dans le cas d'une flexion avec des efforts perpendiculaires au plan défini par les 2 broches, soit le plan sagittal *(figure 38)*, l'inertie d'un système de deux broches est le double de celui d'une broche. En effet l'inertie de ce montage correspond au double de l'inertie selon l'axe y pour M2 vs M1, soit 56,6 vs 25,2. Ainsi, dans la zone « libre » (zone fracturée, avec les broches seules) la rigidité de M2 sera 125% supérieure à celle de M1 dans le cas de la flexion 4 points dans le plan sagittal.

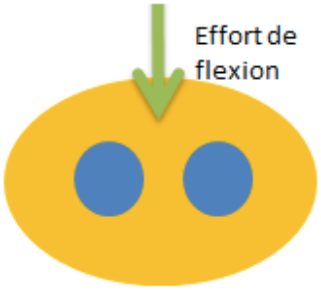


Fig 38 : Flexion avec effort perpendiculaire au plan défini par les 2 broches (flessum ou recurvatum)

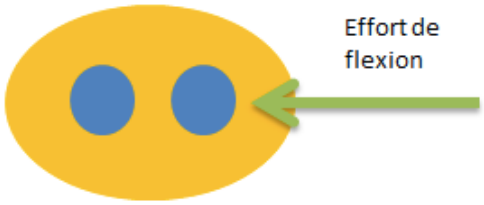


Fig 39 : Flexion avec effort orienté dans le même axe que les broches (varus ou valgus)

Dans le cas d'une flexion orientée dans le même axe que les broches, soit le plan frontal *(figure 39)*, le comportement dépendra des conditions aux limites. Lors d'un effort dans le plan frontal sur os fracturé et équipé de broches dans la configuration illustrée en figure 39, la rigidité de l'ensemble sera fonction du comportement du contact entre broches et os. On peut considérer deux hypothèses différentes, illustrées sur les figures suivantes *(figures 40, 41, 42)* :

Fig 40 : Os équipé d'un système de broche, au repos.

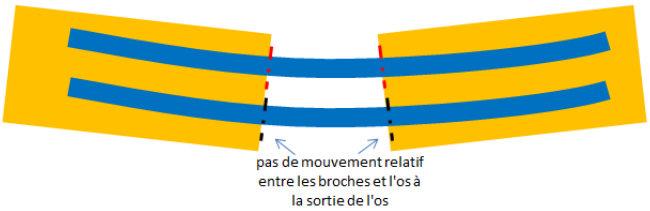


Fig 41 : Os équipé d'un système de broche, sous efforts de flexion selon le plan frontal, sans mouvement relatif entre os et broches. On considère ici un encastrement complet. Les résultats de ce modèle sont retrouvés dans le tableau 2.

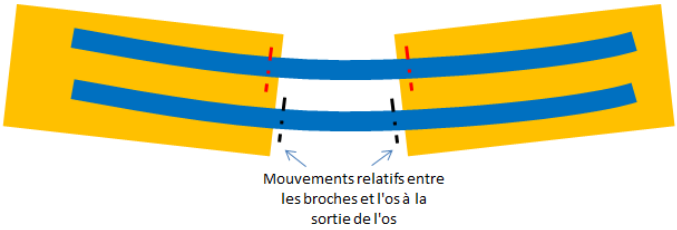


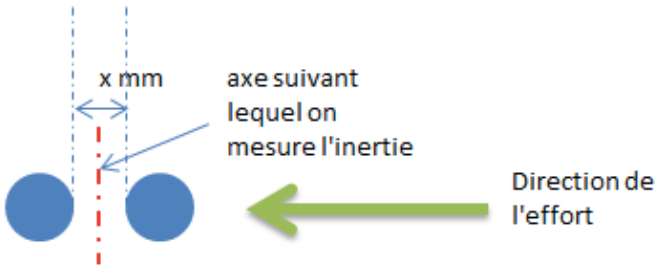
Fig 42 : Os équipé d'un système de broche, sous efforts de flexion selon le plan frontal, avec mouvements relatifs entre os et broches.

Lors de la flexion dans le plan frontal, si l'on considère qu'il y a un coefficient de frottement faible, donc des mouvements relatifs au niveau de la fracture, comme illustré en figure 42, on peut considérer que les broches ont un comportement « indépendant », c'est-à-dire que l'on a 2 fois l'effet d'une broche. On considère alors les résultats d'inertie du tableau 1 selon l'axe x. La rigidité des 2 broches peut être assimilée au double du système d'une seule broche soit 37,2 pour M2 vs 25,2 pour M1. La différence de rigidité découlera donc des calculs menés dans le tableau 1 : ainsi, dans ce cas, un système équipé de broches M2 sera 48% plus rigide qu'un système de broches M1.

A l'opposé, si l'on considère que les sections des broches et de l'os restent au même niveau (c'est-à-dire qu'il n'y a pas de mouvement relatif entre broches et os), comme illustré en figure 41, le système sera plus rigide. Et il faut s'intéresser à l'inertie d'un tel système en réalisant les calculs sur un système de 2 broches.

<u>Calculs sur un système de 2 broches :</u>

Dans ce paragraphe, on considère que l'on a deux broches, et on regarde l'influence de l'écartement sur la rigidité :



Dans ce cas de figure, la rigidité est également directement liée à l'inertie. L'inertie d'un tel système est du type $I_{système} = 2 * (I_{broche} + D^2 * S_{broche})$ ou I_{broche} est l'inertie d'une broche, S_{broche} est la section d'une broche et D est la distance entre l'axe de symétrie et le centre de gravité.

Inertie (mm^4) d'un système de 2 broches distantes de xmm			Différence entre M1 et M2
	Système de 2 M1	Système de 2 M2	à iso distance interbroche
Distance x mm			
0	125.7	148.4	18%
0.5	152.4	181.1	19%
1	182.2	218.1	20%
1.5	215.2	259.2	20%
2	251.3	304.5	21%
2.5	290.6	354.1	22%

Tableau 2 : Résultats correspondant au modèle sans mouvement relatif os-broche dans le plan frontal.

On remarque que :
Dans ce cas de figure, l'inertie est bien supérieure à celle du cas précédent avec mouvements relatifs présents, elle sera de l'ordre de 2 à 10 fois supérieure (résultats d'inertie du tableau 1 vs tableau 2). L'orientation de l'effort par rapport au système de broche est donc très importante, car cette orientation définit deux plans de rigidité en flexion très différents.
L'inertie du système est très sensible à l'écartement : la raideur est doublée entre une configuration dans laquelle les broches sont au contact, et une configuration avec 2mm d'espacement entre les broches.
Dans la zone fracturée et en flexion suivant l'axe des broches, c'est-à-dire dans le plan frontal, la différence de rigidité apportée par M2 est de l'ordre de 18 à 22% pour un même espacement inter-broche dans le cas de l'hypothèse d'une absence de mouvement relatif os-broche et de 48% dans le cas de l'hypothèse avec mouvements relatifs présents.

Il convient enfin de noter que ces éléments de comparaisons sont valables pour la zone des broches seules. Pour la rigidité du système complet (os + broches), il faut prendre en compte le rigidité de l'os. Dans ce cas, des simulations par éléments finis (comme réalisées ci-après) seront plus adaptées. En effet, on ne peut pas comparer les pourcentages de raideur des calculs simplifiés et des simulations, car se rajoute la composante os. Ces calculs permettent une première approche du comportement de l'élément fini.

En conclusion, selon les résultats des calculs simplifiés, on retrouve que :
- L'inertie dans le plan frontal est supérieure à celle du plan sagittal lorsque l'on considère l'absence de mouvements relatifs os-broche.
- C'est l'inverse en présence de mouvements relatifs, avec un plan sagittal plus raide que le frontal.
Concernant les pourcentages de gain de raideur de M2 par rapport à M1, on retrouve que :
- La rigidité avec les M2 est 125% supérieure par rapport aux M1 dans le plan sagittal.
- La rigidité avec les M2 est 48% supérieure en présence de mouvements relatifs os-broche et de 18 à 22% supérieure en l'absence de ces mouvements relatifs dans le plan frontal.

Ces calculs permettent d'identifier que, quelle que soit l'hypothèse retenue (sans ou avec mouvement relatif os-broche), les broches M2 apportent une rigidité supérieure au niveau de la fracture. Dans le cas des essais dans le plan frontal (essai en valgus), la différence entre M1 et M2 dépend du comportement du contact broche / os. Un coefficient de frottement élevé ou une adhérence os-broche élevée induira une raideur dans le plan frontal bien supérieure à la rigidité dans le plan sagittal (cf. résultats du tableau 2). Un coefficient de frottement plus faible induira au contraire une rigidité plus faible pour le plan frontal. Compte tenu du module d'Young de la zone spongieuse (qui autorise des déformations locales et donc des déplacements), il parait plus réaliste de considérer qu'il y a des mouvements relatifs entre broches et os (théorie des mouvements relatifs liés au spongieux). En fait, dans le cas du valgus (les broches l'une au dessus de l'autre, *figure 42*), la broche du haut est comprimée (elle tend à raccourcir) et celle du bas est tendue (elle tend à s'allonger). Ces deux effets (compression en haut, traction en bas) seront fonction du coefficient de frottement : si celui-ci est faible, la traction / compression sera faible. D'où les 2 hypothèses envisagées dans le plan frontal, donnant des comportements très différents. Cela explique que lorsque l'on tient compte des mouvements relatifs, la rigidité est plus faible en frontal.
Mais ceci n'est valable que pour le valgus. Pour les flessum (broche l'une à côté de l'autre), il n'y aura pas cet effet : les broches ne sont ni comprimées ni tendues, pas besoin de faire 2 hypothèses sur le comportement du contact spongieux / broches…

Enfin, ces calculs ne concernant que les broches elles-mêmes, il convient de mener une étude numérique pour comparer les ensembles os / broches.

e. Simulation des tests de flexion 4 points et torsion interne :

Toutes les simulations ont été faites avec le logiciel ANSYS Mechanical. Les maillages et propriétés mécaniques de chaque modèle ont été exportés du logiciel Scan IP *(Simpleware Ltd. UK)* et considérés comme données d'entrée pour ANSYS. Dans ANSYS, les conditions limites et chargements ont été appliqués à chaque modèle.
Une charge monotone de 6000N a été appliquée (3000N par rouleaux) et on observe le déplacement moyen obtenu aux rouleaux R1 et R2 pour le test de flexion 4 points. Pour la torsion interne, on applique un couple de 7×10^4 et on observe la valeur du degré de déplacement de la tête.
Les lois de comportement des matériaux os et titane sont ici linéaires car on ne prend pas en compte les différents frottements et glissements qui s'appliquent au modèle. Dans cette étude, les conditions de frottement/ glissement au niveau de ces interfaces n'ont pas été modélisées : le contact os / broche est un contact parfait : il n'y a pas de déplacement relatif à l'interface. En effet, notre but est de comparer le comportement biomécanique des broches M1 vs M2 ; il faut pour cela créer des modèles strictement comparables entre les 2 broches et il n'est pas nécessaire de se rapprocher au plus près des conditions physiologiques (du type frottement broche-os, contraintes musculaires…).

<u>Test de flexion 4 points *(figures 43, 44, 45, 46)*:</u>
Il est réalisé afin de tester les contraintes appliquées dans le plan frontal en valgus et sagittal en recurvatum.
Le positionnement des rouleaux a été prédéfini et on applique une force de 3000N par rouleaux R1 et R2 pour obtenir un déplacement moyen dans le plan sagittal et frontal sur les

différents modèles. On a testé uniquement le valgus pour le plan frontal et le recurvatum pour le plan sagittal. On obtient une courbe de raideur comparant les différents modèles.

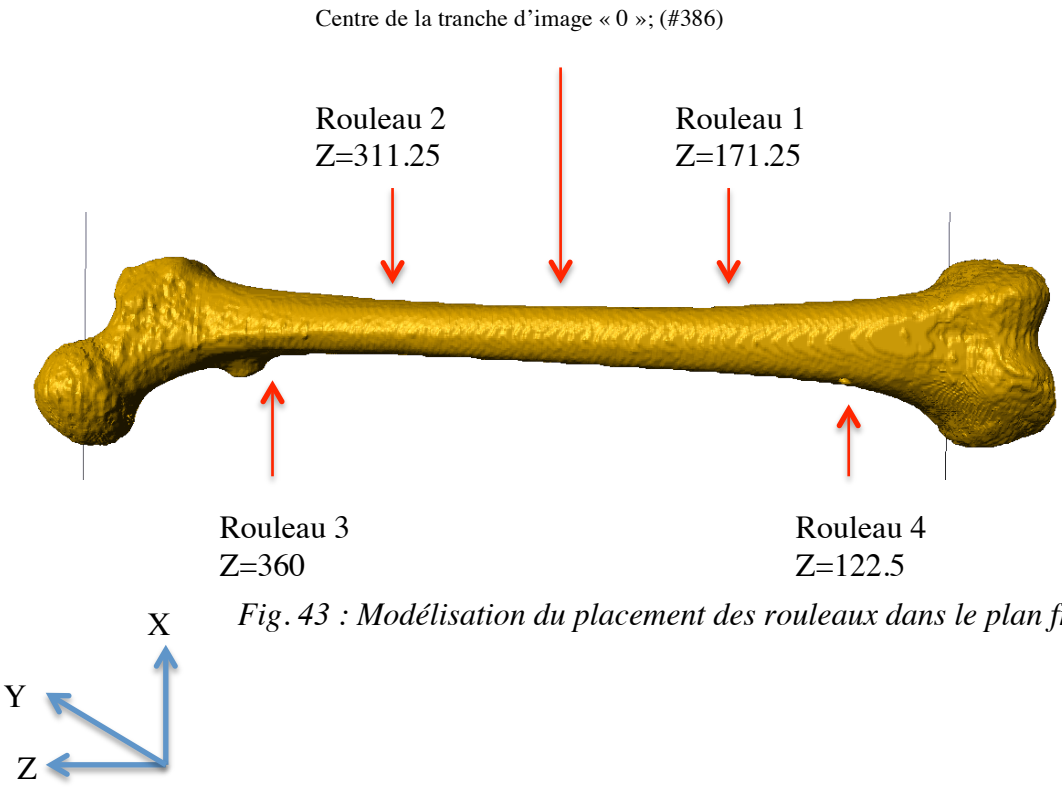


Fig. 43 : Modélisation du placement des rouleaux dans le plan frontal.

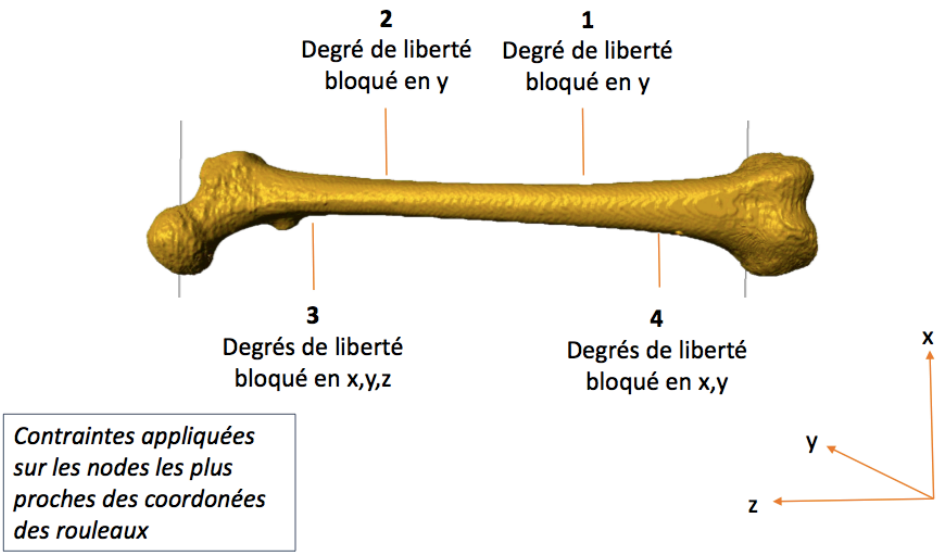


Fig. 44 : Modélisation des conditions limites appliquées aux rouleaux dans le plan frontal.

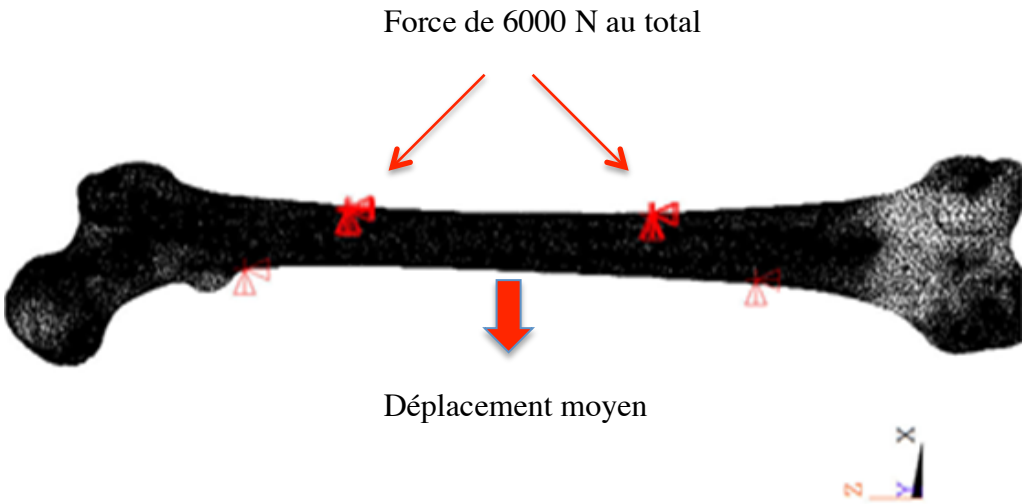


Fig. 45 : Modélisation de la zone d'application des contraintes dans le plan frontal. NB afin d'éviter des problèmes d'instabilité numérique, ces déplacements sont distribués sur 10 nœuds les plus proches des rouleaux.

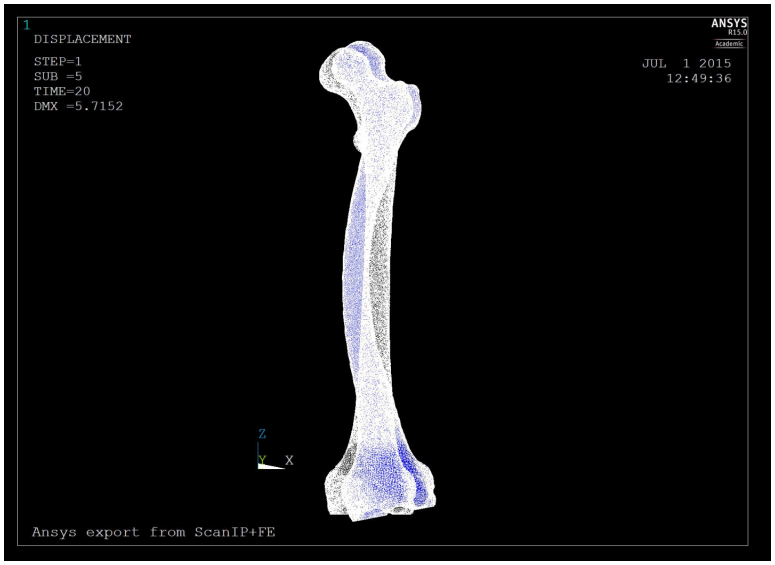


Fig. 46 : En bleu la forme de l'os déformé et en blanc os non déformé.

<u>Test de torsion :</u>
On bloque la partie du fémur distal (60 mm à partir des condyles) et la rotation interne est appliquée sur le fémur proximal. On applique une rotation à un des nœuds de la tête fémorale appelé Ntf (5d°=0,087 radians). Une liaison est créée avec les autres nœuds de la tête pour qu'ils pivotent de la même rotation. *(figures 47 et 48)*
On observe une courbe de raideur angulaire.

Mêmes tests réalisés pour les broches M1 et M2 :
Test sur os intact, fracture transverse, fracture comminutive

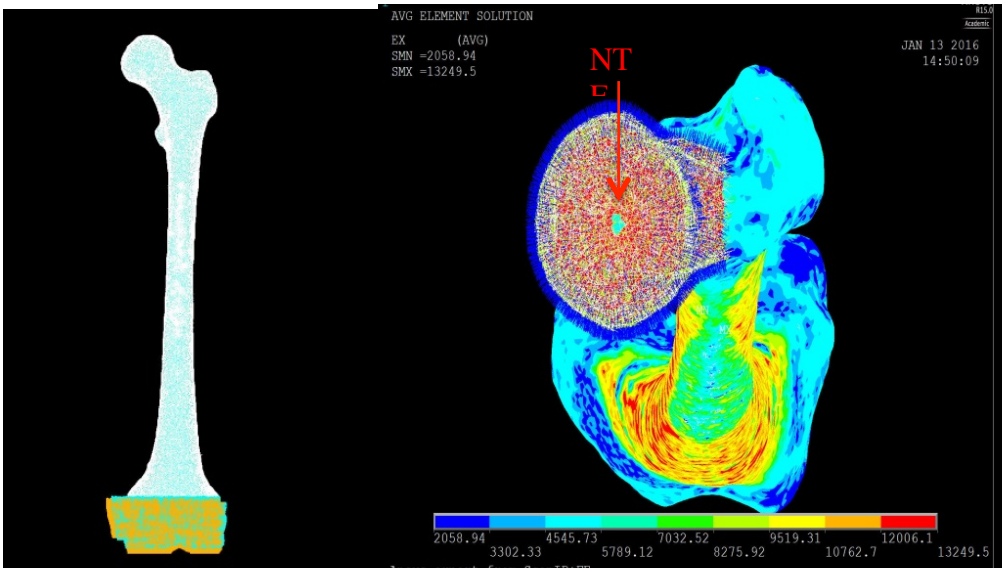


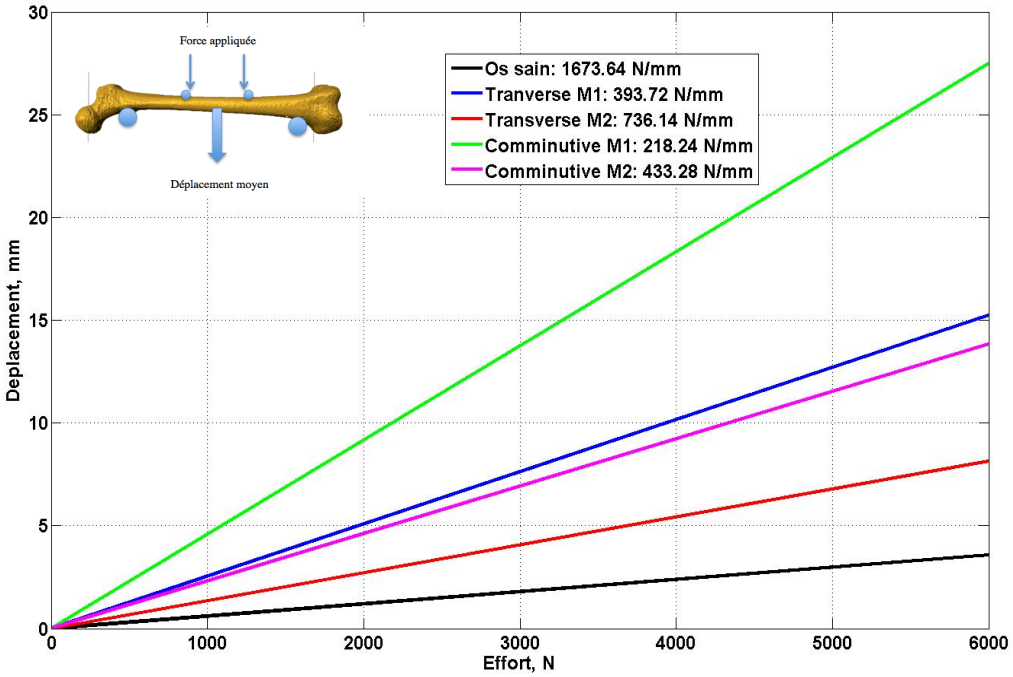
Fig. 47 : A gauche fémur bloqué en distal ; à droite modélisation du Ntf.

Fig 48 : Modélisation du fémur non implanté déformé de 5° après rotation interne.
DMX= Déplacement combiné maximal

f. Résultats des simulations :

Test en valgus :

Le déplacement moyen observé est plus faible pour l'os intact par rapport à l'os fracturé.
Pour la fracture transverse, le montage avec M2 apporte une raideur supérieure par rapport à M1. En effet, on retrouve 736 N/mm vs 394 N/mm *(graphe 1)*.
On constate que les déplacements sont plus importants pour la fracture comminutive par rapport à la fracture transverse pour le modèle avec M1 et M2. Cela paraît logique car une fracture comminutive est plus instable qu'une fracture transverse et la force à appliquer pour la déplacer est de moindre importance.
Le montage avec les M2 est aussi plus stable qu'avec les M1 pour les fractures comminutives avec une raideur de 434 N/mm vs 218 N/mm *(graphe 1) ;*
Les M2 apportent donc 87% de raideur supplémentaire par rapport aux M1 en valgus pour les fractures transverses et 99% pour les comminutives *(graphe 4) (Pourcentage calculé à partir des pentes des courbes, voir tableau 6).*



Graphe 1 : Synthèse des courbes effort-déplacement en valgus.

<u>Résultats complémentaires pour le test de flexion 4 points en valgus : Modélisation des déplacements combinés et des contraintes appliquées *(figures 49-52)* :</u>

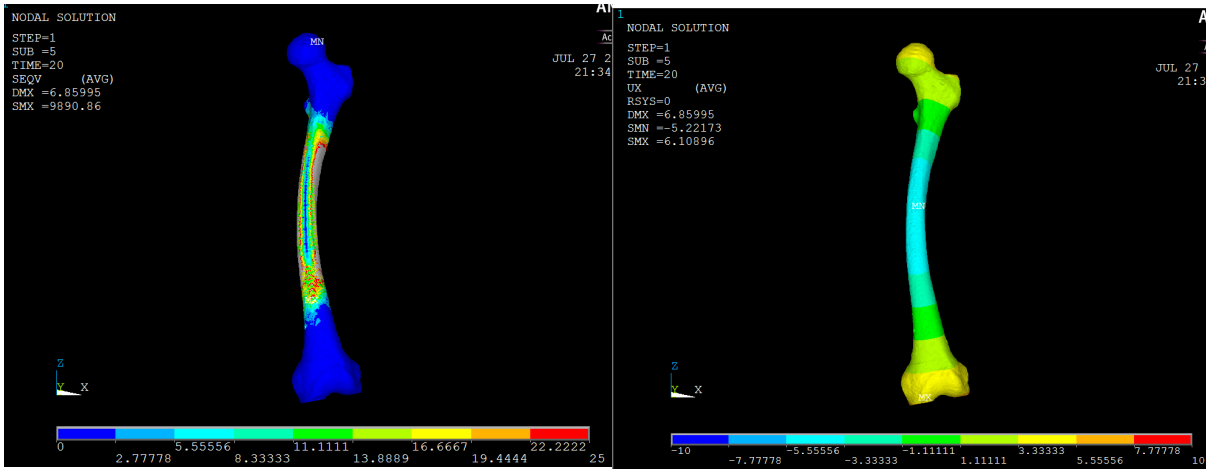


Fig 49 : Modélisation des contraintes en MPa (à gauche) et des déplacements en mm sur X (à droite) lors du test de flexion 4 points en valgus sur fémur intact.
DMX=Déplacement Combiné Maximal
SMN= Déplacement en X minimal
SMX= Déplacement en X maximal / Contrainte maximale
NB : La couleur grise qui ne ressort pas sur l'échelle des contraintes représente des contraintes > 25MPa.

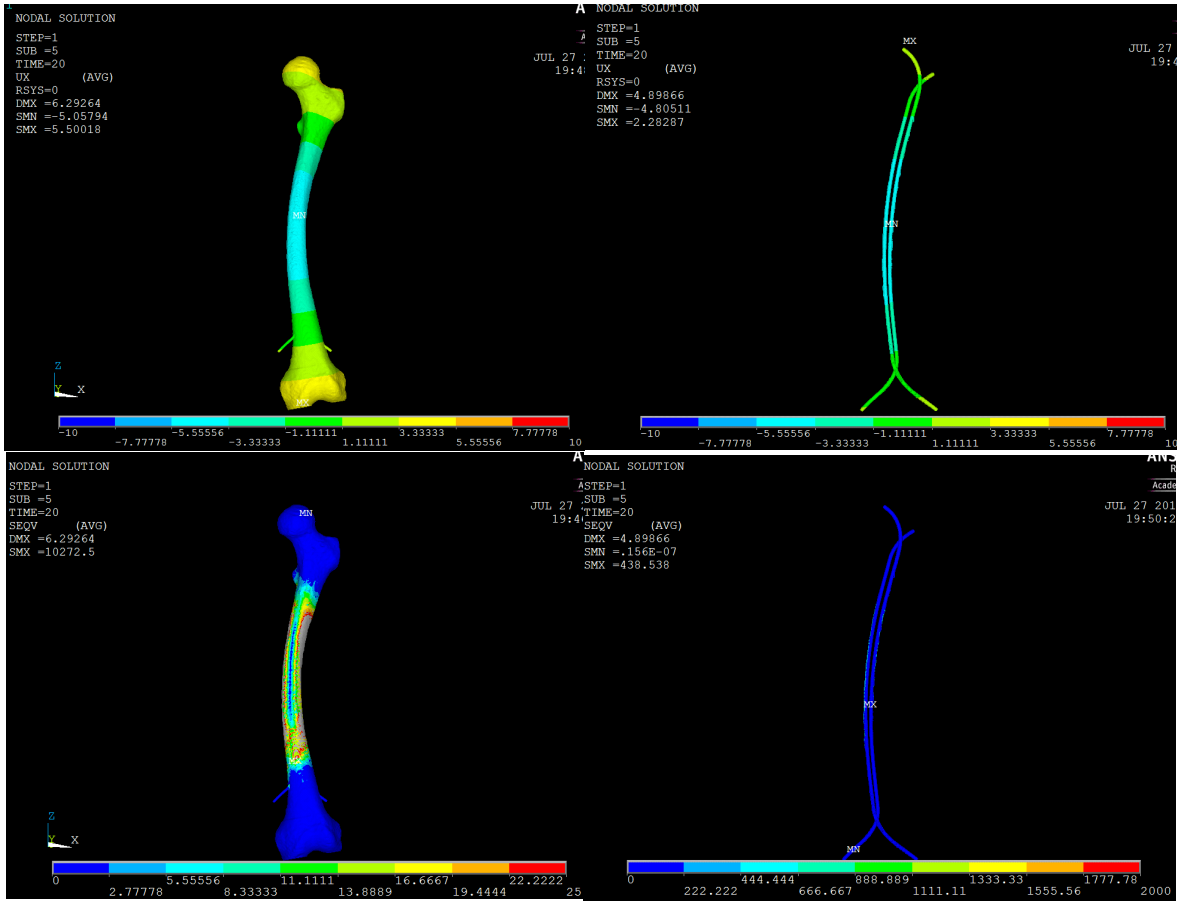


Fig 50 : Modélisation des déplacements (en haut) et des contraintes (en bas) après implantation des broches (ici M1), dans un fémur intact. Modélisation des déplacements et contraintes en valgus sur le modèle entier (à gauche) et sur les broches seules (à droite).

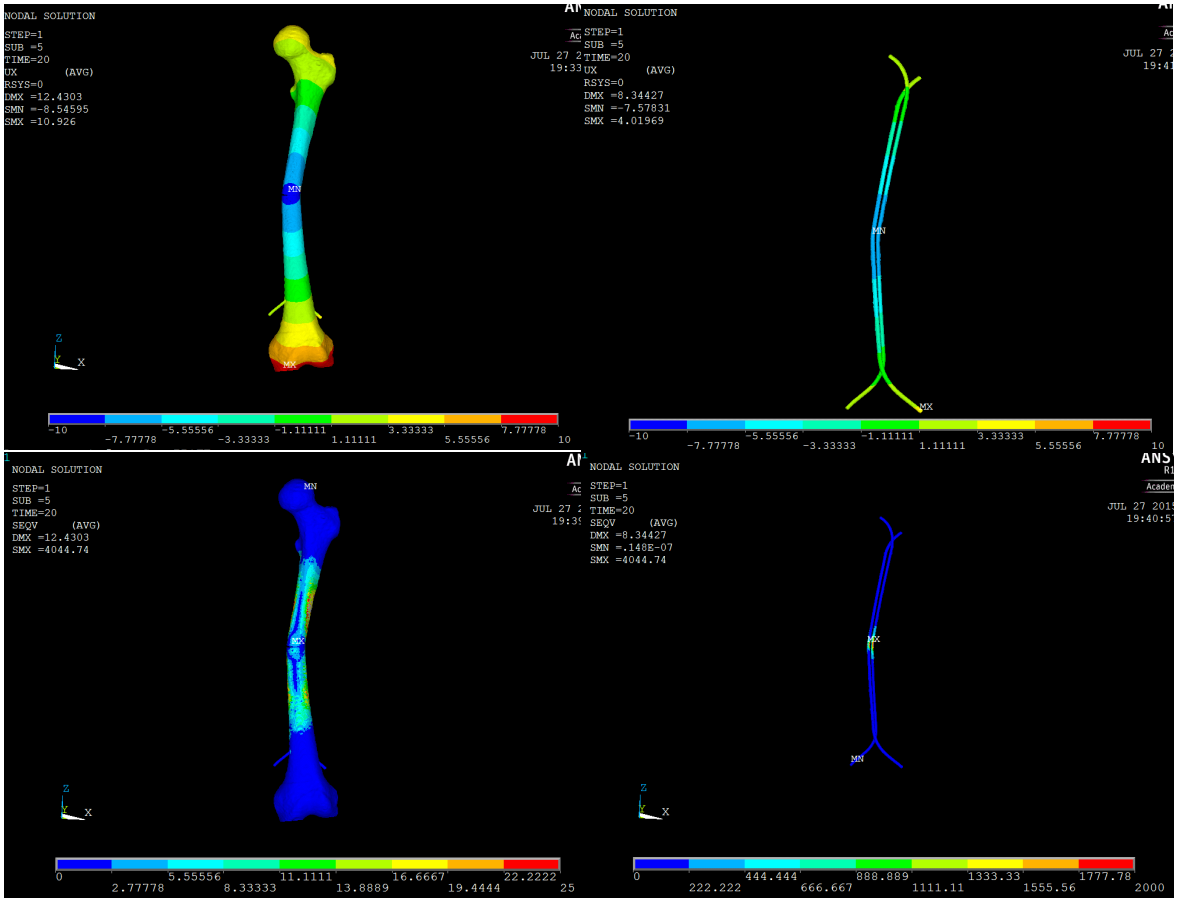


Fig 51 : Modélisation des déplacements (en haut) et des contraintes (en bas) après implantation des broches (ici M1), dans un fémur avec fracture transverse simple. Modélisation des déplacements et contraintes en valgus sur le modèle entier (à gauche) et sur les broches seules (à droite).

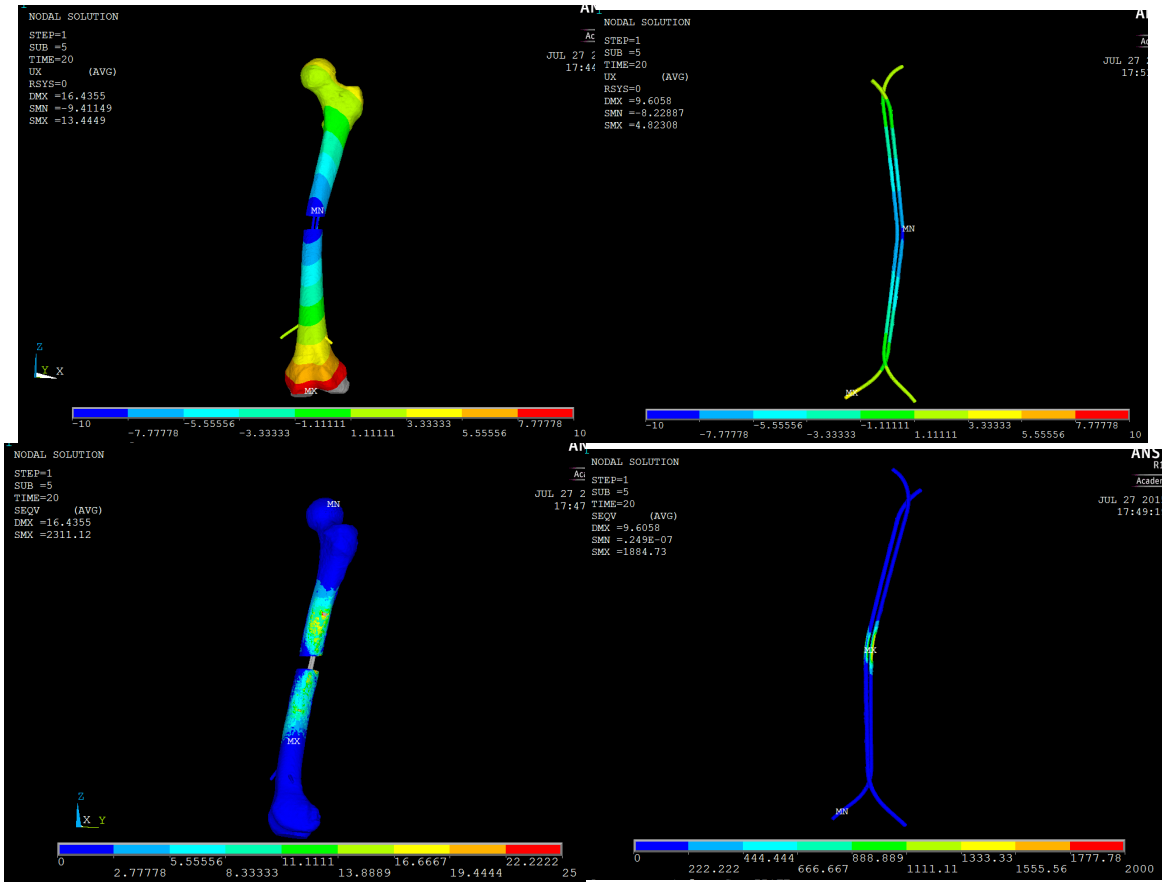
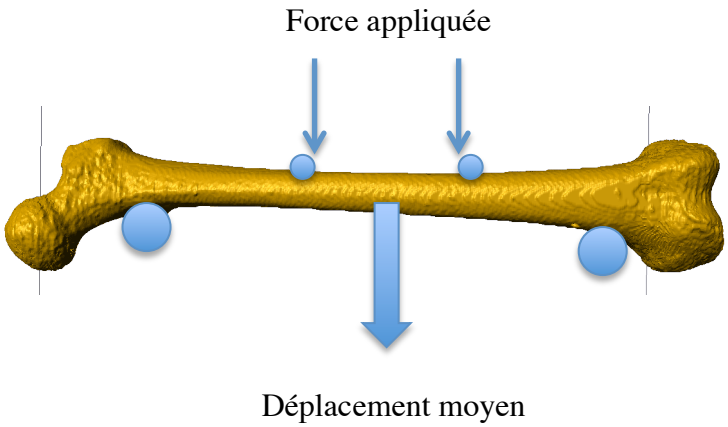


Fig 52 : Modélisation des déplacements (en haut) et des contraintes (en bas) après implantation des broches (ici M1), dans un fémur avec fracture comminutive. Modélisation des déplacements et contraintes en valgus sur le modèle entier (à gauche) et sur les broches seules (à droite).

On étudie ici le déplacement maximal, qui correspond à la zone du montage qui bouge le plus sous les contraintes nécessaires pour déplacer les rouleaux de 4 mm. Cela correspond aux vues des modélisations *(images 49-52)*, aux extrémités du fémur sur montage complet et aux extrémités des broches seules. On ne peut pas comparer le déplacement maximal des broches seules vs montage complet. En effet, les points de déplacements maximaux ne sont pas strictement les mêmes, les modèles ne sont pas comparables et il n'y a pas d'intérêt dans l'étude. On décrit donc ici le comportement de ces 2 modèles séparément.
On ne peut pas non plus comparer les contraintes, en effet les chiffres ne sont pas cohérents car les valeurs retrouvées sont trop élevées, non compatibles avec la réalité. Cela s'explique car dans ce modèle, les contraintes sont appliquées très localement et de façon automatique. De plus, ces valeurs sont très sensibles à la densité du maillage (plus le maillage augmente, plus la précision mathématique est grande) ; or ici le maillage n'est pas suffisant pour apporter la précision nécessaire.

Pour les 2 modèles (broches seules et os+ broches), on retrouve une supériorité des M2 qui permettent de limiter le déplacement maximal pour les 2 types de fractures et même sur os intact *(tableau 3)*. A noter que les déplacements sont plus faibles pour les broches seules, cela s'explique par le fait qu'il n'est pas pris en compte la participation de la corticale. Les déplacements sont plus importants pour les fractures comminutives, qui sont plus instables et

pour les 2 types de fractures par rapport à l'os intact. Donc les montages avec M2 sont plus raides et plus stables qu'avec les M1 pour les 2 types de fracture en valgus.

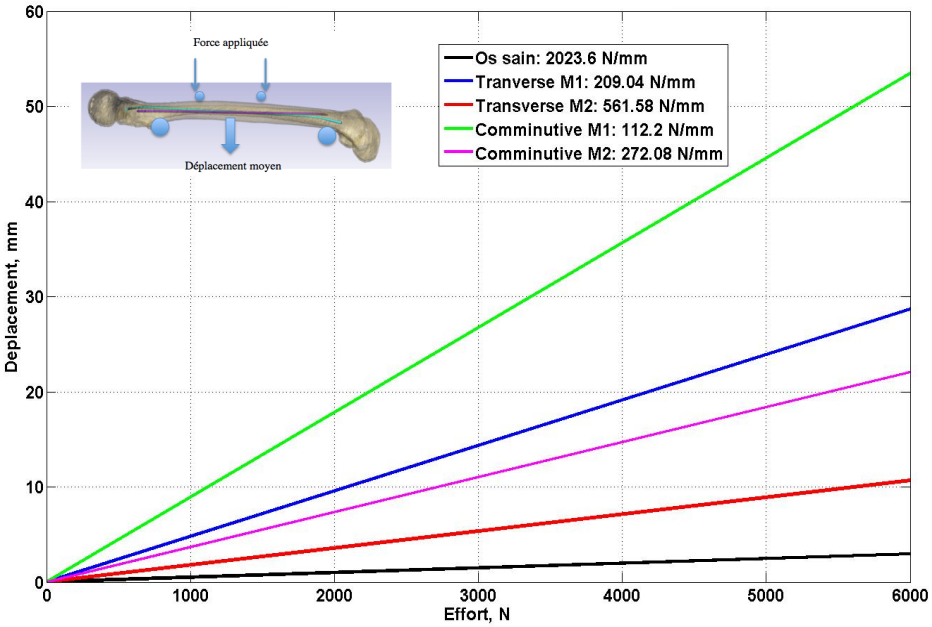


	Déplacement en mm (DMX)		
	Broches seules		Os+Broches
Os intact sans broche	6.9		
Os intact avec M1	4.89		6.3
Os intact avec M2	4.98		6.2
Fracture transverse avec M1	10.5		18.1
Fracture transverse avec M2	8.3		12.4
Fracture comminutive avec M1	11.2		21.2
Fracture comminutive avec M2	9.6		16.4

Tableau 3: Description des valeurs de déplacement maximal DMX en mm en valgus pour les broches seules et pour le montage complet os+broches.

<u>Test en recurvatum :</u>

Comme pour le valgus, le déplacement moyen est plus faible pour l'os intact par rapport à l'os fracturé.
Le déplacement est plus faible pour les M2 vs M1, que ce soit pour les fractures transverses simples ou comminutives. En effet, on retrouve pour les fractures transverses simples des valeurs de raideur de 562 N/mm pour M2 vs 208 N/mm pour M1 et pour les fractures comminutives, 272 N/mm pour M2 vs 112 N/mm pour M1 *(graphe 2)*.
Encore une fois, les valeurs de déplacement sont plus faibles pour la fracture transverse simple par rapport à la comminutive. Les M2 apportent 170% de raideur supplémentaire en recurvatum pour les fractures transverses par rapport aux M1 et 143% pour les fractures comminutives *(graphe 4, tableau 6)*. En conclusion, les montages avec les M2 sont plus raides qu'avec les M1 aussi bien pour les fractures transverses simples que comminutives en recurvatum.



Graphe 2 : Synthèse des courbes effort-déplacement en recurvatum.

<u>Résultats complémentaires pour le test de flexion 4 points en recurvatum : Modélisation des déplacements combinés et des contraintes appliquées (Figure 53) :</u>

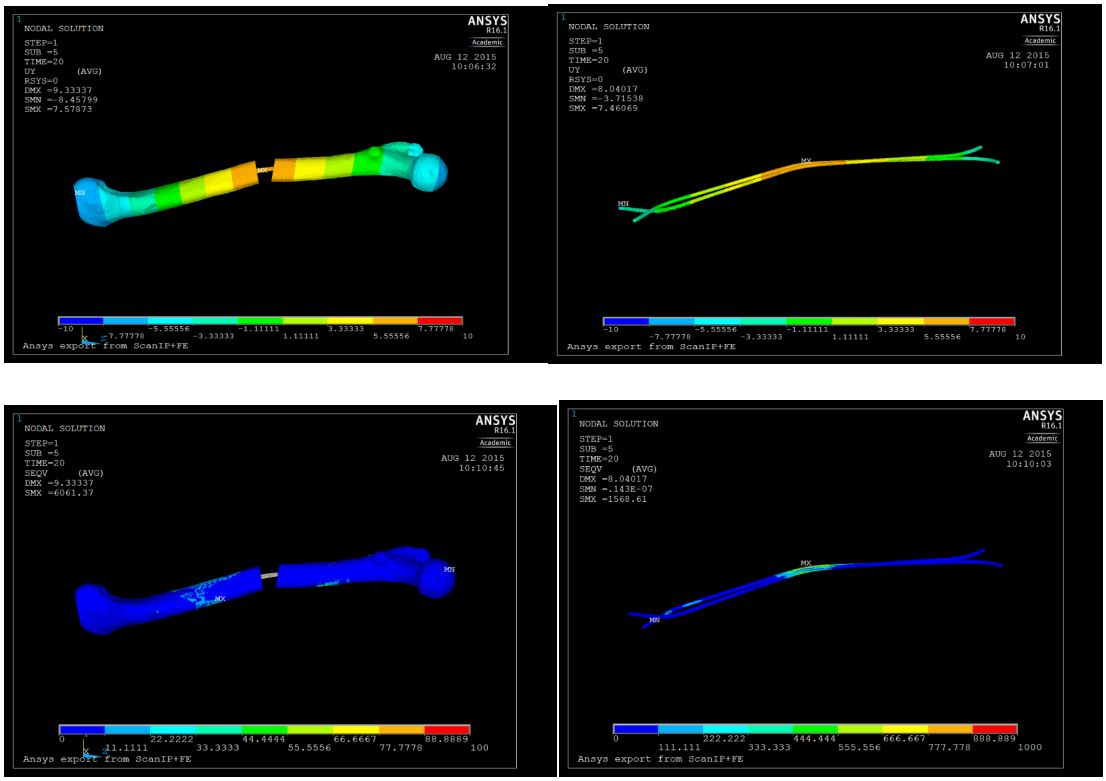
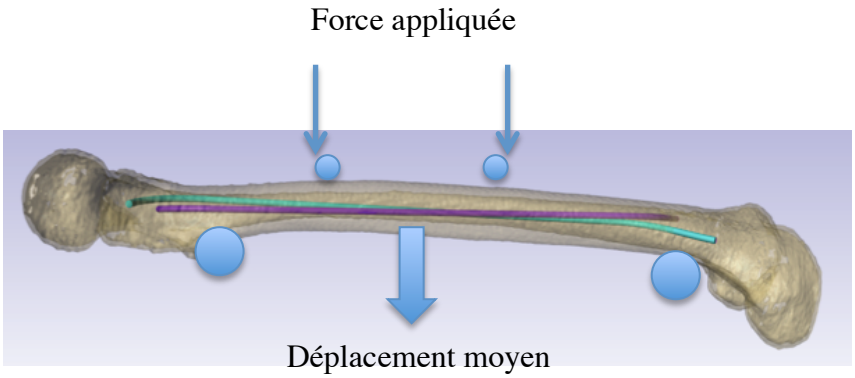


Fig 53 : Modélisation des déplacements (en haut) et des contraintes (en bas) après implantation des broches (ici M1), dans un fémur avec fracture comminutive. Modélisation des déplacements et contraintes en recurvatum sur le modèle entier (à gauche) et sur les broches seules (à droite).

Pour le recurvatum, les broches M2 apportent là aussi une raideur supérieure aux M1 avec l'observation de valeurs de déplacements maximaux plus faibles pour les M2 pour les 2 modèles et les 2 types de fracture. *(Tableau 4)*
On observe également que les déplacements sont plus importants pour les fractures comminutives et pour les 2 types de fracture par rapport à l'os intact ; et comme pour le valgus, des valeurs de déplacement plus faibles pour les broches seules. En recurvatum, la zone de déplacement maximal est la zone de la fracture pour les 2 modèles.



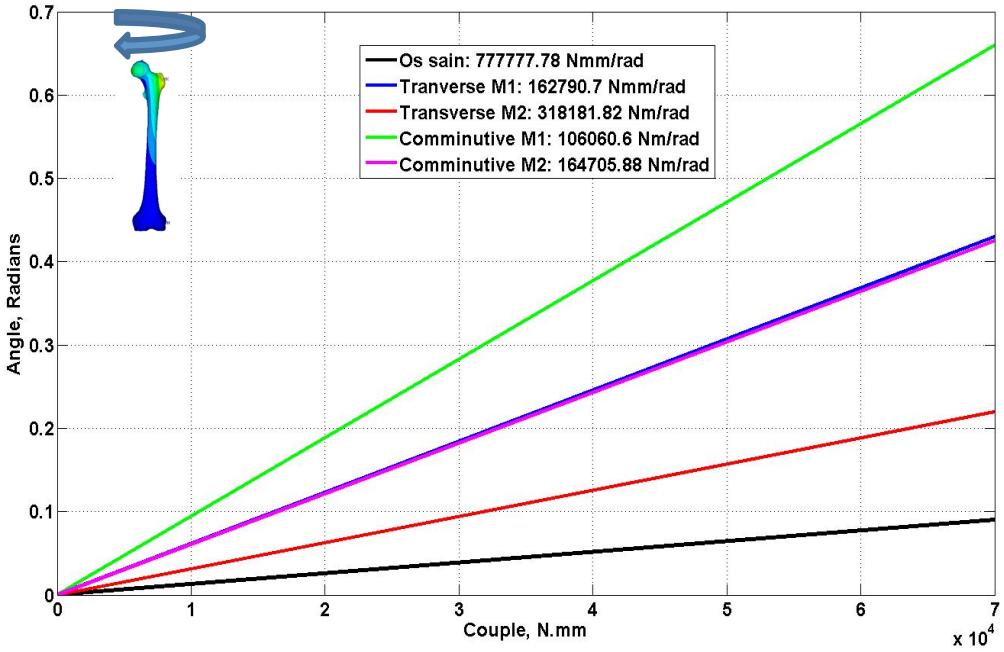
	Déplacement en mm (DMX)	
	Broches seules	Os+Broches
Os intact sans broche	5.82	
Os intact avec M1	4.6	5.7
Os intact avec M2	4.5	5.3
Fracture transverse avec M1	8.2	8.9
Fracture transverse avec M2	7.3	8.1
Fracture comminutive avec M1	8	9.3
Fracture comminutive avec M2	7.6	8.6

Tableau 4: Description des valeurs de déplacement maximal DMX en mm en recurvatum pour les broches seules et pour le montage complet os+broches.

<u>Test en torsion :</u>

Pour la fracture transverse simple, le déplacement est moins important pour le montage avec M2 et toujours moins important lorsque l'os est intact. Soit une raideur angulaire de presque 318182 N/mm/rad pour M2 vs 162791 N/mm/rad pour M1.

Pour la fracture comminutive, les valeurs de déplacement sont plus élevées que pour la fracture transverse et que l'os intact. On retrouve aussi que le montage avec la broche M2 apporte plus de raideur que M1 devant l'observation de valeurs de raideur angulaire plus élevées pour M2. Soit 164706 N/mm/rad pour M2 vs 106061 N/mm/rad pour M1. Les M2 sont 95% plus raides que les M1 pour les fractures transverses et 55% plus raides pour les comminutives *(graphes 3 et 4, tableau 6)*.



Graphe 3 : Courbes de raideur angulaire pour l'os intact, fracture transverse simple et comminutive.

En conclusion, les broches M2 sont plus rigides que les M1 aussi bien pour la fracture transverse simple que comminutive en torsion interne.

Résultats de la comparaison des répartitions des déplacements combinés et des contraintes en torsion interne *(figure 54 et tableau 5)*:

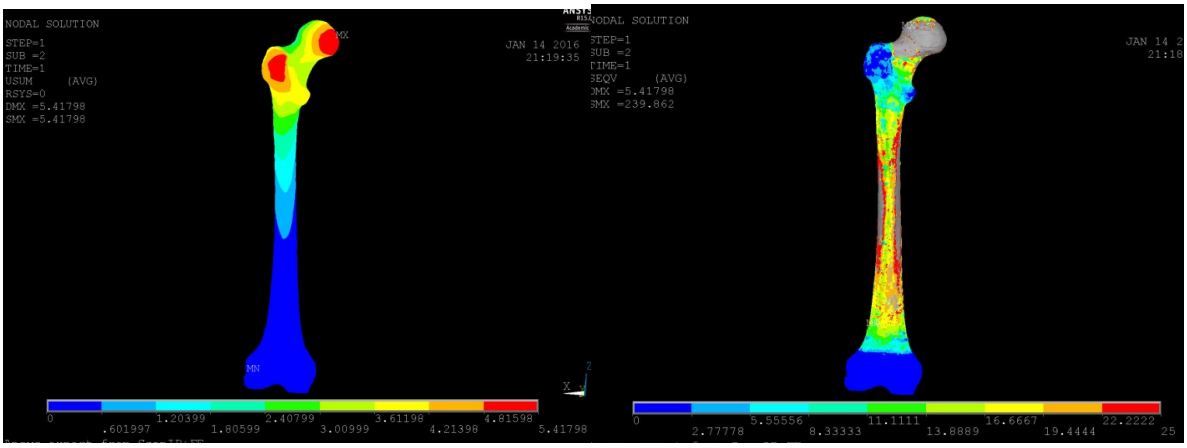
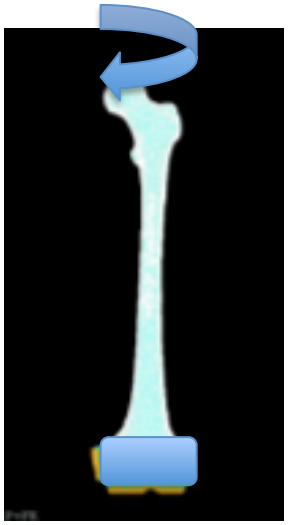


Fig 54 : Modélisation du déplacement (à gauche) et contraintes (à droite) sur un fémur intact après application de 5° de torsion interne.

Pour la torsion, le déplacement maximal se situe au niveau de la tête fémorale, vu que les condyles fémoraux sont bloqués.
On constate la même tendance des déplacements que pour le valgus et flessum ; avec des déplacements moindres et donc une raideur supérieure pour les M2, pour les 2 types de fractures.

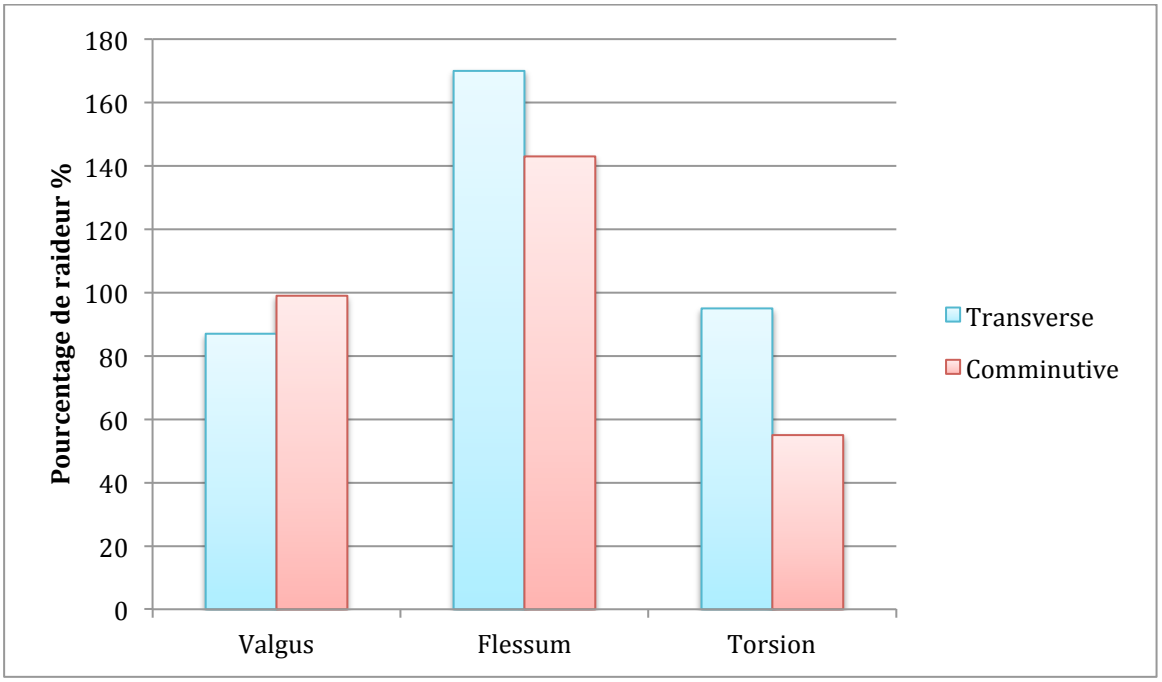


	Déplacement en mm (DMX)	
	Broches seules	Os+Broches
Os intact sans broche	4.17	
Os intact avec M1	2.93	4.185
Os intact avec M2	2.96	4.182
Fracture transverse avec M1	3.63	5.1
Fracture transverse avec M2	3.61	4.9
Fracture comminutive avec M1	3.68	5.24
Fracture comminutive avec M2	3.65	5.14

Tableau 5: Description des valeurs de déplacement maximal DMX en torsion pour les broches seules et pour le montage complet os+broches.

	Raideur/Pente M2	Raideur/Pente M1	% de gain de raideur avec M2
Valgus transverse	736	394	87
Valgus comminutive	434	218	99
Recurvatum transverse	562	208	170
Recurvatum comminutive	272	112	143
Torsion transverse	318182	162791	95
Torsion comminutive	164706	106061	55

Tableau 6 : Description des pentes ou raideurs de chaque courbes des graphes 1, 2, 3 servant au calcul du pourcentage de gain de raideur.



Graphe 4 : Synthèse des pourcentages de variation de raideur entre M2 et M1.

8. Analyse statistique :

Les variables catégorielles discrètes ont été décrites par effectif et pourcentage. Les variables continues ont été décrites par leur moyenne et déviation standard.

Le critère « déformation » comporte deux composantes : l'absence de déformation et le degré de la déformation quand elle existe. Afin de prendre en compte ces 2 aspects, la comparaison a été réalisée à l'aide d'un modèle de régression de poisson à inflation de zéros. Les facteurs confondants envisagés étaient : l'opérateur (junior ou senior), l'os concerné (tibia, fémur, humérus), l'âge et le poids du patient. Compte tenu de la forte corrélation entre l'âge et le poids du patient, un seul de ces facteurs était pris en compte pour l'ajustement des modèles. Le choix s'est porté sur le poids d'après un critère rationnel : le poids importe plus que l'âge sur la déformation. En l'absence d'a priori sur la réalité de l'effet confondant de ces différents facteurs, seuls ont été conservés dans les modèles les facteurs statistiquement significatifs. Par ailleurs, il a ainsi été possible d'identifier les facteurs influençant l'existence d'une déformation d'une part, et ceux influençant l'ampleur de cette déformation d'autre part. Un modèle complet intégrant l'ensemble des facteurs a été construit afin de valider la non-significativité des facteurs non conservés dans le modèle final ainsi que l'absence de modification de l'effet du type de broche. Les résultats sont présentés sous forme de rapport de nombre de degrés moyens pour les degrés en présence de déformation et en odds ratio (OR) pour l'absence de déformation. Les intervalles de confiance à 95% (IC 95%) des paramètres ont été estimés par bootstrap (1000 itérations).

La durée opératoire et la dose de rayons reçus ont été log transformés puis analysés à l'aide d'un modèle linéaire. Les mêmes facteurs confondants ont été étudiés. En revanche, les modèles ont systématiquement été ajustés sur les facteurs confondants afin d'être plus conservatifs. L'existence de complications a été analysée par régression logistique binaire. Pour chaque critère (irritation cutanée, gêne musculaire, infection superficielle, pseudarthrose), le type de broche a été introduit dans un modèle sans ajustement, puis les

facteurs confondants sus cités ont été introduits lorsque le nombre d'événements le permettait. Les résultats ont été exprimés en odds ratio (OR) avec leur intervalle de confiance à 95%.

Les résultats ont été considérés comme statistiquement significatifs lorsque la valeur de p était inférieure à 5%. Les analyses ont été réalisées avec le logiciel R (software 3.0.2, 2013) (ref: R Development Core Team. R: A Language Environment for Statistical Computing. Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0. URL: http: //www.R-project.org 2013.)

IV. Résultats :

1. Données démographiques :

Nous avons étudié 137 fractures au total, réparties en 48 fractures du tibia (35%), 67 de fémur (48,9%), 22 d'humérus (16,1%). 47 fractures ont été ostéosynthésées à l'aide de la broche M1 et 90 avec M2 *(Cf diagramme de répartition ci dessous)*.

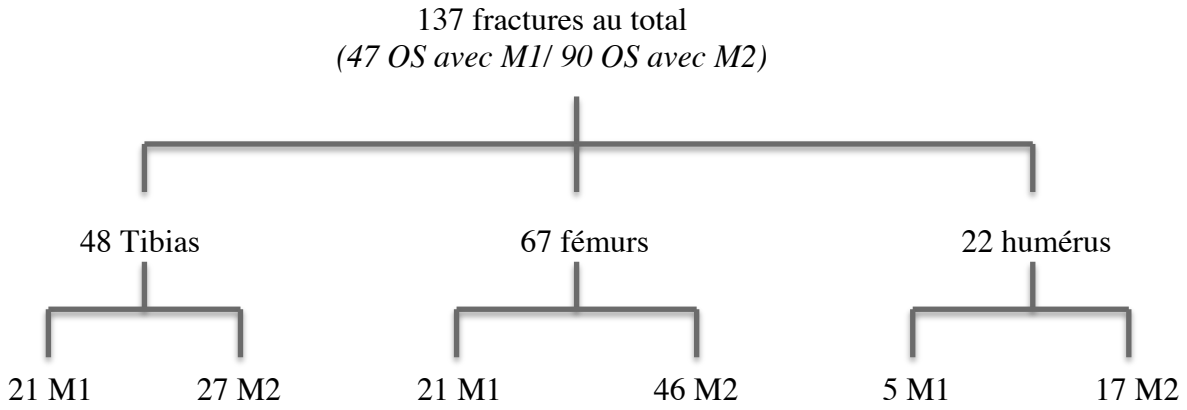


Diagramme de répartition des fractures et des différents types d'ostéosynthèse.

L'âge moyen des patients était de 11,6 ans (SD : 3.3/ de 4 à 17 ans) ; il y avait 100 garçons (73%) pour 37 filles (27%). Le poids moyen était de 44,4 Kg (SD : 15.8/ de 17 à 87 Kg). La durée d'hospitalisation moyenne était de 3,9 jours (SD : 2.7). *Voir les données de la population d'étude regroupées dans le tableau 7.*

Caractéristiques de la population	M1 n=47	M2 n=90	Total N=137
Age moyen *en année (SD)*	11.3 (2.8)	11.7 (3.5)	11.6 (3.3)
Sexe masculin *(%)*	32 (68.1)	68 (75.6)	100 (73)
Sexe féminin *(%)*	15 (31.9)	22 (24.4)	37 (27)
Poids en Kg *(SD)*	43.6 (16)	44.8 (15.8)	44.4 (15.8)
Durée d'hospitalisation en jour *(SD)*	4.9 (1.8)	3.3 (2.9)	3.9 (2.7)
Opérateur *(%)*			
Opérateur sénior	31 (66)	59 (65.6)	90 (65.7)
Opérateur junior	16 (34)	31 (34.4)	47 (34.3)
Os concerné *(%)* :			
Fémur	21 (44.7)	46 (51.1)	67 (48.9)
Tibia	21 (44.7)	27 (30)	48 (35)
Humérus	5 (10.6)	17 (18.9)	22 (16.1)
Localisation de la fracture *(%)* :			
Tiers proximal	5 (10.6)	23 (25.6)	28 (20.4)
Tiers distal	6 (12.8)	17 (18.9)	23 (16.8)
Tiers moyen	36 (76.6)	50 (55.6)	86 (62.8)
Type de fracture *(%)* :			
Spiroïde	19 (40.4)	23 (25.6)	42 (30.7)
Oblique	7 (14.9)	15 (16.7)	22 (16.1)
Transverse	16 (34)	37 (41.1)	53 (38.7)
Comminutive	1 (2.1)	2 (2.2)	3 (2.2)
3ème fragment	4 (8.5)	13 (14.4)	17 (12.4)
Polytraumatisé *(%)*	8 (17)	19 (21.1)	27 (19.7)
Fracture ouverte *(%)*	10 (21.3)	11 (12.2)	21 (15.3)
Date d'ablation des broches en mois *(SD)*	8.9 (2.4)	8.9 (3.2)	8.9 (2.9)

Tableau 7 : tableau descriptif de la population étudiée.

2. Résultats sur le critère de jugement principal:

a. Statistiques descriptives de la population sur le degré de déformation :

La population de l'étude a été divisée en 2 groupes, les « sans déformation » et ceux « avec déformation ». Les patients « avec déformation » représentent 66% (31 patients) pour les M1 et 14.4% (13 patients) pour les M2 *(tableau 8)* soit 32% de déformations sur la population globale de l'étude. Il n'y a pas d'intérêt pour l'analyse descriptive d'inclure les « sans déformation » pour le calcul de la moyenne de déformation angulaire. En effet, les moyennes retrouvées seraient tirées vers le bas car on observe beaucoup de patients avec une absence de déformation.

	M1 **n=47**	**M2** **n=90**	**Total** **N=137**
Sans déformation	16 (34%)	77 (85.6%)	93 (67.8%)
Avec déformation	31 (66%)	13 (14.4%)	44 (32.1 %)

Tableau 8 : Répartition de la population « avec ou sans déformation ».

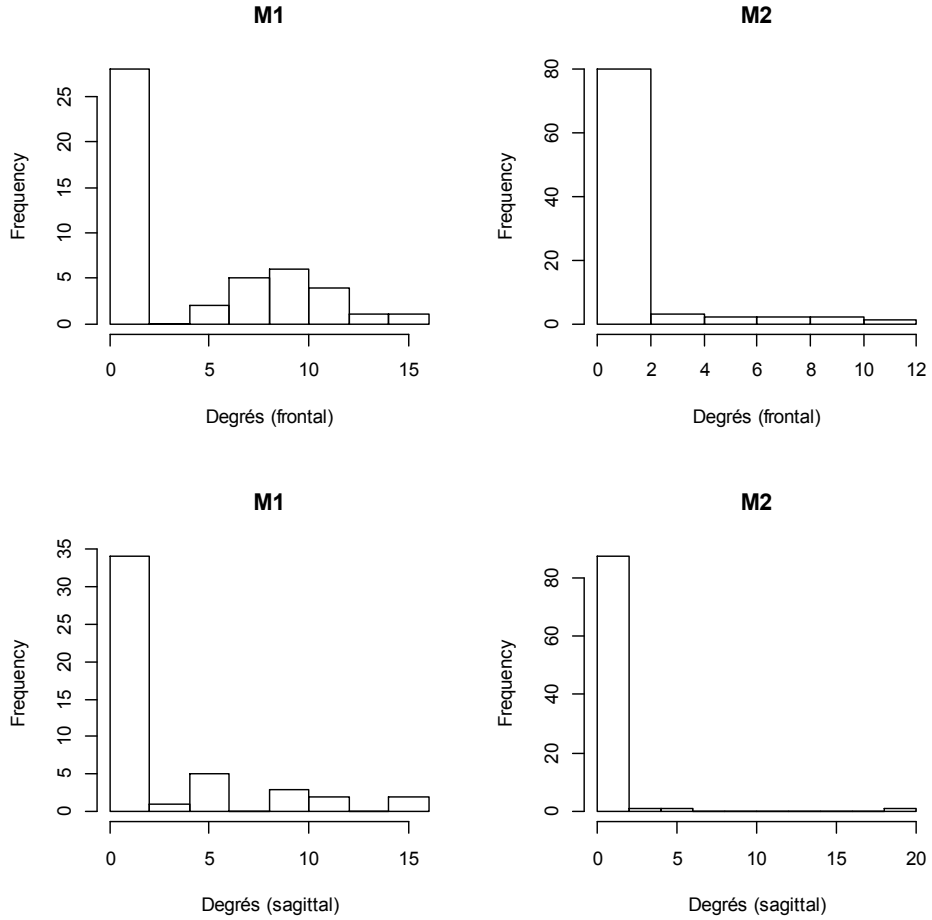
La description des valeurs moyennes a donc été réalisée pour les patients « avec déformation ». Sur la population de l'étude « avec déformation », on retrouvait une déformation frontale moyenne de 8.5° (SD : 3.1), répartie en 9.6° (SD : 2.7) de déformation moyenne pour M1 et 6.7° (SD : 3.1) pour M2. Concernant la déformation sagittale moyenne, elle était de 8.7° (SD : 4.8) avec 8.6° (SD : 3.9) pour M1 en moyenne et 9.3° (SD : 9.3) pour M2. La répartition des différentes déformations dans la population de l'étude « avec déformation » tous os confondus est présentée dans le *tableau 9*.
Le *graphe 5* présente la distribution des degrés de déformation frontale et sagittale pour M1 et M2 tous os confondus.

La description des déformations angulaires pour M1 et M2 dans les sous groupes d'os étudiés pour la population « avec déformation », ainsi que le type de déformations rencontrées pour les M1 et M2 sont présentées dans le *tableau 10 et 11*.

Pour ce qui est des troubles de torsion, on retrouvait uniquement 3 troubles de torsion dans le groupe M1 et aucun dans le groupe M2.

	M1 n=47	M2 n=90	Total N=137
Degré de déformation angulaire frontale *en degré (SD)*	9.6 (2.7)	6.7 (3.1)	8.5 (3.1)
Degré de déformation angulaire sagittale *en degré (SD)*	8.6 (3.9)	9.3 (9.3)	8.7 (4.8)
Type de déformation *(%)*			
Flessum	9 (19.1)	1 (1.1)	10 (7.3)
Recurvatum	4 (8.5)	2 (2.2)	6 (4.4)
Valgus	7 (14.9)	4 (4.4)	11 (8)
Varus	11 (23.4)	6 (6.7)	17 (12.4)
Trouble de torsion *(%) p=0,039*	3 (6.4)	0 (0)	3 (2.2)

Tableau 9 : Tableau descriptif du degré de déformation des patients « avec déformation » en fonction du type de broche et types de déformations rencontrées sur la population entière.



Graphe 5 : Distribution des degrés de déformation (frontal et sagittal) pour M1 et M2 tous os confondus dans la population.

M1	Tibia n=21	Fémur n=21	Humérus n=5	Total N=47
Degré de déformation angulaire frontale *en degré (SD)*	8.8 (2.5)	9 (3.1)	11.2 (2.3)	9.6 (2.7)
Degré de déformation angulaire sagittale *en degré (SD)*	6 (2)	10.4 (3.8)	6.5 (5)	8.6 (3.9)
Type de déformation *(%)*				
Flessum	1 (4.8)	8 (38.1)	0 (0)	9 (19.1)
Recurvatum	3 (14.3)	0 (0)	1 (20)	4 (8.5)
Valgus	1 (4.8)	3 (14.2)	3 (60)	7 (14.9)
Varus	5 (23.8)	4 (19)	2 (40)	11 (23.4)

Tableau 10 : Tableau descriptif des déformations pour les broches M1 des patients « avec déformation » en fonction de l'os concerné et de types de déformations rencontrées chez les M1.

M2	Tibia n=27	Fémur n=46	Humérus n=17	Total N=90
Degré de déformation angulaire frontale *en degré (SD)*	9.5 (3.5)	4.6 (1.5)	8.3 (2.9)	6.7 (3.1)
Degré de déformation angulaire sagittale en degré (SD)	5 (0)	3 (0)	20 (0)	9.3 (9.3)
Type de déformation *(%)*				
Flessum	0 (0)	1 (2.2)	0 (0)	1 (1.1)
Recurvatum	1 (3.7)	0 (0)	1 (5.9)	2 (2.2)
Valgus	0 (0)	0 (0)	4 (23.5)	4 (4.4)
Varus	2 (7 .4)	4 (8.7)	0 (0)	6 (6.7)

Tableau 11 : Tableau descriptif des déformations pour les broches M2 pour les patients « avec déformation » en fonction de l'os concerné et types de déformations rencontrées chez les M2.

b. Analyse de la déformation frontale :

Grâce au modèle de régression, on cherche dans un premier temps à connaître le risque de ne pas avoir de déformation selon le type de broche et quels facteurs jouent sur l'apparition d'une déformation. Dans un deuxième temps, si cette déformation existe, on cherche à connaitre son importance et quels facteurs influencent l'ampleur de cette déformation.

En moyenne, les broches M2 réduisaient le risque d'apparition d'une déformation frontale par 5 (OR=4.96 ; IC à 95% : 2.05-13.5 ; $p< 10^{-3}$).
Pour les autres facteurs confondants, seul l'os concerné par la fracture était également prédicteur d'une absence de déformation. C'est-à-dire qu'à os donné, les patients avec M2 avaient 7 fois plus de chance de ne pas présenter de déformation frontale (OR=6.76 ; IC 95% : 2.62-25.1 ; $p<10^{-3}$) par rapport au M1. Cela signifie par exemple, qu'entre deux sujets opérés du tibia, celui qui a une M2 a 7 fois plus de chance d'être « sans déformation » comparativement à un sujet opéré du même os avec M1.

A type de broche donné, le fémur présentait plus de risque de déformation comparativement au tibia, mais de manière non significative (OR=0.69 ; IC à 95% : 0.21-2.17 ; p=0.50). L'humérus présentait en revanche 5 fois moins de risque d'absence de déformation comparé au tibia, donc plus de risque de déformation (OR=0.18 ; IC à 95% : 0.04-0.60 ; p=0.01). C'est- à-dire qu'entre deux patients traités par M2 par exemple, celui qui a une fracture de l'humérus a 5 fois moins de chance d'être « sans déformation » par rapport au tibia.
Les autres facteurs confondants ne ressortent pas dans cette analyse.

On retrouvait en moyenne 9.5° de déformation frontale pour les os ostéosynthésés avec les M1 (IC à 95% : 8.3-10.9). En présence d'une déformation, les os traités par M2 avaient une déformation significativement inférieure de 30% (facteur de 0.7) (facteur IC à 95% : 0.52-0.94 ; p=0.014) par rapport aux broches M1, soit une déformation moyenne de 6.7°.

Seul le type de broche utilisé influençait l'ampleur de la déformation, les autres facteurs que sont l'os, l'opérateur, l'âge et le poids n'y étaient pas significativement associés.

On peut conclure d'après cette analyse que les broches M2 permettent de réduire significativement l'existence d'une déformation frontale ainsi que l'ampleur de cette déformation.

c. Analyse de la déformation sagittale :

En moyenne, les broches M2 réduisaient le risque d'apparition d'une déformation sagittale par 12 par rapport aux M1 (OR=12.3 ; IC à 95% : 4.02-6.73×10^{5} ; $p < 10^{-3}$).
Aucun autre facteur que le type de broche n'était associé à l'absence de déformation en sagittal.

Les patients avec M1 présentaient une déformation sagittale moyenne de 8.57° (IC à 95% :6.59-10.66). L'ampleur de la déformation sagittale était 9% supérieure pour les M2, soit 9.3° ; mais de façon non significative (p=0.68).

L'os concerné par la fracture influençait également l'ampleur de la déformation. A type de broche donné, les tibias présentaient une déformation sagittale moyenne de 5.7° (IC à 95% : 3.04-8.48), les fémurs et les humérus avaient pratiquement une ampleur de déformation sagittale double avec respectivement 9.5° (facteur=1.67 ; IC à 95% : 0.99-3.5 ; p= 0.019) et 10.8° (facteur=1.89 ; IC à 95% : 8.73×10^{-6}–22.68 ; p=0.014).
Seul le type de broche utilisé influençait l'ampleur de la déformation, les autres facteurs que sont l'opérateur, l'âge et le poids n'y étaient pas significativement associés.

En conclusion, les broches M2 réduisent significativement l'apparition d'une déformation sagittale. Le type d'os fracturé est par contre significativement lié à l'ampleur de la déformation sagittale, fémur et humérus conduisant à des déformations sagittales de plus grande ampleur.

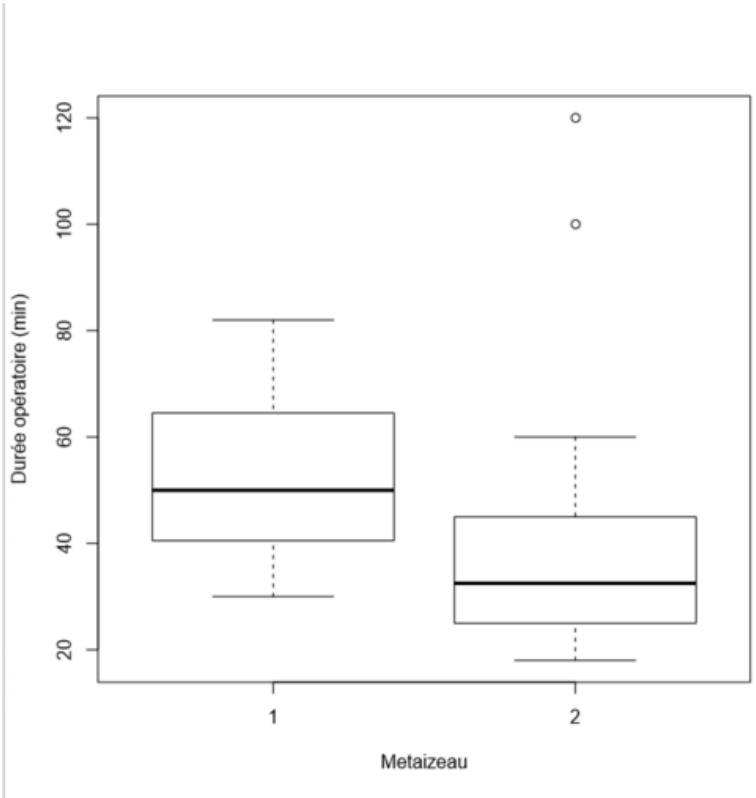
3. Résultats sur la sécurité per opératoire :

a. Statistiques descriptives :

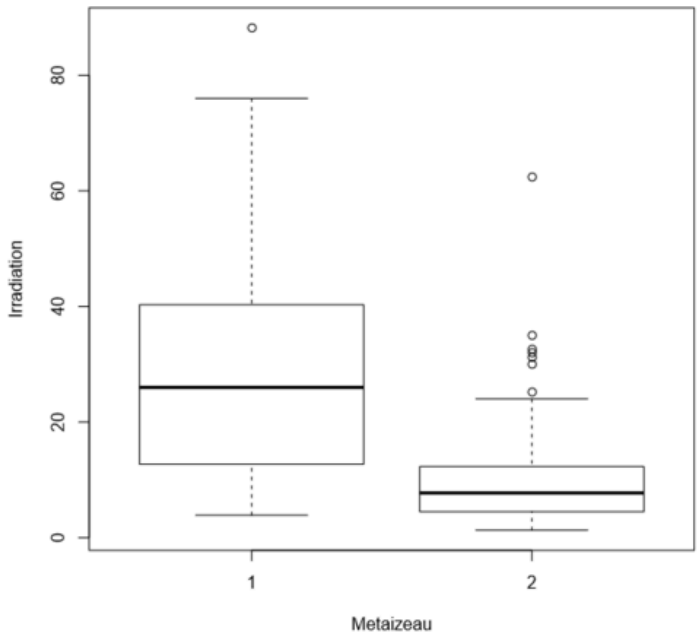
La durée opératoire moyenne était de 42.4 min (SD : 17.6) en moyenne sur toute la population étudiée ; avec une durée moyenne de 52.7 min (SD : 14.7) pour M1 et de 37.1 min (SD : 16.7) pour M2 (*tableau 12 et graphe 6)*.
La quantité de rayonnement per opératoire était en moyenne sur la population d'étude de 16.9 cG (SD : 16.8) ; avec un rayonnement moyen de 28.9 cG (SD : 20.8) pour M1 et de 10.6 cG (SD : 9.5) pour M2. *(tableau 12 et graphe 7)*.

	M1 n=47	M2 n=90	Total N=137
Durée opératoire *en minutes (SD)*	52.7 (14.7)	37.1 (16.7)	42.4 (17.6)
Quantité de rayonnement per opératoire *en cG (SD)*	28.9 (20.8)	10.6 (9.5)	16.9 (16.8)

Tableau 12 : tableau descriptif sur la sécurité per opératoire.



Graphe 6 : Distribution des durées opératoires selon le type de broche.



Graphe 7 : Distribution de la dose de rayons reçue en per-opératoire.

b. Analyses sur la durée opératoire :

Les opérations avec les broches M2 correspondaient à des réductions du temps opératoire de près de 30 % ($p < 10^{-3}$) comparé aux interventions avec les broches M1.
A opérateur, os et poids donnés, les broches M2 avaient une durée opératoire moindre de 35% par rapport aux interventions avec les broches M1 ($p < 10^{-3}$).
A type de broche, os et poids donnés, l'opérateur sénior avaient un temps d'intervention significativement plus bas de 16% par rapport aux opérateurs juniors (p=0.001).
A type de broche, opérateur, poids donnés, les durées opératoires pour le fémur et l'humérus étaient significativement supérieures aux tibias, respectivement de 40% et 30% (pour les deux : $p < 10^{-3}$).
A type de broche, opérateur, et os donnés, la durée opératoire augmentait de 1.8% par tranche de 5 kg supplémentaire (p=0.04).

c. Analyses sur le rayonnement per opératoire :

L'utilisation des broches M2 conduisait à une réduction significative de l'exposition aux rayons X de l'ordre de 63% ($p < 10^{-3}$).
A opérateur, os et poids donné, l'utilisation des M2 réduisait de 66% l'exposition aux rayons durant l'intervention ($p < 10^{-3}$).
A type de broche, os, et poids donnés, l'opérateur sénior utilisait 22% de rayons en moins comparé aux opérateurs juniors (p=0.034).
A type de broche, opérateur, poids donnés, les fémurs et humérus étaient exposés à respectivement 2.7 et 1.6 fois plus de rayons que les tibias (pour les deux : $p < 10^{-3}$). A type de broche, opérateur, et os donnés, chaque tranche de 5kg supplémentaire exposait l'enfant à 6% d'irradiation supplémentaire ($p < 10^{-3}$).

4. Résultats sur la sécurité post opératoire :

a. Statistiques descriptives :

Le taux de complications post opératoires était de 34.3% au total sur toute la population avec 55.3% de complications pour M1 et 23.3% pour M2. Le détail de la description et répartition des différentes complications est résumé dans le *tableau 13*.

	M1 n=47	M2 n=90	Total N=137
Complications au total*(%)*	26 (55.3)	21 (23.3)	47 (34.3)
Irritation cutanée *(%)*	6 (12.8)	2 (2.2)	8 (5.8)
Gêne musculaire *(%)*	4 (8.5)	4 (4.4)	8 (5.8)
Pseudarthrose *(%)*	1 (2.1)	2 (2.2)	3 (2.2)
Infection (%)	2 (4.3)	2 (2.2)	4 (2.9)
Migration de broche *(%)*	2 (4.3)	3 (3.3)	5 (3.6)
Inégalité de longueur des membres inférieurs *(%)*	2 (4.3)	2 (2.2)	4 (2.9)

Tableau 13 : Tableau descriptif des complications sur la population étudiée.

b. Analyses des complications :

Les broches M2 présentaient un risque de complications 6 fois plus faible que celui des broches M1 (OR= 0.16 ; IC à 95% : 0.07-0.39 ; $p < 10^{-3}$) à type d'os, opérateur et poids donnés.
A broche, opérateur et poids donnés, les fémurs avaient 2.6 fois plus de chance de présenter une complication (p=0.04) par rapport aux tibias.
Toutes choses étant égales par ailleurs, chaque kilo de poids supplémentaire augmentait le risque de complication de 5% ($p=2\times10^{-3}$).

Le risque de présenter une irritation cutanée était 6 fois moins important avec les broches M2 (OR=0.16; IC à 95% : 0.03-0.80; p= 0.026) Ce résultat est confirmé par l'analyse ajustée sur l'os, le poids et l'opérateur.
Le poids était également un facteur influençant le risque d'irritation cutanée, en effet, chaque kilo de poids supplémentaire augmente ce risque de 6 % (p=0.03).

Le type de broche utilisé n'influençait pas significativement la gêne musculaire. Les M2 semblaient diviser le risque de gêne musculaire par 2 par rapport aux M1 (OR=0.5 ; IC à 95% : 0.12-2.10 ; p=0.34) mais de façon non significative. Les analyses ajustées confirment ce résultat.

Seul le poids augmentait significativement le risque de gêne musculaire de 5% par kilo de poids supplémentaire (p=0.044).

Concernant le risque d'infection superficielle, la tendance pour les broches M2 est similaire aux résultats observés pour la gêne musculaire. Seul le poids semblait influencer significativement le risque d'infection superficielle avec une augmentation de ce risque de 10% à chaque kilo de poids supplémentaire (p=0.03).

Pour le risque de pseudarthrose, les évènements sont trop rares et les intervalles de confiance trop larges pour être analysés correctement.

Pour ces différentes complications, l'ajustement sur l'os et sur l'opérateur était ininterprétable compte tenu du trop faible nombre d'événements, donnant des OR nuls avec des intervalles de confiance à l'infini.

V. Discussion :

L'ECMES est une technique qui a fait ses preuves. Mais ce qui ressort des différentes études est notamment le manque de stabilité de ce montage pour les enfants plus âgés (plus de 10 ans) et plus lourds (plus de 50 Kg) et pour certains types de fractures. L'intérêt des nouvelles broches M2 est d'apporter une solution en terme de gain de stabilité pour les fractures des os longs en pédiatrie.
Ce concept se base sur le principe que les broches M2, de par leur design avec un méplat sur toute la longueur de broche, remplissent mieux le diamètre du canal médullaire.
De nombreuses études appuient le fait que l'augmentation du remplissage médullaire améliore la stabilité et préconisent l'utilisation de la broche du diamètre le plus gros possible [19 21 48 72]. L'étude de Mahar [73] confirme ce fait en testant biomécaniquement plusieurs tailles de broches et donc de remplissage médullaire en compression axiale et torsion. Il prouve qu'avec des broches de diamètre croissant on augmente la stabilité en torsion et en compression axiale. Luhman, quant à lui, retrouve une corrélation négative entre l'angulation dans tous les plans et la taille de la broche [48]. Notre étude va dans le sens de ces résultats.
Les M2 permettent de réduire significativement l'existence d'une déformation frontale et sagittale, respectivement par 5 et 12. Concernant l'ampleur de cette déformation, elle est significativement réduite de 30% avec les M2 dans le plan frontal. En revanche, on retrouve que les M2 augmentent de façon non significative l'ampleur de la déformation sagittale de 9%. En regardant le graphe de description des déformations *(graphe 5)*, il est vraisemblable que cette ampleur légèrement supérieure soit liée à un seul patient ayant présenté un fort degré de déformation en sagittal (recurvatum de 20°). Noter que l'intervalle de confiance concernant les humérus est très large, vraisemblablement lié à un trop faible nombre d'observations. Il n'est pas exclu que l'absence de significativité de l'effet des M2 sur l'ampleur de la déformation sagittale soit lié au « trop » faible nombre de déformations observées avec les M2 ainsi qu'à l'observation de ce patient.

La localisation de la fracture est un facteur prédicteur de l'apparition d'une déformation frontale et est significativement liée à l'ampleur de la déformation dans le plan sagittal. Ici, l'humérus et le fémur ont plus de risque de déformations frontales et conduisent à des déformations sagittales de plus grande ampleur par rapport au tibia. Dans cette étude, les déformations majoritaires étaient similaires pour M1 et M2 : fémur en flessum et varus, tibia en recurvatum et varus, humérus en recurvatum et valgus. Il est difficile d'analyser ces déplacements. Cela dépend du type d'os fracturé, des caractéristiques du montage, des contraintes musculaires appliquées et surtout du niveau de la fracture (car les forces exercées diffèrent en fonction de l'insertion musculaire et de son action). Il est admis que l'humérus est un os difficile à stabiliser, la forme du canal médullaire, la difficulté de monter les broches et le fait que ce montage risque de ne pas être strictement symétrique du fait de l'insertion unilatérale et asymétrique des broches peuvent sûrement expliquer la fréquence des déplacements pour cet os. Le fémur est également plus à risque d'instabilité probablement du fait des fortes contraintes musculaires qui s'exercent.
Le tibia quant à lui se déforme surtout en varus par l'action de la fibula qui le pousse en interne aux extrémités, notamment quand celle ci est intacte.

Dans notre étude, était retrouvé au total sur les 3 os concernés, 32% de défaut de stabilité axiale répartie en 66% pour les M1 et 14.4% pour les M2. Ce nombre important est dû au fait que nous avons pris en compte le moindre degré de déformation. Contrairement à la majorité de la littérature, nous n'avons pas retrouvé de lien entre les facteurs âge, poids et la présence ou non d'une déformation ainsi que son ampleur. Une explication pourrait être due au fait que

même avec les anciennes broches, les diamètre utilisés sont plus importants que ceux utilisés par la majorité des autres équipes, qui n'ose peut être pas mettre de gros diamètre et notamment pour les enfants plus âgés et plus lourds. Les bases élémentaires de la technique sont elles respectées ?
On peut noter que Ho et al reportent 34% d'instabilité chez les plus de 10 ans mais seulement 9% chez les moins de 10 ans [74]. Pour Nisar, le groupe des plus de 10 ans a plus de complications relatives à la consolidation osseuse (retard de consolidation, pseudarthrose qui peuvent être secondaires à une instabilité du montage) que les moins de 10 ans. Il retrouve une instabilité de 13% pour les fémurs, 18% pour les tibias [49]. 4% d'instabilité du tibia pour Vallamshetla [55] et 10% pour Sankar [56], 11% d'instabilité de 5 à 10° pour Ligier [21]. Pour ces différents auteurs, l'instabilité pouvait être expliquée par une taille de broche inadaptée, un montage défaillant, une fracture considérée comme instable, l'absence d'immobilisation post opératoire…
Dans l'étude de Sagan [75], la majorité des instabilités sont également retrouvées pour les enfants plus vieux ; 28% pour les plus de 10 ans, 26% pour les 8-10 ans et 11% pour les 4-7 ans. Instabilité également pour les fractures du 1/3 moyen (27%) contre 15% au 1/3 proximal et 20% au 1/3 distal. Majorité d'instabilité pour les fractures transverses (32%) contre 23% pour les obliques et 5% pour les autres. Il retrouvait que le poids était un facteur de risque de déplacement de plus de 15°. Le poids moyen de ceux ayant ce degré de déformation était de 46.5 Kg.

Dans notre étude, on retrouvait seulement 3 cas de trouble de rotation soit 2,2% de la population et uniquement dans le groupe M1. Cela concerne 2 tibias et 1 fémur.
Dans la littérature, on retrouve peu d'observations de trouble de rotation, comme pour Heinrich où 92% des enfants avaient un profil de rotation normal, le plus grand trouble de torsion était de 10° en rotation interne (RI) [62].
Dans l'étude de Gwyn, qui étudie la stabilité en rotation de différents types de fractures sur un modèle biomécanique d'os synthétique, on retrouve que les fractures obliques ont la plus grande stabilité en RI alors que c'est en rotation externe (RE) pour les spiroïdes. Les plus instables en rotation sont les fractures transverses et comminutives [76]. Le trouble de rotation est une complication peu fréquente, sûrement car cette rotation doit être absolument contrôlée cliniquement en per opératoire avant l'impaction des broches à la fin de l'intervention et que l'opérateur fait attention à ce réglage. De plus, les contraintes en torsion sont, dans l'intervalle post opératoire à risque de déformation (c'est-à-dire avant consolidation), moins fréquentes que les contraintes axiales avec la reprise d'appui.

La quantité de rayonnement per opératoire est significativement diminuée de 66% avec l'utilisation des M2. De la même manière que cela explique la facilité d'utilisation, le design des nouvelles broches permet de connaître à tout moment l'orientation de la tête de broche. Ainsi, les contrôles scopiques répétés lors de la montée de l'ancienne broche sont évités. La diminution de la quantité de rayonnement est un réel avantage d'une part pour l'enfant mais également pour le chirurgien en terme de radioprotection. Ces règles sont bien définies dans la littérature [77].
Que ce soit dans notre étude ou la littérature, le chirurgien sénior utilise moins la scopie que les juniors, ce qui semble compréhensible en raison de son expérience et sa maîtrise de la technique [78].
Les fémurs et humérus sont les localisations de fractures les plus irradiantes. L'humérus est souvent difficile à réduire avec des difficultés pour monter les broches. Concernant le fémur, cela pourrait s'expliquer par le fait que l'amplificateur délivre un rayonnement différent en fonction de la densité qu'il doit traverser. En effet, plus la densité est importante (comme par

exemple une cuisse dans une fracture du fémur ou si la table utilisée est métallique/ table de traction ou si on laisse du matériel métallique sur le champ), plus l'intensité du rayonnement est important. Cela peut expliquer l'intensité plus élevée pour le fémur ou quand le poids augmente [79 80].
La quantité de scopie dans le cadre de l'ECMES est une donnée non retrouvée dans la littérature. De toute façon, elle serait difficilement comparable entre les différentes études car les amplis ne sont pas réglés avec les mêmes doses dans tous les centres, les habitudes et les conditions d'utilisation sont trop différentes et non contrôlables.

L'utilisation des broches M2 permet une réduction significative de la durée opératoire de 35% par rapport aux M1. En effet, le méplat permet de bien caler la poignée américaine sur la broche et de faciliter sa montée intracanalaire avec une poignée qui ne tourne plus autour de la broche et limite le nombre de manipulations. Le fait de réaliser moins de contrôle scopique participe également à la réduction du temps opératoire (moins de manipulation de l'amplificateur de brillance notamment pour la face et profil. D'autant plus pour les centres qui ne bénéficient pas de manipulateur radio en salle) [81]. Ce paramètre est également une notion importante pour la sécurité des nouvelles broches, au delà de la réduction du temps opératoire cela peut influencer le taux d'infection. En effet, il est admis que le risque d'infection augmente avec le temps opératoire [82-84].
L'opérateur sénior a un temps opératoire plus court que les juniors ; cela paraît encore une fois logique car cette technique nécessite un apprentissage et une expérience.
La durée opératoire est plus longue pour les fémurs et humérus. En effet, la réduction peut être plus compliquée pour ces 2 os ; utilisation de la table de traction pour le fémur et difficulté à monter les broches pour l'humérus avec souvent la nécessité d'un abord chirurgical.
On comprend également que la durée opératoire puisse augmenter avec le poids. Plus l'enfant est lourd, plus la réduction peut être difficile et l'abord, s'il est nécessaire, ralenti. On retrouve également peu de littérature sur la durée opératoire et cela serait encore une fois difficile de comparer.

Le taux de complications dans notre population est de 33,4%, compris dans la fourchette des taux retrouvés dans la littérature de 7 à 66% [5 39 48]. Les complications retrouvées sont celles décrites classiquement avec en majorité la gêne musculaire et l'irritation cutanée, avec un taux de 5.8% respectivement, liées à l'extrémité distale des broches. Ce sont donc les complications les plus fréquentes dans notre étude mais avec une importance moindre par rapport aux chiffres de la littérature entre 19 et 60% des cas [6 49 50 61 85]. Elles sont secondaires à la protrusion des broches de la corticale. Pour Nisar, le risque d'irritation cutanée dans tous les types de fractures est significatif si la broche dépasse d'une longueur supérieure à 2 cm. (35% si < 2 cm ; 56% si > de 2 cm). Il ne retrouve pas de différence significative sur les symptômes entre les broches protégées par un embout ou celle juste coupées [49]. Le risque d'irritation cutanée concerne surtout les fémurs avec un taux de 3,3 à 50% [19 85 86].
Les broches M2 présentent un risque de complications plus faible par rapport aux M1 et notamment sur le risque d'irritation cutanée de manière significative et avec une tendance à la réduction du risque pour la gêne musculaire. Cette tendance pourrait s'expliquer par la meilleure stabilité du montage qui éviterait la migration des broches et donc les complications relatives à la protrusion de ces dernières. Une autre explication pourrait être due à la courbe d'apprentissage du chirurgien dans notre étude qui améliore la recoupe des broches avec l'expérience.
Les autres complications ne sont pas influencées par les différents facteurs confondants de l'étude, les événements sont rares et les intervalles de confiance sont très larges.

Les broches M2 sont donc autant, voire plus sûres que les anciennes broches M1 en terme de sécurité post opératoire.
L'observation du taux de complications augmentées par le poids peut s'expliquer par un temps opératoire augmenté, une dissection moins aisée, plus de gêne musculaire ou graisseuse autour de la broche distale…
Concernant le risque d'infection, il n'est pas influencé par le type de broche mais seulement par le poids qui encore une fois augmente les difficultés chirurgicales et la durée opératoire.

Le manque de puissance de certains facteurs est dû à un faible nombre d'observations notamment pour les M1. Ce faible nombre est lié au caractère unicentrique de l'étude avec probablement moins de recrutement que les plus grosses structures. De plus, l'étude remonte à l'installation du chirurgien il y a quelques années et les broches M1 ont rapidement été abandonnées au profit des M2. Il faudrait augmenter les effectifs dans le groupe des anciennes broches ; soit en décidant de remettre dans notre centre les anciennes broches pour obtenir des groupes plus importants et des effectifs comparables ou en décidant d'inclure des patients d'autres centres qui mettent les M1. Mais cela introduirait de nombreux biais. Les différents opérateurs n'auront pas la même courbe d'apprentissage, la dose de rayons varie en fonction de l'utilisation et des scopes avec une quantité de rayonnement difficile à étudier. Autant de facteurs difficilement contrôlables…

En ce qui concerne les résultats de l'étude biomécanique, ils viennent renforcer nos arguments cliniques. En effet ils retrouvent une raideur et stabilité supérieures des montages avec les M2 dans le plan frontal (valgus), sagittal (flessum) et en torsion (interne) pour les fractures transverses et comminutives.
On retrouve les résultats suivants avec :
- En valgus, 87% de raideur supplémentaire des M2 par rapport aux M1 pour les fractures transverses et 99% pour les comminutives.
- En recurvatum, 170% de raideur supplémentaire des M2 par rapport aux M1 pour les fractures transverses et 143% pour les comminutives.
- En torsion interne, 95% de raideur supplémentaire des M2 par rapport aux M1 pour les fractures transverses et 55% pour les comminutives.
Ces résultats paraissent logiques, avec une raideur double des M2 pour le valgus et de plus du double pour le recurvatum. On s'attendait, en théorie, à ce que les M2 soient plus raides en recurvatum. En effet, l'effort étant appliqué perpendiculairement au gros diamètre des M2, il paraitrait logique que celles-ci tiennent plus l'effort dans ce plan.
En revanche, on aurait tendance à penser que le pourcentage de gain de raideur devrait être plus élevé pour les fractures comminutives. Dans le cas des fractures comminutives, on peut imaginer que l'effet de la broche s'exprime vraiment, car elle n'est pas aidée par l'os, et que la supériorité des M2 en terme de raideur devrait d'autant plus s'exprimer. Cette tendance est retrouvée pour le valgus (avec 99% de gain de raideur en comminutif vs 87% en transverse) mais pas pour le recurvatum (143% pour les comminutives vs 170% pour les transverses). L'effet de cintrage des broches pourrait expliquer ces résultats en recurvatum. Les broches sont cintrées selon le principe de l'ECMES pour obtenir un cintrage maximal au niveau du foyer de fracture. Lorsque l'on applique une force sur le montage cintré selon le plan sagittal, et plus on éloigne l'application de la force du centre des broches (comme c'est le cas avec l'écartement des extrémités osseuses dans une fracture comminutive), on risque un effet de « twist » des broches et donc de perdre de la raideur. Mais cette hypothèse mérite d'être vérifiée et de lancer d'autres simulations avec des paramètres supplémentaires.
On peut noter également, que les valeurs de déplacements moyens observées sur les graphiques de synthèse effort-déplacement, sont plus élevées pour le recurvatum par rapport

au flessum. (par exemple : 8mm pour le valgus/transverse/M2 vs 10mm pour le recurvatum/transverse/M2). Cela s'explique par la théorie liée aux mouvements relatifs des broches explicitée lors des calculs simplifiés. D'ailleurs, on retrouve la même tendance dans les calculs simplifiés, vers une raideur supérieure du valgus par rapport au recurvatum dans le cas des tests ne prenant pas en compte les mouvements relatifs os-broche (ceux avec un coefficient de frottement élevé). Or dans les simulations réalisées ici nous n'avons pas considéré de coefficient de frottement aux interfaces.

L'augmentation du remplissage du canal médullaire améliore la stabilité biomécanique. L'étude de Mahar en 2007 étudiait l'effet de l'augmentation du remplissage médullaire par des broches de diamètre croissant sur un modèle de fémur synthétique avec fracture comminutive simulée et testée en rotation et compression axiale. Ces résultats confirmaient ces affirmations [73].

La modélisation numérique est utilisée dans les études biomécaniques. Elle permet de recréer de façon numérique les différents tests qui peuvent être réalisés sur os synthétique. On peut créer le modèle et les contraintes souhaitées à partir de références biomécaniques connues, exploitables et applicables en modélisation.

De nombreuses études ont analysé le comportement biomécanique des anciennes broches de Metaizeau dans différentes conditions. Dans la majorité des cas, ce sont des études sur os synthétiques ou cadavériques testés sur banc d'essai [87]. Le peu d'études numériques retrouvées s'intéressaient aux comportements biomécaniques en fonction du choix du titane ou de l'acier [88] [70].

L'avantage de la modélisation informatique en élément fini est de s'affranchir de la variabilité et défaut de reproductibilité retrouvée avec les os cadavériques et synthétiques ; puisque la modélisation permet de créer un modèle réutilisable à l'infini. En effet, les tests sur os cadavériques ou synthétiques nécessitent l'utilisation d'un grand nombre d'échantillons pour s'affranchir de cette variabilité et obtenir des résultats significatifs satisfaisants [89] [90].

Les investigations futures pourraient porter sur l'élaboration de scénarios plus complexes ; en modélisant par exemple la charge musculaire et les contraintes de frottement. En effet, dans cette étude, nous avons choisi un modèle « simplifié », c'est-à-dire sans modélisation des contraintes physiologiques de l'environnement du fémur, comme les contraintes musculaires, les frottement réels de l'os et de la broche. En effet, notre souhait était de comparer les 2 types de broches en terme de raideur apportée au montage et non pas de créer un modèle strictement fidèle à la réalité physiologique. A partir du moment où les modèles sont strictement similaires entre les 2 broches, cela permet de comparer uniquement le comportement des broches et même d'isoler la broche comme seule variable de l'investigation [88].

CONCLUSIONS

L'objectif de ces nouvelles broches était d'apporter une solution en terme de gain de stabilité des fractures des os longs en pédiatrie, afin d'éviter les déplacements secondaires et leurs conséquences à court et moyen terme, de faciliter la réalisation de ces embrochages du point de vue technique en garantissant la sécurité per et post opératoire. L'étude a permis par ailleurs de valider l'utilisation de l'ECMES, même pour les patients « trop âgés » ou « trop lourds ».

Les résultats de cette étude confirment le fait que le nouveau design des broches M2 améliore la stabilité des montages en réduisant le risque de déformation dans le plan frontal, sagittal et en torsion. Ces améliorations portent aussi sur la réduction du temps opératoire, du rayonnement reçu et des complications.
Les bénéfices de ces nouvelles broches sont confirmés par la réalisation d'une étude biomécanique. Elle conforte le fait que les broches M2 apportent une raideur et stabilité supérieures au montage par rapport aux M1 dans tous les plans.

C'est donc la poursuite du développement d'une technique à part entière, qui actuellement domine la traumatologie pédiatrique et dont l'évolution ne fait que continuer.

Le Président de la Thèse,

Pr. E. SAPIN

Vu et permis d'imprimer

Dijon, le 18 Avril 2016

Le Doyen

Pr. F. RUET

Références bibliographiques

1. Macnicol MF. Fracture of the femur in children. The Journal of bone and joint surgery British volume 1997;**79**(6):891-2.
2. Kassel JR. *Fractures in children*, 2001.
3. Metaizeau JP. Stable elastic intramedullary nailing for fractures of the femur in children. The Journal of bone and joint surgery British volume 2004;**86**(7):954-7.
4. Chitgopkar SD. Re: femoral elastic nailing in the older child: proceed with caution. Injury 2007;**38**(2):253-5.
5. Berger P, De Graaf JS, Leemans R. The use of elastic intramedullary nailing in the stabilisation of paediatric fractures. Injury 2005;**36**(10):1217-20.
6. Vierhout BP, Sleeboom C, Aronson DC, et al. Long-term outcome of elastic stable intramedullary fixation (ESIF) of femoral fractures in children. European journal of pediatric surgery : official journal of Austrian Association of Pediatric Surgery [et al] = Zeitschrift fur Kinderchirurgie 2006;**16**(6):432-7.
7. Czertak DJ, Hennrikus WL. The treatment of pediatric femur fractures with early 90-90 spica casting. Journal of pediatric orthopedics 1999;**19**(2):229-32.
8. Infante AF, Jr., Albert MC, Jennings WB, et al. Immediate hip spica casting for femur fractures in pediatric patients. A review of 175 patients. Clinical orthopaedics and related research 2000(376):106-12.
9. Oh CW, Park BC, Kim PT, et al. Retrograde flexible intramedullary nailing in children's femoral fractures. International orthopaedics 2002;**26**(1):52-5.
10. Skaggs DL, Leet AI, Money MD, et al. Secondary fractures associated with external fixation in pediatric femur fractures. Journal of pediatric orthopedics 1999;**19**(5):582-6.
11. Letts M, Jarvis J, Lawton L, et al. Complications of rigid intramedullary rodding of femoral shaft fractures in children. The Journal of trauma 2002;**52**(3):504-16.
12. Raney EM, Ogden JA, Grogan DP. Premature greater trochanteric epiphysiodesis secondary to intramedullary femoral rodding. Journal of pediatric orthopedics 1993;**13**(4):516-20.
13. Miller DJ, Kelly DM, Spence DD, et al. Locked intramedullary nailing in the treatment of femoral shaft fractures in children younger than 12 years of age: indications and preliminary report of outcomes. Journal of pediatric orthopedics 2012;**32**(8):777-80.
14. MacNeil JA, Francis A, El-Hawary R. A systematic review of rigid, locked, intramedullary nail insertion sites and avascular necrosis of the femoral head in the skeletally immature. Journal of pediatric orthopedics 2011;**31**(4):377-80.
15. Ward WT, Levy J, Kaye A. Compression plating for child and adolescent femur fractures. Journal of pediatric orthopedics 1992;**12**(5):626-32.
16. Fyodorov I, Sturm PF, Robertson WW, Jr. Compression-plate fixation of femoral shaft fractures in children aged 8 to 12 years. Journal of pediatric orthopedics 1999;**19**(5):578-81.
17. Caird MS, Mueller KA, Puryear A, et al. Compression plating of pediatric femoral shaft fractures. Journal of pediatric orthopedics 2003;**23**(4):448-52.
18. May C, Yen YM, Nasreddine AY, et al. Complications of plate fixation of femoral shaft fractures in children and adolescents. Journal of children's orthopaedics 2013;**7**(3):235-43.
19. Flynn JM, Hresko T, Reynolds RA, et al. Titanium elastic nails for pediatric femur fractures: a multicenter study of early results with analysis of complications. Journal of pediatric orthopedics 2001;**21**(1):4-8.
20. Kissel EU, Miller ME. Closed Ender nailing of femur fractures in older children. The Journal of trauma 1989;**29**(11):1585-8.
21. Ligier JN, Metaizeau JP, Prevot J, et al. Elastic stable intramedullary nailing of femoral shaft fractures in children. The Journal of bone and joint surgery British volume 1988;**70**(1):74-7.
22. Ligier JN, Metaizeau JP, Prevot J, et al. Elastic stable intramedullary pinning of long bone shaft fractures in children. Zeitschrift fur Kinderchirurgie : organ der Deutschen, der Schweizerischen und der Osterreichischen Gesellschaft fur Kinderchirurgie = Surgery in infancy and childhood 1985;**40**(4):209-12.
23. Gardner MJ, Lawrence BD, Griffith MH. Surgical treatment of pediatric femoral shaft fractures. Current opinion in pediatrics 2004;**16**(1):51-7.
24. Wright JG. The treatment of femoral shaft fractures in children: a systematic overview and critical appraisal of the literature. Canadian journal of surgery Journal canadien de chirurgie 2000;**43**(3):180-9.
25. Hedin H, Hjorth K, Rehnberg L, et al. External fixation of displaced femoral shaft fractures in children: a consecutive study of 98 fractures. Journal of orthopaedic trauma 2003;**17**(4):250-6.

26. Bar-On E, Sagiv S, Porat S. External fixation or flexible intramedullary nailing for femoral shaft fractures in children. A prospective, randomised study. The Journal of bone and joint surgery British volume 1997;**79**(6):975-8.
27. Evanoff M, Strong ML, MacIntosh R. External fixation maintained until fracture consolidation in the skeletally immature. Journal of pediatric orthopedics 1993;**13**(1):98-101.
28. Buess E, Kaelin A. One hundred pediatric femoral fractures: epidemiology, treatment attitudes, and early complications. Journal of pediatric orthopedics Part B 1998;**7**(3):186-92.
29. Maier M, Maier-Heidkamp P, Lehnert M, et al. [Results of femoral shaft fractures in childhood in relation to different treatment modalities]. Der Unfallchirurg 2003;**106**(1):48-54.
30. Flynn JM, Luedtke LM, Ganley TJ, et al. Comparison of titanium elastic nails with traction and a spica cast to treat femoral fractures in children. The Journal of bone and joint surgery American volume 2004;**86-A**(4):770-7.
31. Lascombes P, Haumont T, Journeau P. Use and abuse of flexible intramedullary nailing in children and adolescents. Journal of pediatric orthopedics 2006;**26**(6):827-34.
32. Simanovsky N, Porat S, Simanovsky N, et al. Close reduction and intramedullary flexible titanium nails fixation of femoral shaft fractures in children under 5 years of age. Journal of pediatric orthopedics Part B 2006;**15**(4):293-7.
33. Galano GJ, Vitale MA, Kessler MW, et al. The most frequent traumatic orthopaedic injuries from a national pediatric inpatient population. Journal of pediatric orthopedics 2005;**25**(1):39-44.
34. Metaizeau JD. Fractures diaphysaires du fémur chez l'enfant. In: Masson E, ed. EMC, 2015.
35. Shannak AO. Tibial fractures in children: follow-up study. Journal of pediatric orthopedics 1988;**8**(3):306-10.
36. Buckley SL, Smith G, Sponseller PD, et al. Open fractures of the tibia in children. The Journal of bone and joint surgery American volume 1990;**72**(10):1462-9.
37. Srivastava AK, Mehlman CT, Wall EJ, et al. Elastic stable intramedullary nailing of tibial shaft fractures in children. Journal of pediatric orthopedics 2008;**28**(2):152-8.
38. Goodwin RC, Gaynor T, Mahar A, et al. Intramedullary flexible nail fixation of unstable pediatric tibial diaphyseal fractures. Journal of pediatric orthopedics 2005;**25**(5):570-6.
39. Gordon JE, Gregush RV, Schoenecker PL, et al. Complications after titanium elastic nailing of pediatric tibial fractures. Journal of pediatric orthopedics 2007;**27**(4):442-6.
40. Wessel L, Seyfriedt CS, Hock S, et al. [Pediatric tibial fractures: is conservative therapy still currently appropriate?]. Der Unfallchirurg 1997;**100**(1):8-12.
41. Helenius I, Lamberg TS, Kaariainen S, et al. Operative treatment of fractures in children is increasing. A population-based study from Finland. The Journal of bone and joint surgery American volume 2009;**91**(11):2612-6.
42. Slongo TF. [Ante- and retrograde intramedullary nailing of humerus fractures]. Operative Orthopadie und Traumatologie 2008;**20**(4-5):373-86.
43. Jubel A, Andermahr J, Isenberg J, et al. [Experience with elastic stable intramedullary nailing (ESIN) of shaft fractures in children]. Der Orthopade 2004;**33**(8):928-35.
44. Furlan D, Pogorelic Z, Biocic M, et al. Elastic stable intramedullary nailing for pediatric long bone fractures: experience with 175 fractures. Scandinavian journal of surgery : SJS : official organ for the Finnish Surgical Society and the Scandinavian Surgical Society 2011;**100**(3):208-15.
45. Braten M, Terjesen T, Rossvoll I. Torsional deformity after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Measurement of anteversion angles in 110 patients. The Journal of bone and joint surgery British volume 1993;**75**(5):799-803.
46. Linhart WE, Roposch A. Elastic stable intramedullary nailing for unstable femoral fractures in children: preliminary results of a new method. The Journal of trauma 1999;**47**(2):372-8.
47. Weinberg AM, von Bismarck S, Castellani C, et al. [Descending intramedullary nailing for the treatment of displaced supracondylar humeral fractures in children]. Der Chirurg; Zeitschrift fur alle Gebiete der operativen Medizen 2003;**74**(5):432-6.
48. Luhmann SJ, Schootman M, Schoenecker PL, et al. Complications of titanium elastic nails for pediatric femoral shaft fractures. Journal of pediatric orthopedics 2003;**23**(4):443-7.
49. Nisar A, Bhosale A, Madan SS, et al. Complications of Elastic Stable Intramedullary Nailing for treating paediatric long bone fractures. Journal of orthopaedics 2013;**10**(1):17-24.
50. Sarkar S, Bandyopadhyay R, Mukherjee A. Titanium elastic nail - Complications in the treatment of paediatric diaphyseal fracture of femur [corrected]. The open orthopaedics journal 2013;**7**:12-7.
51. Wallace ME, Hoffman EB. Remodelling of angular deformity after femoral shaft fractures in children. The Journal of bone and joint surgery British volume 1992;**74**(5):765-9.

52. Metaizeau JP. *Ostéosynthèse chez l'enfant par embrochage centro-médullaire élastique stable*. p. 77-84, 1988.
53. Sink EL, Gralla J, Repine M. Complications of pediatric femur fractures treated with titanium elastic nails: a comparison of fracture types. Journal of pediatric orthopedics 2005;**25**(5):577-80.
54. Stephens MM, Hsu LC, Leong JC. Leg length discrepancy after femoral shaft fractures in children. Review after skeletal maturity. The Journal of bone and joint surgery British volume 1989;**71**(4):615-8.
55. Vallamshetla VR, De Silva U, Bache CE, et al. Flexible intramedullary nails for unstable fractures of the tibia in children. An eight-year experience. The Journal of bone and joint surgery British volume 2006;**88**(4):536-40.
56. Sankar WN, Jones KJ, David Horn B, et al. Titanium elastic nails for pediatric tibial shaft fractures. Journal of children's orthopaedics 2007;**1**(5):281-6.
57. O'Brien T, Weisman DS, Ronchetti P, et al. Flexible titanium nailing for the treatment of the unstable pediatric tibial fracture. Journal of pediatric orthopedics 2004;**24**(6):601-9.
58. Rajan RA, Hawkins KJ, Metcalfe J, et al. Elastic stable intramedullary nailing for displaced proximal humeral fractures in older children. Journal of children's orthopaedics 2008;**2**(1):15-9.
59. Zatti G, Teli M, Ferrario A, et al. Treatment of closed humeral shaft fractures with intramedullary elastic nails. The Journal of trauma 1998;**45**(6):1046-50.
60. Weisman DS. Acute synovitis of the knee resulting from intra-articular knee penetration as a complication of flexible intramedullary nailing of pediatric femur fractures: report of two cases. Journal of pediatric orthopedics 2004;**24**(3):345; author reply 45.
61. Lascombes P, Nespola A, Poircuitte JM, et al. Early complications with flexible intramedullary nailing in childhood fracture: 100 cases managed with precurved tip and shaft nails. Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR 2012;**98**(4):369-75.
62. Heinrich SD, Drvaric DM, Darr K, et al. The operative stabilization of pediatric diaphyseal femur fractures with flexible intramedullary nails: a prospective analysis. Journal of pediatric orthopedics 1994;**14**(4):501-7.
63. Till H, Huttl B, Knorr P, et al. Elastic stable intramedullary nailing (ESIN) provides good long-term results in pediatric long-bone fractures. European journal of pediatric surgery : official journal of Austrian Association of Pediatric Surgery [et al] = Zeitschrift fur Kinderchirurgie 2000;**10**(5):319-22.
64. Sim E. Intramedullary wiring for tibial shaft fractures in children before epiphyseal closure. Indications and technique--experience of 36 patients. Archives of orthopaedic and trauma surgery 1991;**110**(2):87-92.
65. McKibbin B. The biology of fracture healing in long bones. The Journal of bone and joint surgery British volume 1978;**60-B**(2):150-62.
66. Panjabi MM, White AA, 3rd, Wolf JW, Jr. A biomechanical comparison of the effects of constant and cyclic compression on fracture healing in rabbit long bones. Acta orthopaedica Scandinavica 1979;**50**(6 Pt 1):653-61.
67. Goodship AE, Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. The Journal of bone and joint surgery British volume 1985;**67**(4):650-5.
68. Thomas P, Bandl WD, Maier S, et al. Hypersensitivity to titanium osteosynthesis with impaired fracture healing, eczema, and T-cell hyperresponsiveness in vitro: case report and review of the literature. Contact dermatitis 2006;**55**(4):199-202.
69. Dobiecki K, Zietek P, Kolodziej L, et al. [The influence of hypersensitivity to nickel, chrome and cobalt on the process of fracture healing in patients treated operatively by stable osteosynthesis]. Chirurgia narzadow ruchu i ortopedia polska 2009;**74**(1):46-9.
70. Mahar AT, Lee SS, Lalonde FD, et al. Biomechanical comparison of stainless steel and titanium nails for fixation of simulated femoral fractures. Journal of pediatric orthopedics 2004;**24**(6):638-41.
71. Li Y, Stabile KJ, Shilt JS. Biomechanical analysis of titanium elastic nail fixation in a pediatric femur fracture model. Journal of pediatric orthopedics 2008;**28**(8):874-8.
72. Moroz LA, Launay F, Kocher MS, et al. Titanium elastic nailing of fractures of the femur in children. Predictors of complications and poor outcome. The Journal of bone and joint surgery British volume 2006;**88**(10):1361-6.
73. Mahar A, Sink E, Faro F, et al. Differences in biomechanical stability of femur fracture fixation when using titanium nails of increasing diameter. Journal of children's orthopaedics 2007;**1**(3):211-5.

74. Ho CA, Skaggs DL, Tang CW, et al. Use of flexible intramedullary nails in pediatric femur fractures. Journal of pediatric orthopedics 2006;**26**(4):497-504.
75. Sagan ML, Datta JC, Olney BW, et al. Residual deformity after treatment of pediatric femur fractures with flexible titanium nails. Journal of pediatric orthopedics 2010;**30**(7):638-43.
76. Gwyn DT, Olney BW, Dart BR, et al. Rotational control of various pediatric femur fractures stabilized with titanium elastic intramedullary nails. Journal of pediatric orthopedics 2004;**24**(2):172-7.
77. ICRP Publication 105. Radiation protection in medicine. Annals of the ICRP 2007;**37**(6):1-63.
78. Khan IA, Kamalasekaran S, Fazal MA. Risk of ionising radiation to trainee orthopaedic surgeons. Acta orthopaedica Belgica 2012;**78**(1):106-10.
79. Dalgleish S, Hince A, Finlayson DF. Peri-operative radiation exposure: Are overweight patients at increased risks? Injury 2015;**46**(12):2448-51.
80. Ector J, Dragusin O, Adriaenssens B, et al. Obesity is a major determinant of radiation dose in patients undergoing pulmonary vein isolation for atrial fibrillation. Journal of the American College of Cardiology 2007;**50**(3):234-42.
81. Muller MC, Welle K, Strauss A, et al. Real-time dosimetry reduces radiation exposure of orthopaedic surgeons. Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR 2014;**100**(8):947-51.
82. Lee-Smith. Can the orthopaedic team reduce the risk of infection? Journal of orthopaedic nursing 1999;**3**(2):95_98.
83. Beldi G, Bisch-Knaden S, Banz V, et al. Impact of intraoperative behavior on surgical site infections. American journal of surgery 2009;**198**(2):157-62.
84. Uckay I, Hoffmeyer P, Lew D, et al. Prevention of surgical site infections in orthopaedic surgery and bone trauma: state-of-the-art update. The Journal of hospital infection 2013;**84**(1):5-12.
85. Narayanan UG, Hyman JE, Wainwright AM, et al. Complications of elastic stable intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures, and how to avoid them. Journal of pediatric orthopedics 2004;**24**(4):363-9.
86. El-Adl G, Mostafa MF, Khalil MA, et al. Titanium elastic nail fixation for paediatric femoral and tibial fractures. Acta orthopaedica Belgica 2009;**75**(4):512-20.
87. Eveleigh RJ. A review of biomechanical studies of intramedullary nails. Medical engineering & physics 1995;**17**(5):323-31.
88. Perez A, Mahar A, Negus C, et al. A computational evaluation of the effect of intramedullary nail material properties on the stabilization of simulated femoral shaft fractures. Medical engineering & physics 2008;**30**(6):755-60.
89. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models. Journal of biomechanics 1996;**29**(4):525-35.
90. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. Journal of biomechanics 2000;**33**(3):279-88.

TITRE DE LA THESE :
Etude comparative clinique et biomécanique des broches d'ostéosynthèse centromédullaire élastique stable de nouvelle génération « Metaizeau II ». Etude rétrospective à propos de 137 patients.

AUTEUR : DELPHY DENIS

RESUME :

Introduction : Les objectifs de cette étude sont d'une part de comparer les résultats en terme de stabilité des fractures des os long chez les enfants ostéosynthésés par les broches Metaizeau 1 (M1) versus Metaizeau 2 (M2); ainsi que d'étudier la sécurité per et post opératoire de ces nouvelles broches. Et d'autre part d'intégrer l'apport de l'analyse computationnelle par modélisation informatique d'un modèle de fémur, pour la comparaison de la stabilité biomécanique des deux broches. L'intérêt des nouvelles broches M2 est d'apporter une solution en terme de gain de stabilité pour les fractures des os longs en pédiatrie et de faciliter le geste chirurgical avec réduction du temps opératoire et de la quantité de radioscopie.
Méthode : Une étude monocentrique sur 137 fractures traitées par M1 et M2 a été rétrospectivement réalisée. 47 fractures ont été ostéosynthésés à l'aide de la broche M1 et 90 avec M2. L'apparition d'une déformation angulaire, témoin d'une instabilité, au cours du suivi a été relevée par mesure radiographique dans le plan frontal et sagittal. L'étude de la durée opératoire, de la quantité de scopie et des complications a été réalisée. S'ajoute à cette étude clinique, la réalisation d'une étude biomécanique par modélisation informatique afin de comparer la stabilité biomécanique de deux montages avec les broches M1 vs M2, dans un modèle de fémur pédiatrique.
Résultats : Les M2 permettent de réduire significativement l'existence d'une déformation frontale et sagittale, respectivement par 5 et 12 ($P<10^{-3}$). Concernant l'ampleur de cette déformation, elle est significativement réduite de 30% avec les M2 dans le plan frontal ($P = 0,014$). La localisation de la fracture est un facteur prédicteur de l'apparition d'une déformation frontale et est significativement liée à l'ampleur de la déformation dans le plan sagittal. La quantité de rayonnement per opératoire est significativement diminuée de 66% ($P<10^{-3}$) avec l'utilisation des M2 qui permettent également une réduction significative de la durée opératoire de 30% par rapport aux M1 ($P<10^{-3}$). Le taux de complications dans notre population est de 33,4% avec un risque 6 fois plus faible pour les M2 ($P<10^{-3}$).
L'étude biomécanique montre une raideur supérieure des M2 dans le plan frontal, sagittal et en torsion pour les fractures comminutives et transverse simple modélisées.
Conclusions : Les broches M2 apportent un gain de stabilité dans le plan frontal et sagittal que se soit sur l'apparition ou l'ampleur d'une instabilité dans le traitement des fractures des os longs chez l'enfant. Ce gain est confirmé par l'étude biomécanique. La sécurité per et post opératoire est également améliorée avec une chirurgie facilitée et une innocuité de ces nouvelles broches.

MOTS-CLES : Embrochage centromédullaire élastique stable ; enfants ; stabilité biomécanique ; test biomécanique ; modélisation numérique; fractures simulées